



**POLYTECHNIQUE
MONTRÉAL**

LE GÉNIE
EN PREMIÈRE CLASSE

Rapport de stage intitulé : Guide d'utilisation des capteurs
Trigno IM dans un contexte de réadaptation des membres
supérieurs avec le REA plan

Présenté par : Mme Ana SEGOVIA

Dans le contexte en vue de l'obtention du diplôme de :
Maîtrise en ingénierie (M.Ing.)

M. Maxime RAISON, Ph. D., directeur de maîtrise et de stage

M. Sofiane ACHICHE, Ph. D., codirecteur de maîtrise et de stage

LABORATOIRE DE MOUVEMENT

Centre de réadaptation Marie-Enfant

CRME

Guide d'utilisation des capteurs Trigno IM dans un contexte de réadaptation des membres supérieurs avec le REA plan

Système Trigno™ EMG Sans-fil

Rédacteur : Ana Segovia

Mise à jour le : 14/01/2017

Table de Matières

PARTIE A: INTRODUCTION

1. Vue d'ensemble.....	4
2. Description et caractéristiques du système TRIGNO™ EMG Sans-fil.....	4
3. Précautions importantes.....	6
4. Configuration requise.....	6

PARTIE B: PRÉPARATION DES PATIENTS

1. Installation de capteurs sur le patient.....	7
---	---

PARTIE C: PRÉPARATION DU SYSTÈME ET DU MATÉRIEL

1. Préparation de l'équipement (hardware).....	8
2. Préparation du système EMG (logiciel).....	9
a. Étalonnage.....	9
b. Création d'une configuration pour l'enregistrement des données.....	9
3. Exportation au <i>EMGworks Analysis</i> pour l'analyse des données.....	14
4. Conversion des données au différents formats.....	14

PARTIE D: EXEMPLE D'ENREGISTREMENT DE DONNÉES DANS UN SUJET SAIN

1. Brève descriptions des muscles dans l'étude.....	15
2. Brève description de traitement de données EMG.....	16

Annexe A: Étalonnage de capteurs.....

Annexe B: Couplage de capteurs.....

Annexe C: Bruit.....

Références.....

PARTIE A: INTRODUCTION

1. Vue d'ensemble

Ce rapport est une guide d'utilisation des capteurs EMG Trigno pour l'enregistrement des données d'électromyographie (EMG) et de cinématique (accéléromètre, magnetometre et gyroscope).

Dans la recherche liée aux maladies neuromusculaire (MNM) ou au déficit moteur cérébral (DMC) qui affectent la motricité, les capteurs EMG de surface, offrant des données cinématiques et électromyographies, sont des outils puissants qui aident à mieux comprendre le mouvement et le comportement musculaire des patients atteints par ces maladies.

Dans ce projet de recherche, ces données aideront à caractériser et à comparer le mouvement ainsi que l'activation musculaire des membres supérieurs d'enfants sains avec ceux des enfants atteints d'un trouble de la motricité de type DMC ou MNM dans le cadre de leur réadaptation (6).

En améliorant la compréhension du comportement musculaire, réalisée d'une façon quantitatif et objectif, chez les enfants souffrant de ces maladies on peut définir des meilleurs diagnostics et ainsi garantir des traitements plus spécifiques qui conduiront à une meilleure qualité de vie. Jusqu'au présent les méthodes de diagnostique de la sévérité de la maladie sont plutôt qualitatives et donc sujettes à interprétation.

De plus, ces capteurs sont totalement non invasifs car ils sont placés à la surface de la peau (5).

L'enregistrement de données se réalisent à l'école Victor Doré chez les enfants. Les données ainsi obtenues au fur et à mesure par le dispositif REAplan seront stockées. En tant que participants a ce projet les données prises pendant leur rééducation seront aussi enregistrées. Une caractérisation de l'activité musculaire lors de mouvements spécifiques de leur membre supérieur sera observée et analysée.

2. Description et caractéristiques du système EMG (*features*)

Le système EMG Trigno sans-fil inclus des capteurs qui mesurent l'activité physio-électrique des muscles dans la forme des signaux EMG, des mouvements cinématiques dans la forme des accélérations, des champs magnétiques et des vitesses rotationnelles (1).

Il y a 16 capteurs EMG sans-fil (type Trigno IM) dans un coffret de recharge Trigno, Figure 1, qui ont les caractéristiques suivantes :

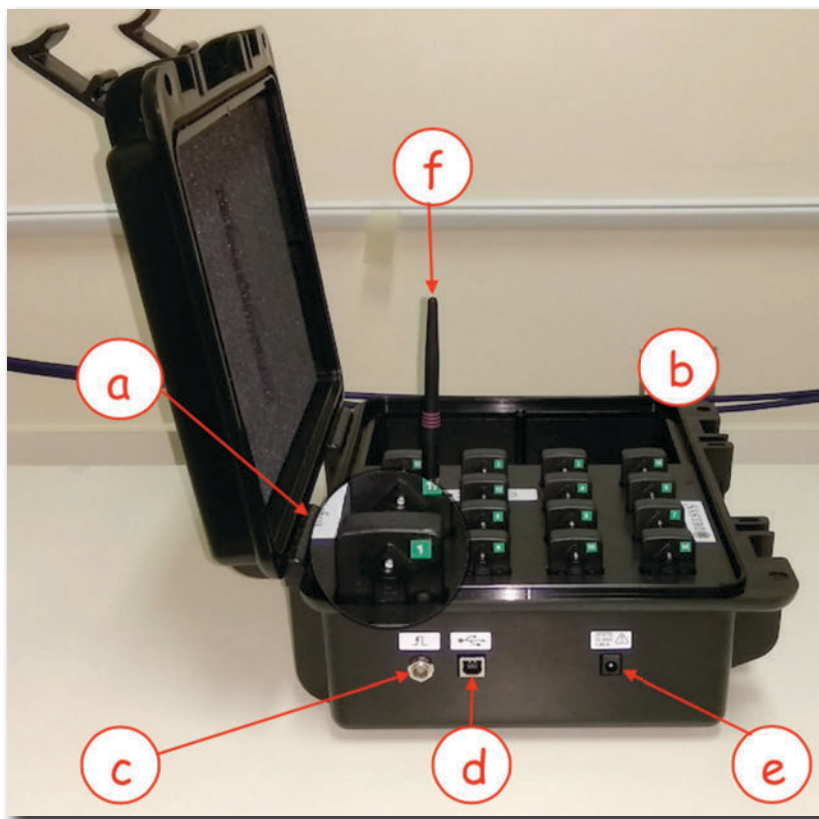


Figure 1. La Station de recharge Trigno. a. Les capteurs sans-fil; b. La Station de recharge; c. Le point de déclenchement; d. Le port USB; e. La prise d'alimentation électrique; f. L'antenne.

- « Chaque capteur inclut un accéléromètre 3D (X, Y, Z) pour mesurer des accélérations, un magnétomètre pour mesurer des champs magnétiques et un gyroscope pour mesurer des vitesses rotationnelles ».
- « Chaque capteur a une portée de transmission de 20m ».
- « Chaque capteur a une batterie rechargeable qui dure 7 heures ».
- Concernant les capteurs EMG :
 - Fréquence d'échantillonnage : 2000 échantillons/second.
 - Bande passante de signal EMG : 20-450 Hz.
 - Bruit de base EMG < 750nV RMS.

- « Le système peut transmettre des données aux logiciels *EMGworks 4.3.1 Acquisition* et *EMGworks 4.3.1 Analysis* » pour faire l'acquisition et le traitement de données, respectivement.
- Le système a la capacité de générer 16 canaux EMG et 48 canaux d'accéléromètre qui peuvent intégrer des capteurs de mouvement (*motion capture*) et d'autres systèmes d'acquisition (1).

3. Précautions importantes

Ne pas utiliser ces capteurs pour des patients présentant :

- Tout type des dispositifs électroniques implantés ou des dispositifs d'assistance similaires, par exemple : des stimulateurs cardiaques, des pompes à perfusion électroniques et les stimulateurs implantés.
- Des irritations de peau ou de plaies ouvertes.
- Des d'allergies à l'argent (1).

4. Configuration requise (*system requirements*)

- Logiciel : *EMGworks 4.0.9* ou une version supérieure.
- Windows 7, Windows Vista ou Windows XP avec Service Pack 3. Systèmes d'exploitation de PC pris en charge 64-bit ou 32-bit. Windows 7 est recommandé pour obtenir une performance optimale.
- Une capacité de stockage du disque dur de 1GB ou supérieur.
- Une mémoire de système de 2GB ou supérieur.
- Un port USB (1).

PARTIE B: PRÉPARATION DES PATIENTS

1. Installation des capteurs sur le patient

Ave EMG de surface, il est important de connaître la position optimale du placement du capteur afin de capturer le signal le plus fort pour le muscle désiré. Pour cela, le capteur Delsys peut être utilisé comme sonde, dans la région générale où le muscle désiré se trouve, sans aucune préparation cutanée préalable ou sans fixation, pour trouver la position optimale du placement du capteur. La position recherchée correspond au maximum du signal et a la position où l'activité des muscles adjacents, captée par le capteur utilisé, est minimale.

Il est également recommandé d'utiliser un atlas anatomique pour aider à trouver la localisation précise et la fonction du muscle désiré aussi bien que des muscles adjacents qui peuvent avoir une influence sur le signal détecté par le capteur utilisé (5). L'emplacement des capteurs doit être conformes aux normes SENIAM.

1. Essuyez la surface du capteur ainsi que les barres métalliques avec un tampon d'alcool isopropylique pour éliminer la poussière.
2. Nettoyer vigoureusement le site de la peau où le capteur doit être placé avec un tampon d'alcool. Rasez la zone si elle est trop poilue.
 - a. Dans l'électromyographie de surface il est important de maintenir l'impédance de la peau au niveau du site de l'électrode aussi faible que possible pour avoir un signal propre. « L'impédance peut varier en fonction de l'humidité de la peau, de la teneur superficielle en huile de la peau et de la densité de la couche cornée de cellules mortes » (4).
3. Placez l'adhésif sur la surface du capteur en veillant à libérer les barres de métal à travers les trous dans l'adhésif.
4. Placez le capteur sur le site de la peau préparée en alignant la flèche parallèlement aux fibres musculaires et le long de la ligne médiane longitudinale du muscle.
5. Vérifiez que le capteur soit bien lié à la peau avant de commencer les mesures (5).

PARTIE C: PRÉPARATION DU SYSTÈME ET DU MATÉRIEL

1. Préparation de l'équipement (hardware)

1. Assurez vous que la station de recharge soit bien connectée à une prise de courant ou à un transformateur d'isolement.
2. Assurez vous que l'ordinateur et la station de recharge soient connectés au même transformateur d'isolement.
 - a. Le transformateur d'isolement protège l'équipement contre les chocs électriques, et aide à supprimer le bruit électrique dans les dispositifs (3).
3. Assurez vous que la station de recharge soit bien connectée à l'ordinateur via le port USB.
4. Assurez vous que l'antenne soit solidement fixée à son connecteur dans la station de base.
5. Assurez vous que chaque capteur soit entièrement chargé AVANT de les utiliser. Pour se faire, laissez les capteurs dans la station de recharge jusqu'à ce que le DEL voyant soit vert, Figure 2 (1).



Figure 2. Capteurs dans la boîte de recharge. LED vert = capteur entièrement chargé; LED jaune = capteur en train de charger.

2. Préparation du système EMG dans *EMGworks* (software)

a. Étalonnage

L'étalonnage des capteurs n'est pas requise. Car ces capteurs (type Trigno IM) ne sont pas reconnus dans le logiciel *EMGworks 4.3.1 Acquisition* comme un type qui doit être calibré. Ceci a été défini à cause des autres composants du capteur - le magnétomètre ne suit pas une calibration linéaire. En plus, il n'est pas possible de mettre le capteur à une vitesse rotationnelle constant pour calibrer le gyroscope. Pour plus de détails voir l'annexe A (7).

b. Création d'une configuration pour l'enregistrement des données

Une *configuration* doit être créée pour commencer une expérience dans le logiciel *EMGworks 4.3.1 Acquisition*. Cette configuration de test (*test configuration*) inclut le hardware utilisé (le(s) capteurs et les cartes A/D), des calibrations dans le cas échéant, et le protocole expérimental (*experimental workflow*) à suivre pendant le test. Pour définir le protocole expérimental il y a une série de modèles prédéfinis et personnalisés (*task templates*) à choisir. Chaque modèle précise les capteurs à utiliser dans l'expérience, la façon de les utiliser par l'opérateur et le sujet, tout traitement en temps réel, et des paramètres spécifiques à chaque tâche (2).

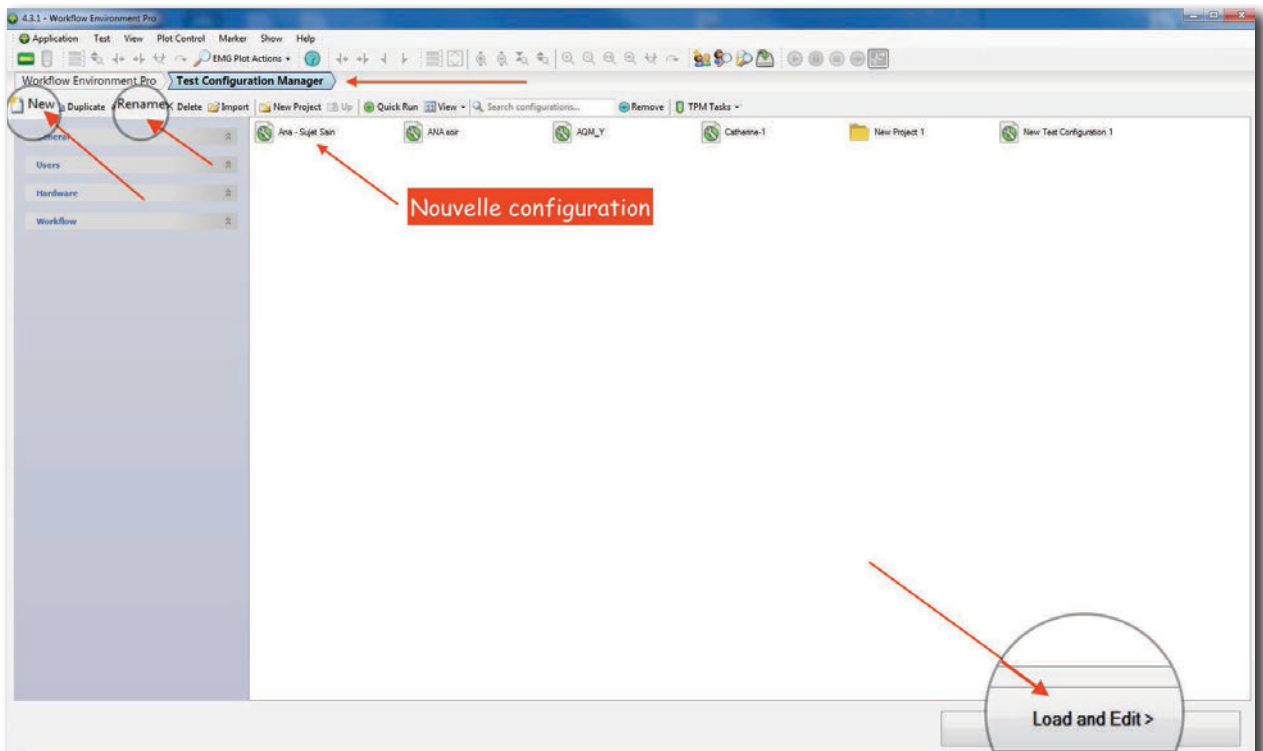


Figure 3- Création d'une nouvelle configuration, dans le gestionnaire de configuration de test, pour une nouvelle expérience

1. Ouvrez le logiciel *EMGworks 4.3.1 Acquisition* trouvé dans le dossier *Delsys.Inc* dans le menu Démarrer.
2. Sélectionnez *Workflow Environment Pro* qui ouvrira le Gestionnaire de configuration de test (*test configuration manager*), Figure 3.
3. Création d'une nouvelle configuration :
 - ☐ Cliquez sur *New* pour créer une nouvelle configuration.
 - ☐ Sélectionnez la configuration et cliquez sur *Rename* pour le renommer.
 - ☐ Cliquez sur *Load and Edit*, ayant sélectionné la configuration, pour l'ouvrir.
4. Création d'un nouvel opérateur et un nouveau patient, Figure 4 :
 - ☐ Cliquez sur l'onglet *People*.
 - ☐ Créer un nouveau patient avec l'onglet *Test Subject* à droite de l'écran. Remplir des informations et appuyer sur *Update*.
 - ☐ Créez un nouvel opérateur avec l'onglet *Test Operateur* à droite de l'écran. Remplir les informations et appuyer sur *Update*.

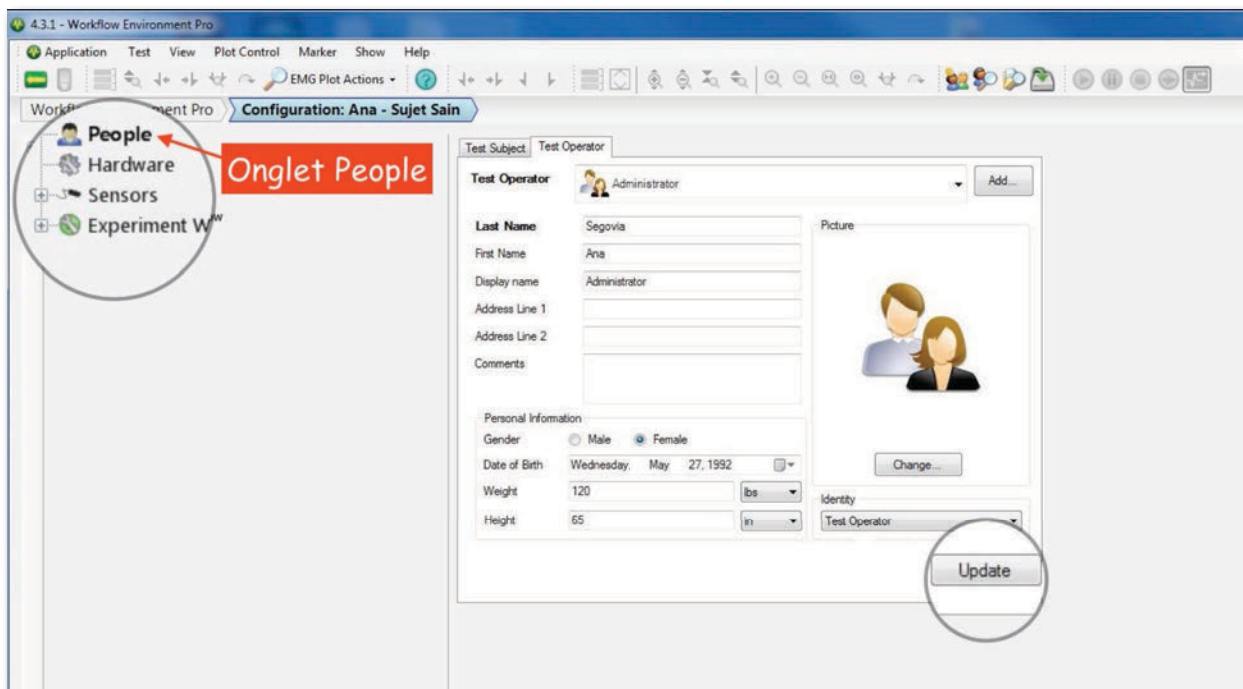


Figure 4- Création d'un nouvel opérateur et un nouveau sujet

5. Configuration du Hardware, Figure 5.

- ☐ Cliquez sur l'onglet *Hardware* trouvé dessous *People*.
- ☐ Dans le menu à coté de *A/D Device*, sélectionnez : *Trigno Wireless System*.

6. Ajout de capteurs, Figure 6.

Dès qu'un capteur est placé dans leur rainure (*craddle slots*) de la station de recharge, il est reconnu par le logiciel et doit apparaître en-dessous de *Add a sensor*.

- ☐ Cliquez sur l'onglet *Sensors* :
 - Vérifiez que tous les capteurs placés dans la Station de recharge ont été reconnus par le logiciel.
 - Si non, manuellement ajouter chaque capteur en appuyant le bouton sur la surface du capteur jusqu'à ce qu'il soit reconnu par le logiciel.
- ☐ Assignez à chaque capteur un nom, en cliquant sur le capteur à gauche de l'écran.
 - Utiliser le mannequin à la droite de l'écran pour identifiez le nom et l'emplacement des muscles.
 - Le nom doit décrire: le muscle spécifique sur lequel le capteur sera placé, le côté du corps (L : gauche, R : droit), la condition (DUL : dominant upper limb, IUL : involved upper limb) et le numéro de capteurs. Ajouter les muscles suivants (dans cet exemple on décrit le bras droit d'un enfant sain DUL:
 - R_BICEPS_BRACHI_DUL sensor 1
 - R_TRICEPS_BRACHI_DUL sensor 2
 - R_BRACHIORADIALIS_DUL sensor 3
 - R_BRACHIALIS_DUL sensor 4
 - R_PRONATOR TERES_DUL sensor 5.
 - R_PRONATOR_QUADRATUS_DUL sensor 6
- ☐ Alternativement, passez le curseur de la souris sur le mannequin et faites glisser le nom du muscle vers le capteur ajouté.
- ☐ Couplez chaque capteur de la station de recharge au capteur correspondant, le cas échéant, dans le logiciel *EMGworks 4.3.1 Acquisition*. **Voir l'annexe B.**

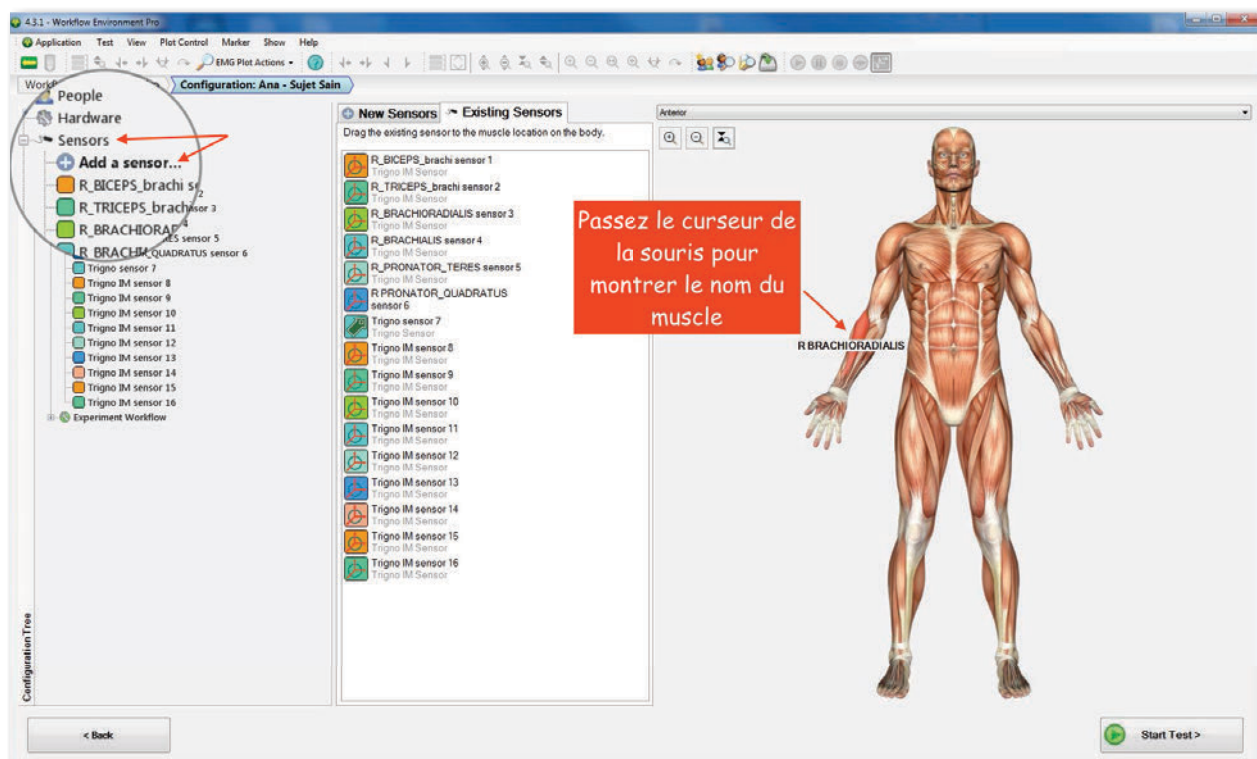


Figure 6. Ajout et couplage des capteurs.

7. Création et gestion de protocole expérimental à suivre :

EMGworks offre une liste de modèles personnalisés (*task templates*) parmi lesquels l'utilisateur peut choisir et personnaliser son expérience.

- ☐ Cliquez sur l'onglet *Workflow Environment Pro*.
- ☐ Cliquez sur *Plot and Store* et faites glisser dans la boîte appelée *Workflow Designer*.
- ☐ Sous l'onglet *Task Specific* dans la boîte de paramétrage qui apparaît, précisez le nom du tâche, définissez la durée de l'enregistrement des données et sélectionnez les six capteurs à utiliser pour cette tâche.
- ☐ Cliquez sur *Options* à droite de chaque capteur et sélectionnez votre choix pour les canaux à utiliser (EMG, ACC, MAG, GYR) dans l'enregistrement des données ainsi que les fonctions supplémentaires disponibles.
- ☐ Sous l'onglet *Prompting*, cochez l'option *Use task default prompting*.
- ☐ (Optionnel) Sous l'onglet *General*, remplissez les cases en fonction des paramètres spécifiques au test.

- Cliquez sur *Start Test*, et dans la boîte de dialogue suivante :
 - Nommez l'enregistrement avec un nom spécifique qui décrit l'activité enregistré, e.g. *Run 1 Flexion/ Extension subject A*.
 - Sélectionner le sujet et l'opérateur corrects.
 - Choisissez un dossier de destination où vous souhaitez enregistrer les données et confirmez avec *Ok*.
- Placez les capteurs sur le sujet en suivant les directives SENIAM (**reportez-vous à la PARTIE B**). C'est une étape critique, car les capteurs doivent être bien placés pour avoir un signal propre sans l'influence des muscles adjacents.

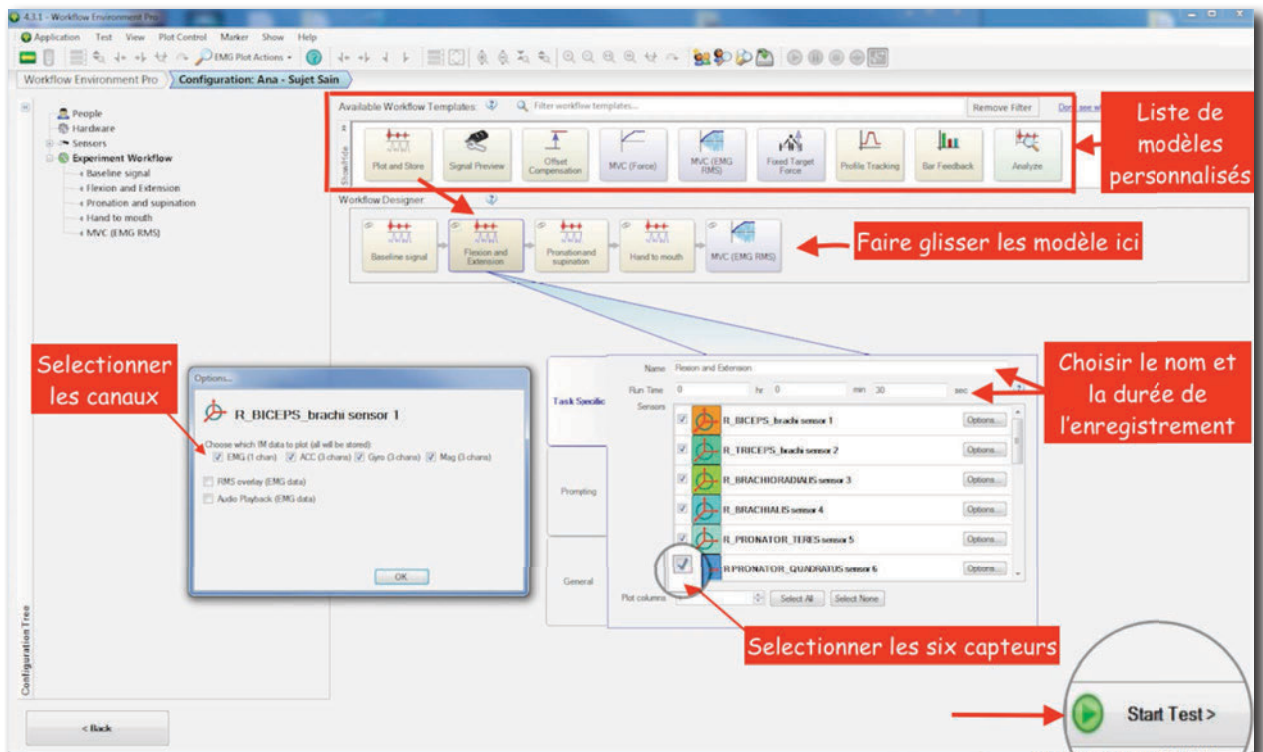


Figure 7 – Création d'un protocole expérimental.

8. Démarrage d'enregistrement des données :

- Appuyez sur *Run Task*.
- Cliquez sur *Start Test* pour commencer l'enregistrement des données en même temps que le sujet commence à faire l'exercice.
 - La collecte de données se déroulera pendant la durée choisie précédemment.

3. Exportation de données du *EMGworks Acquisition* à *EMGworks Analysis* pour l'analyse de données

- ☐ Cliquez sur *Browse Database* dans la barre d'outil supérieure dans *EMGworks Acquisition*. 
- ☐ Trouvez et cliquez droit sur la série de données désirée, et sélectionnez *Export to Analysis*.
- ☐ Sélectionnez une destination (un dossier) pour les données à exporter.
- ☐ Le logiciel *EMGworks Analysis* s'ouvrira avec vos données au dessous de *Data*.

4. Conversion de données aux différents formats (import and export)

- ☐ Ouvrez le *Delsys File Conversion utility* trouvé dans le dossier *Delsys.Inc* dans le menu Démarrer.
 - Formats d'entrée disponibles : HPF, EMG, CSV.
 - Formats de sortie disponibles : HPF, CSV, XSL, MAT
- ☐ Faites glisser le fichier à convertir au dessous de « *input file* », et choisissez le format de sortie, et cliquez sur « *convert* ».

PARTIE D: EXEMPLE D'ENREGISTREMENT DE DONNÉES DANS UN SUJET SAIN

1. Brève descriptions de muscles dans l'étude

Pour caractériser le comportement musculaire d'enfants avec de troubles motrices de type DMC ou MNM dans leur participation dans ce projet, l'activité des muscles suivants sera étudié :

1. Biceps brachii brevis

Il est composé de deux chefs : un long et un court. Ce muscle est principalement un fléchisseur du bras au niveau de l'articulation du coude et un supinateur de l'avant-bras. La supination est la plus puissante dans un coude fléchi. Il est antagoniste au triceps brachii (10).

2. Triceps brachii longus

Il est composé de trois chefs : le vaste latéral, le vaste médial et le long chef du triceps brachial. Ce muscle est principalement un extenseur du bras au niveau de l'articulation du coude. Il est antagoniste au biceps brachii, brachialis et brachioradialis. Il est situé dans le compartiment antérieur du bras supérieur (10).

2. Brachialis

Ce muscle est le fléchisseur le plus fort de l'articulation du coude, plus fort même que le biceps brachial, car il est plus proche de l'accès articulaire et, de plus, ne s'étend que sur une articulation. Une petite contraction du muscle entraîne par conséquent une plus grande flexion du coude. Il se trouve dans la partie antérieure du bras supérieur, plus profond que le biceps brachii (7) (10).

4. Brachioradialis :

Ce muscle est principalement un fléchisseur du bras au niveau de l'articulation du coude; il est le plus fort fléchisseur lorsque l'articulation du coude est dans une position intermédiaire entre la supination et la pronation (11).

5. Pronator Teres :

Il est composé de deux chefs : humérale et ulnaire. Ce muscle est un pronateur de l'avant bras au niveau du coude. Il est aussi un faible fléchisseur du bras (7) (10).

6. Pronator Quadratus :

Ce muscle est principalement un pronateur de l'avant bras, agoniste avec le pronator teres. Il est situé dans la partie distale de l'avant bras, proche de la main. Il a la forme d'un carré.

Dans ce cas, la collecte de données a été effectuée sur le bras dominant d'un sujet sain (25 ans) assis avec ses pieds à plat sur le sol, comme montré dans Sarcher et al (7) (8). Pour commencer la collecte de données, un signal de référence pour chaque EMG a été pris, en demandant au participant de positionner son bras librement le long du corps pendant quelques secondes. Ensuite, le participant a fait une série de mouvements de flexion et extension en gardant son avant-bras en position neutre de pronation/supination. La même procédure a été répétée avec de mouvements de pronation et supination en gardant l'avant bras en position neutre de flexion/extension. Le participant a fait « les mouvements en essayant de garder les articulations de l'épaule, du poignet et des doigts aussi immobiles que possible » (8).

Dans le cadre du projet de réadaptation (rééducation) avec le REAplan, une fois que les capteurs sont bien attachés et placés sur le membre supérieur atteint ou non-dominant . Les données seront utilisées lors de mouvements effectués sur le REAplan ce dispositif robotique amènera l'enfant à faire des mouvements répétitifs. Le robot accompagne l'utilisateur, en fournissant des quantités variables d'aide en fonction des capacités et des besoins uniques de l'enfant » (6).

3. Brève descriptions de traitement de données

L'analyse des données sera principalement réalisée à l'aide du logiciel *EMGworks 4.3.1 Analysis* et de Matlab 2017a.

Dans *EMGworks Analysis 4.3.1* de différents calculs peuvent être effectués sur un ensemble de données choisi (un fichier qui peut contenir de séries de données de différents muscles) ou une série spécifique à un muscle.

Pour le faire, sélectionnez l'ensemble de données dans la fenêtre appelée *Data*, cliquez droit, choisissez « *Calculation strips* » et choisissez le calcul d'intérêt, Figure 9 (2).

Pour plus de détails sur chaque calcul et les paramètres requis sur *EMGworks Analysis 4.3.1*. voir: <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/NetHelp/>.

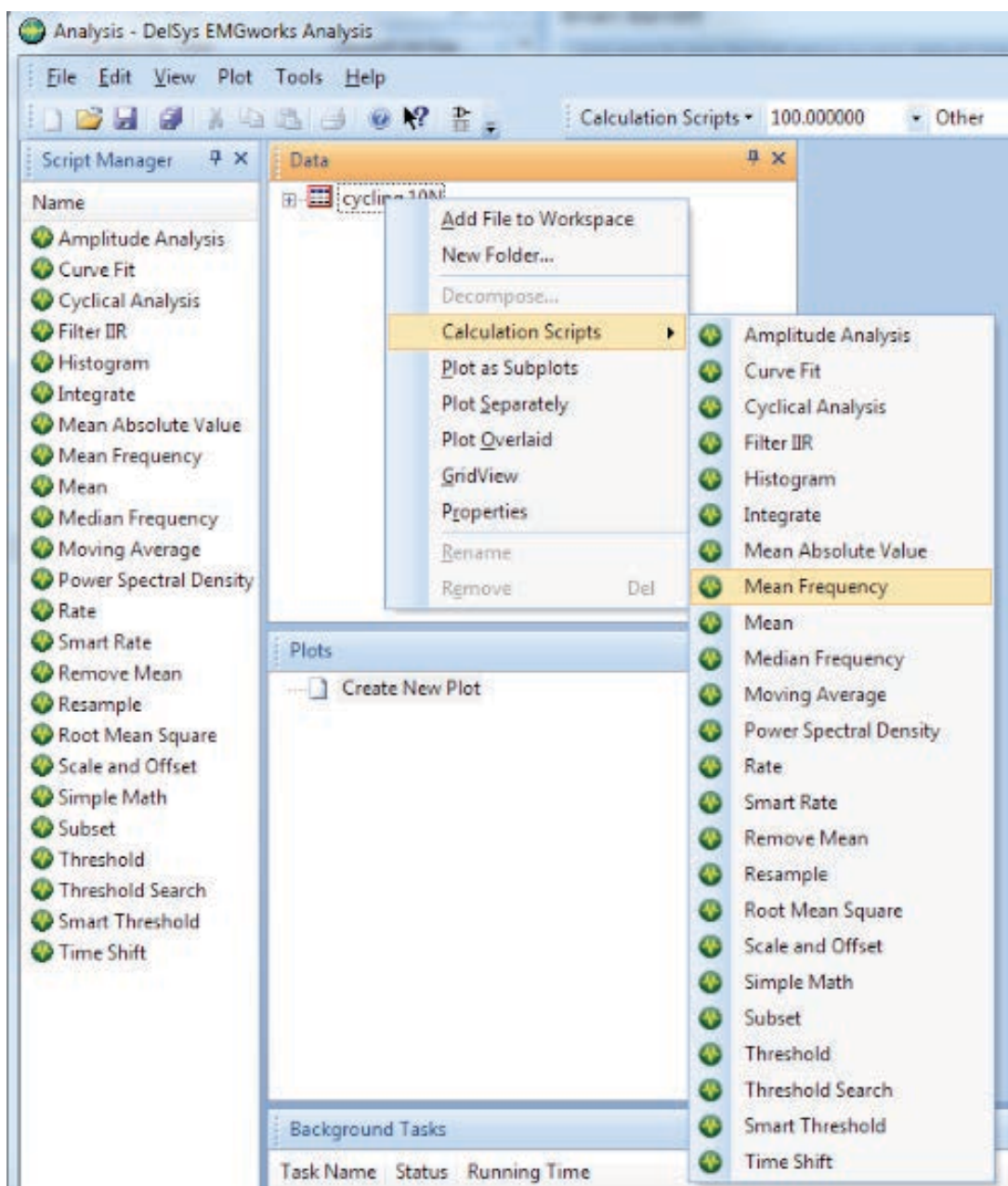


Figure 9 - Série de calculs disponibles dans EMGworks Analysis 4.3.1.

L'analyse des signaux EMG commence par l'extraction de l'enveloppe linéaire des signaux bruits (full wave rectification). Ici, on utilise deux méthodes pour le faire:

1. La première méthode entraîne la suppression du décalage (*offset*) du signal, en soustrayant la moyenne (le cas échéant), suivi d'une rectification en calculant la valeur absolue de l'ensemble de données, et un filtrage avec un filtre passe-bas (*Butterworth* 2ème ordre) avec une fréquence de coupure de 5Hz.

- ☐ Ouvrez *EMGworks 4.3.1. Analysis* trouvé dans le dossier *Delsys.Inc* dans le menu Démarrer.

- ☐ Pour commencer une nouvelle analyse de données il faut créer un nouvel espace de travail (*Workspace*). Cliquez sur « *File* » et choisissez « *Create New Workspace* ».
- ☐ Dans la fenêtre *Data*, cliquez droit et sélectionnez « *Add File to the Workspace* » et choisissez vos fichiers d'intérêt.
- ☐ Sélectionnez les séries de données sur lesquelles les calculs seront effectués.
- ☐ Cliquez droit et choisissez « *Calculation Strips* » et ensuite « *Simple Math* ». Dans la boîte de dialogue suivez les instructions suivantes :
 - Operation : Absolute Value.
 - Series : choisissez n'importe quelle série de données.
 - Output Series Name : Absolute Value.
 - Sélectionnez « Plot results as » et choisissez « subplots ».
- ☐ Sélectionnez le fichier « *Absolute Value* » qui vient d'être créé dans la fenêtre *Data*, cliquez droit, et choisissez « *Calculation Strips* » et ensuite « *Filter IIR* ». Dans la boîte de dialogue suivez les instructions suivantes :
 - Filter class : Butterworth.
 - Order : 2.
 - Response : Low Pass.
 - Corner Frequency 1(Hz) : 5Hz.
 - Output Series Name : Lowpass Filtered Data 5Hz.
 - Sélectionnez « Plot results as » et choisissez « subplots ».

2. La deuxième méthode entraîne l'extraction de l'enveloppe linéaire avec le RMS (Root Mean Square). Les paramètres utilisés étant les suivants : longueur de fenêtre = 0.125s, fenêtre de chevauchement = 0.0625s).

- ☐ Dans la fenêtre *Data*, cliquez droit et sélectionnez « *Add File to the Workspace* » et choisissez vos fichiers d'intérêt.
 - ☐ Sélectionnez les séries de données sur lesquelles les calculs seront effectués.
 - ☐ Cliquez droit et choisissez « *Calculation Strips* » et ensuite « *Root Mean Square* ».
- Dans la boîte de dialogue entrez les paramètres spécifiés ci-dessus.

Figure 10 et 11 montre un exemple des signaux (rectifiés) des six muscles pour les mouvements flexion/extension avec les deux enveloppes obtenus avec les méthodes montrés ci-dessus.

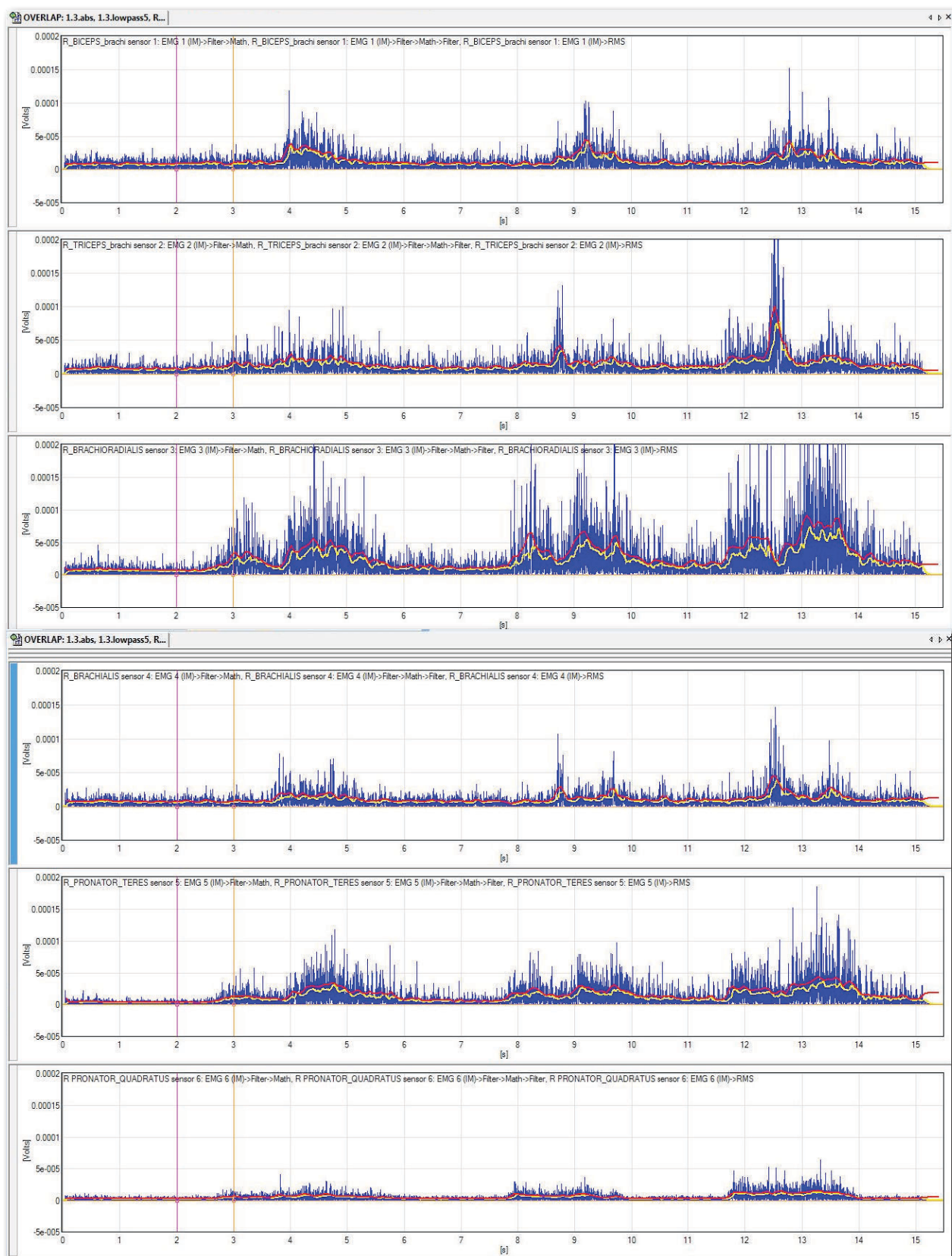


Figure 10 - Exemple de signaux EMG de mouvements Flexion Extension. Muscles (de haut → en bas): Biceps brachii, Triceps brachii, Brachioradialis, Brachialis, Pronator teres, Pronator quadratus. Légende : signal rectifié (blue), enveloppe méthode #1 : filtre Butterworth passe bas (rouge), enveloppe méthode #2 : RMS (jaune).

3. Ensuite une analyse d'amplitude est faite pour déterminer le seuil d'activation ainsi que les intervalles d'activation musculaire.

Le seuil d'activation pour chaque muscle m est calculé en utilisant la formule suivante :

$$T_m = \mu_m + h * \sigma_m,$$

μ_m et σ_m sont la moyenne et l'écart type de **l'enveloppe du signal** à l'état de repos (signal de référence), et h est un variable qui détermine le niveau du seuil → h fois l'écart-type du signal de référence. Ici, $h = 3$ (9) (8).

Les intervalles d'activation se produisent lorsque chaque signal EMG traité (l'enveloppe) est au-dessus de son seuil pour un nombre déterminé d'échantillons consécutifs. La valeur de 1 est affectée aux les échantillons dans les intervalles d'activation, et 0 est affectée aux échantillons en dehors de ces intervalles. Afin de tracer ces résultats, un facteur d'échelle peut être appliqué aux intervalles d'activation afin de s'adapter à l'enveloppe originale du signal (8).

4. Alternativement, l'analyse du seuil d'activation peut être faite dans *EMGworks 4.3.1. Analysis*.

- ☐ Pour chaque signal traité (l'enveloppe) trouvez le sommet le plus petit et placez le curseur y_1 au dessus pour lire son amplitude (V).
- ☐ Placez les curseurs X_1 et X_2 entre le creux (the trough) qui correspond au sommet spécifié ci-dessus pour lire le temps écoulé entre les deux.
- ☐ Cliquez sur « *View* » dans le menu principal et choisissez « *Quickview* ».
- ☐ Sélectionnez le série du signal traité (l'enveloppe) de chaque muscle dans la fenêtre *Data*. Cliquez droit, choisissez « *Calculation Strips* », et ensuite « *Threshold* ».
- ☐ Dans la boîte de dialogue et en utilisant la fenêtre *Quickview* pour lire les valeurs des curseurs, entrez :
 - La valeur d'amplitude du sommet le plus bas à côté de *Threshold level*.
 - La valeur de temps écoulé (delta X) à côté de *Supression Time*.

Figure 11 montre un exemple des intervalles d'activation musculaire du biceps brachii, triceps brachii, brachioradialis, et brachialis en faisant de mouvements de flexion et extension trois fois.

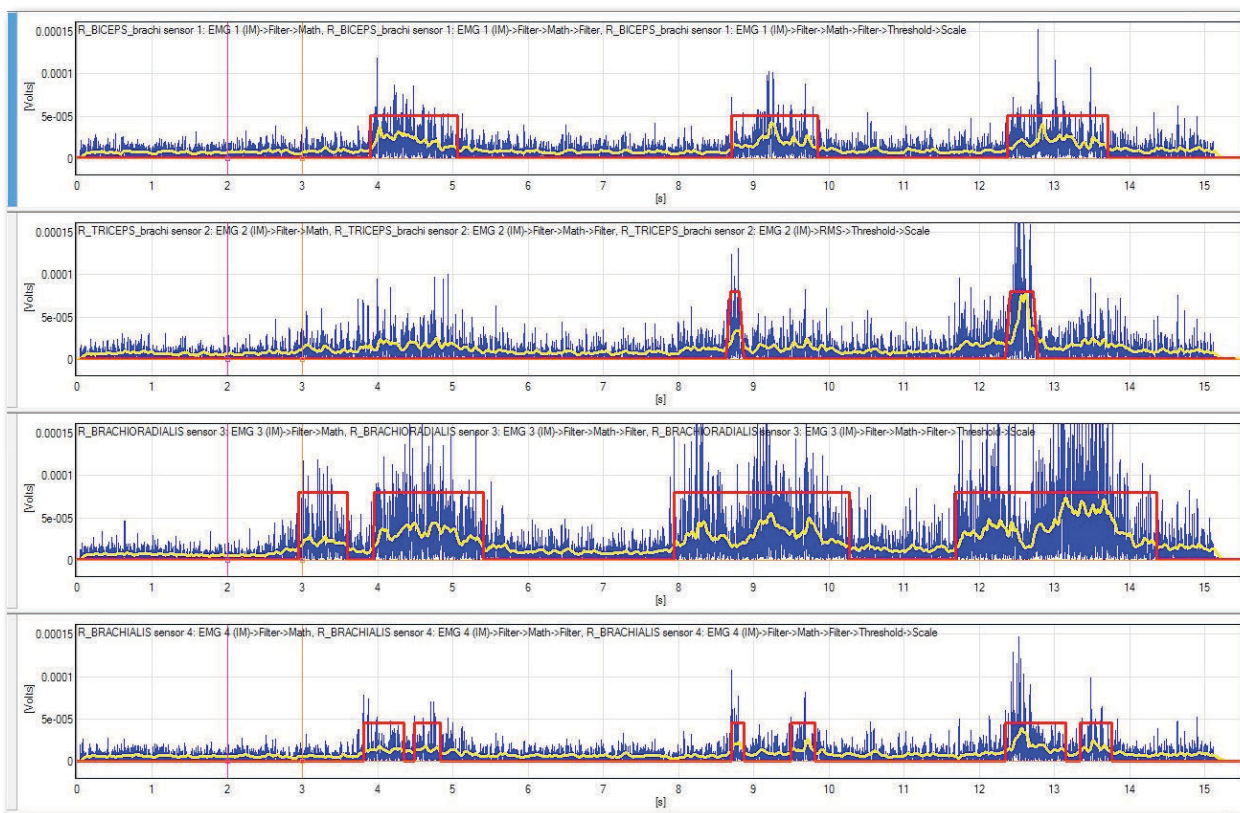


Figure 11 - Exemple de signaux EMG de mouvements Flexion Extension. Seuils d'activation. Muscles (de haut → en bas): Biceps brachii, Triceps brachii, Brachioradialis, Brachialis. Légende : signal rectifié (blue), enveloppe méthode #2 : RMS (jeune), intervalles d'activation musculaire (rouge).

ANNEXE A: ÉTALONNAGE DE CAPTEURS IM TRIGNO

Les 16 capteurs sont des capteurs de type IM avec des canaux suivants: EMG, accéléromètre, gyroscope et magnétomètre.

L'étalonnage n'est pas nécessaire pour utiliser les capteurs IM avec *EMGworks 4.3.1*. Un signal EMG n'a pas besoin d'étalonnage parce qu'il mesure simplement une chute de tension à travers les électrodes pour produire le signal de sortie. L'accéléromètre, le gyroscope et le magnétomètre sont construits pour intégrer les données selon les spécifications de la puce, qui peut être considéré comme un étalonnage intégré (built-in calibration).

Un petit décalage (offset) peut être vu dans les canaux de l'accéléromètre et EMG, lequel est normal dans tous les appareils électroniques. Pour la plupart des applications d'accéléromètre (i.e. impact), une valeur d'accélération exacte n'est pas nécessaire.

Le logiciel *EMGworks 4.3.1* n'est pas configuré pour exécuter un étalonnage pour les capteurs IM, pour deux raisons : 1). Il n'est pas entièrement nécessaire, et 2). un étalonnage magnétométrique n'est pas exactement linéaire, et ne pourrait donc pas fonctionner correctement dans *EMGworks 4.3.1*.

La méthode d'étalonnage en entrant manuellement des valeurs ne fonctionnerait pas non plus. L'étalonnage par *EMGworks 4.3.1* est configuré pour accepter une tension et mapper celle-ci à une valeur donnée (votre point d'étalonnage); cependant, la puce IMU du capteur IM est une puce numérique et ne recueille aucune tension. Donc, même cette procédure ne fonctionnerait pas.

Si l'étalonnage est absolument nécessaire, il faudra le faire post hoc. Vous pouvez collecter certaines valeurs de base où le capteur IM repose au niveau des positions 0g et 1g, puis utiliser cette relation pour effectuer un «étalonnage» manuel.

En conclusion, aucun étalonnage n'est nécessaire pour collecter les données Trigno (N. Ducey, personal communication, July 7, 2017).

ANNEXE B: COUPLAGE DE CAPTEURS

La console d'état de capteurs (Sensor status console) offre information en temps réel des capteurs et de la station de recharge. Ceci permet de vérifier l'état de capteurs : le couplage, la qualité de la communication des capteurs avec le réseau, le niveau de charge de la batterie, etc.

Pour trouver la console passez le curseur au-dessus de l'icône du matériel du système Trigno dans la barre de tâches, figure 12.



Figure 12 - Icône du matériel du système Trigno

- ☐ Ouvrez *Trigno Control Utility* trouvé au menu Démarrer.
- ☐ Cliquez sur le bouton *Pair* du capteur désiré dans la console d'état de capteurs.
- ☐ Quand un message de couplage apparaît sur l'écran, appuyez sur le bouton au-dessus du capteur pendant trois secondes.
- ☐ Quand la DEL du capteur clignote en vert trois fois, le couplage est réussi.
- ☐ Pour voir l'état de couplage cliquez sur l'icône du matériel du système Trigno dans la barre de tâches (à gauche de l'horloge).

Une fois couplés, les capteurs seront automatiquement couplés avec la même association à la station de recharge la prochaine fois qu'ils sont activés (2).

ANNEXE C: BRUIT

Le capteur est conçu pour minimiser le bruit autant que possible. Les composants suivants tous contribuent à réduire le bruit : de composants électroniques à faible bruit (60Hz), joint à ultrasons pour protéger ces composants électroniques, un filtre passe-bande 20-450 Hz intégré, un espacement de 1 cm, et un protocole sans fil (proprietary wireless protocol).

Cependant, il y aura toujours un certain bruit de base inhérent dans un signal EMG à cause de la nature des dispositifs électroniques. Une autre source de bruit peut provenir des capteurs qui se déplacent à la surface de la peau parce qu'ils ne sont pas fermement liés à la peau. Pour réduire ces deux éléments, veillez à bien préparer la peau avant de placer les capteurs EMG (raser la peau, retirer la peau morte avec des ruban adhésifs, nettoyer la peau et le capteur avec une tampon d'alcool), puis placer le capteur sur le ventre du muscle avec la flèche parallèle aux fibres musculaires. Assurez-vous qu'il adhère bien à la peau - les adhésifs à double face devraient suffire, mais si ce n'est pas le cas, vous pouvez utiliser un bandage adhésif pour vous aider à le maintenir en place.

Comme le filtre passe-bande 20-450 Hz est déjà intégré au capteur, aucun filtrage supplémentaire n'est nécessaire. Cependant, vous pouvez filtrer davantage le signal si vous pensez qu'il y a trop de bruit qui interfère avec le signal.

Pour identifier le bruit, la première chose à regarder est le rapport signal/bruit. Si vous recueillez un signal EMG de bonne amplitude lors de la contraction et ne voyez pas de crêtes anormales, puis obtenez une bonne ligne de base de faible amplitude ($<20-25$ uVpp) lorsque vous ne vous contractez pas, alors vous avez un bon signal. Le bruit ambiant serait également perceptible dans le signal, comme vous le verriez avec de grandes crêtes. Ceci est généralement une indication de mauvaise adhérence des capteurs sur la peau. Si c'est le cas, refaites l'adhésion du capteur à la peau et réessayez (N. Ducey, personal communication, July 7, 2017).

RÉFÉRENCES

- (1) Delsys Inc (2014). *Trigno Wireless System: User's Guide*. Natick, MA: Author.
- (2) Delsys Inc (2016). *EMGworks 4 User's Guide*. Retrieved from <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/NetHelp/>.
- (3) Christiano, M. (2015, July 31). Transformer Isolation. Retrieved December 31, 2017, from <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/transformer-isolation/>
- (4) Criswell, E., & Cram, J. R. (2011). *Crams introduction to surface electromyography*. Sudbury, MA: Jones & Bartlett.
- (5) Delsys Inc. (n.d.). *Technical Note 101: EMG Sensor Placement (Tech.)*. Retrieved October 15, 2017, from <https://www.delsys.com/.../TN101%20-%20EMG%20Sensor%20Placement-web.pdf>
- (6) Raison, M. (n.d.). *Évaluation d'un nouvel instrument de mesure totalement non invasif pour caractériser le comportement musculaire d'enfants atteints d'un trouble de motricité de type DMC ou MNM dans le cadre de leur réadaptation* (Protocole de recherche).
- (7) Sarcher, A. (2014). *Mouvements du membre supérieur chez les enfants hémiplésiques: analyse cinématique et électromyographie* (masters dissertation). Université de Montréal.
- (8) Sarcher, A., Raison, M., Ballaz, L., Lemay, M., Leboeuf, F., Trudel, K., & Mathieu, P. (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. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.10.009
- (9) Rose, W. (n.d.). *Electromyogram Analysis (Tech.)*. Retrieved July 2017, 10, from <https://www1.udel.edu/biology/rosewc/kaap686/notes/EMG%20analysis.docx>
- (10) Anatomy: Muscle Atlas. (n.d.). Retrieved November 29, 2017, from <https://www.kenhub.com/en/dashboard>
- (11) Brachioradialis. (n.d.). Retrieved November 29, 2017, from <http://www.exrx.net/Muscles/Brachioradialis.html>
- (12) Gaudet G, Raison M, Achiche S. (2018) Classification of Upper limb phantom movements in transhumeral amputees using electromyographic and kinematic features. *Engineering Applications of Artificial Intelligence* 68, 153-164. <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2017.10.017>
- (13) J Clément, M Raison, DM Rouleau. (2017) Reproducibility analysis of upper limbs reachable workspace, and effects of acquisition protocol, sex and hand dominance. *Journal of biomechanics*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.12.010>
- (14) B Samadi, M Raison, L Ballaz, S Achiche. (2017) Decomposition of three-dimensional ground-reaction forces under both feet during gait. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions* 17(4), 283-291

- (15) Dal Maso F, Begon M, Raison M. (2017) Methodology to Customize Maximal Isometric Forces for Hill-Type Muscle Models. *Journal of applied biomechanics* 33 (1), 80-86.
<https://doi.org/10.1123/jab.2016-0062>
- (16) M Leroux, S Achiche, M Raison. (2017). Assessment of accuracy for target detection in 3D-space using eye tracking and computer vision. *PeerJ Preprints* 5, e2718v1.
<https://doi.org/10.7287/peerj.preprints.2718v1>
- (17) Raouafi, S., Achiche, S., Begon, M., Sarcher, A. & Raison, M. (2017). Classification of upper limb disability levels of children with spastic unilateral cerebral palsy using K-means algorithm. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 11 pages. Tiré de <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1678-y>
- (18) Zizoua, C., Raison, M., Boukhenous, S., Attari, M. & Achiche, S. (2017). Development of a Bracelet with Strain-Gauge Matrix for Movement Intention Identification in Traumatic Amputees. *IEEE Sensors Journal*, 17(8), 2464-2471. Tiré de <https://doi.org/10.1109/JSEN.2017.2666784>
- (19) Bousquet-Jette, C., Achiche, S., Beaini, D., Cio, Y., Leblond-Menard, C. & Raison, M. (2017). Fast scene analysis using vision and artificial intelligence for object prehension by an assistive robot. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 63, 33-44. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2017.04.015>
- (20) Sarcher, A., Raison, M., Leboeuf, F., Perrouin-Verbe, B., Brochard, S. & Gross, R. (2017). Pathological and physiological muscle co-activation during active elbow extension in children with unilateral cerebral palsy. *Clinical Neurophysiology*, 128(1), 4-13. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.10.086>
- (21) Clement, J., Menard, J., Raison, M., Dumais, J., Dubois, L. & Rouleau, D.M. (2017). Three-dimensional analysis of the locked position in patients with recurrent shoulder instability. *Journal of Shoulder Elbow Surgery*, 26(3), 536-543. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.07.031>
- (22) Achiche, S., Shlechtingen, M., Raison, M., Baron, L. & Santos, I.F. (2016). Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System Models for Force Prediction of a Mechatronic Flexible Structure. *Journal of Integrated Design & Process Science*, 19(3), 77-94. Tiré de <https://doi.org/10.3233/jid-2015-0017>
- (23) Veilleux, L.N., Raison, M., Rauch, F., Robert, M. & Ballaz, L. (2016). Agreement of spatio-temporal gait parameters between a vertical ground reaction force decomposition algorithm and a motion capture system. *Gait & Posture*, 43, 257-264. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.007>
- (24) Samadi, B., Achiche, S., Parent, A., Ballaz, L., Chouinard, U. & Raison, M. (2016). Custom sizing of lower limb exoskeleton actuators using gait dynamic modelling of children with cerebral palsy. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(14), 1519-1524. Tiré de <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1159678>
- (25) Zizoua, C., Raison, M., Boukhenous, S., Attari, M. & Achiche, S. (2016). Detecting muscle contractions using strain gauges. *Electronics Letters*, 52(22), 1836-1838. Tiré de <https://doi.org/10.1049/el.2016.2986>

- (26) Maso, F.D., Blache, Y., Raison, M., Arndt, A. & Begon, M. (2016). Distance between rotator cuff footprints and the acromion, coracoacromial ligament, and coracoid process during dynamic arm elevations: preliminary observations. *Manual Therapy*, 25(September 2016), 94-99. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.math.2016.03.002>
- (27) Sarcher, A., Brochard, S., Raison, M., Leboeuf, F., Perrouin-Verbe, B., Letellier, G. & Gross, R. (2016). Effet d'une thérapie motrice induite par la contrainte sur la cinématique et l'activation musculaire du membre supérieur atteint d'enfants hémiparétiques. *Clinical Neurophysiology*, 46(4-5), 279. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2016.09.104>
- (28) Sarcher, A., Brochard, S., Raison, M., Leboeuf, F., Perrouin-Verbe, B. & Gross, R. (2016). Évaluation de la chirurgie de réanimation de l'extension du coude chez des patients tétraplégiques C5/C6 par l'analyse du mouvement. *Clinical Neurophysiology*, 46(4-5), 279. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2016.09.105>
- (29) Gervais, B., Vadean, A., Raison, M. & Brochu, M. (2016). Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant. *Case Studies in Engineering Failure Analysis*, 5-6, 30-38. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.csefa.2015.12.001>
- (30) Parent, A., Raison, M., Pouliot-Laforte, A., Marois, P., Maltais, D.B. & Ballaz, L. (2016). Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Clinical Biomechanics*, 34, 18-21. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.03.003>
- (31) Gaudet, G., Raison, M., Maso, F.D., Achiche, S. & Begon, M. (2016). Intra- and intersession reliability of surface electromyography on muscles actuating the forearm during maximum voluntary contractions. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(6), 558-570. Tiré de <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0214>
- (32) Ballaz, L., Raison, M., Detrembleur, C., Gaudet, G. & Lemay, M. (2016). Joint torque variability and repeatability during cyclic flexion-extension of the elbow. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 8, 8 pages. Tiré de <https://doi.org/10.1186/s13102-016-0033-1>
- (33) Yazji, M., Raison, M., Aubin, C.-É., Labelle, H., Detrembleur, C., Mahaudens, P. & Mousny, M. (2015). Are the medio-lateral joint forces in the lower limbs a significant indicator of gait quality in scoliosis patients? *Scoliosis*, 10(supp. 1). Tiré de <https://doi.org/10.1186/1748-7161-10-S1-O30>
- (34) Auvinet, E., Multon, F., Aubin, C.-É., Meunier, J. & Raison, M. (2015). Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. *Gait and Posture*, 41(2), 722-725. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.006>
- (35) Parent, A., Pouliot-Laforte, A., Raison, M., Marois, P., Maltais, D.B. & Ballaz, L. (2015). Effect of a short walking exercise on crouch gait in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 42(S1), S93. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.170>
- (36) Parent, A., Pouliot-Laforte, A., Marois, P., Forsythe, C., Raison, M. & Ballaz, L. (2015). Fatigue impact on gait in children with cerebral palsy: Kinematics and electromyographic approach. *Gait & Posture*, 42(S3), S25. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.052>

- (37) Dal Maso, F., Blache, Y., Raison, M., Lundberg, A. & Begon, M. (2015). Glenohumeral joint kinematics measured by intracortical pins, reflective markers, and computed tomography: A novel technique to assess acromiohumeral distance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 29, 4-11. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.07.008>
- (38) Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., Allard, P. & Begon, M. (2015). Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants. *Clinical Biomechanics*, 30(9), 1002-1007. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.06.016>
- (39) Sarcher, A., Ballaz, L., Leboeuf, F., Gross, R., Perrouin-Verbe, B. & Raison, M. (2015). Impact of elbow angular velocity on muscle activation and coactivation during active elbow extension and supination in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Gait & Posture*, 42(S1), S18-S19. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.039>
- (40) Haering, D., Blache, Y., Raison, M. & Begon, M. (2015). Mechanical risk of rotator cuff repair failure during passive movements: A simulation-based study. *Clinical Biomechanics*, 30(10), 1181-1188. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.08.006>
- (41) Laitenberger, M., Raison, M., Perie, 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. Tiré de <https://doi.org/10.1007/s11044-014-9421-z>
- (42) Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A. & Begon, M. (2014). Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical Biomechanics*, 29(9), 1048-1055. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.006>
- (43) Mahaudens, P., Raison, M., Banse, X., Mousny, M. & Detrembleur, C. (2014). Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Journal*, 14(8), 1510-1519. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.08.050>
- (44) Hart, R., Ballaz, L., Robert, M., Pouliot, A., D'Arcy, S., Raison, M. & Lemay, M. (2014). Impact of Exercise-Induced Fatigue on the Strength, Postural Control, and Gait of Children with a Neuromuscular Disease. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 93(8), 649-655. Tiré de <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000000091>
- (45) Mukherjee, A., Raison, M., Sahni, T., Arya, A., Lambert, J., Marois, P., James, P., Parent, A. & Ballaz, L. (2014). Intensive rehabilitation combined with HBO therapy in children with cerebral palsy: a controlled longitudinal study. *Undersea and Hyperbaric Medicine Journal*, 41(2), 77-85.
- (46) Haering, D., Raison, M., Arndt, A. & Begon, M. (2014). Kinematic model and elbow flexion interaction on shoulder range of motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(SUPP1), 84-85. Tiré de <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.931150>
- (47) Haering, D., Raison, M. & Begon, M. (2014). Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(8). Tiré de <https://doi.org/10.1115/1.4027665>

- (48) Ballaz, L., Raison, M. & Detrembleur, C. (2013). Decomposition of the Vertical Ground Reaction Forces During Gait on a Single Force Plate. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 13(2), 236-243.
- (49) Mahaudens, P., Raison, M., Banse, X., Mousny, M. & Detrembleur, C. (2013). Effects of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*.
- (50) Letellier, G., Parent, A., Raison, M., Marois, P., Mercier, C., Crevier, L., Laberge, M. & Ballaz, L. (2013). Twenty-five years of selective dorsal rhizotomy based on clinical observations instead of intraoperative electrophysiological monitoring: The Sainte-Justine hospital experience. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 56(S1), e301. Tiré de <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2013.07.772>
- (51) Mahaudens, P., Banse, X., Mousny, M., Raison, M. & Detrembleur, C. (2013). Very Short-Term Effect of Brace Wearing on Gait in Adolescent Idiopathic Scoliosis Girls. *European Spine Journal*, 22(11), 2399-2406.
- (52) Ramanananarivo, M., Raison, M., Barron, O. & Achiche, S. (2017). Biofidelic design of the forearm of a myoelectric prosthesis with maximum functional volume. Communication présentée à 21st International Conference on Engineering Design (ICED 2017), Vancouver, BC, Canada (p. 479-488).
- (53) Leroux, M., Achiche, S. & Raison, M. (2017). Design guidelines for shoulder design of an anthropomorphic robotic ARM. Communication présentée à 21st International Conference on Engineering Design (ICED 2017), Vancouver, BC, Canada (p. 41-50).
- (54) Zizoua, C., Achiche, S., Boukhenous, S., Attari, M. & Raison, M. (2017). Wearable bio-instrument for detecting body movement based on strain gauges. Communication présentée à 30th IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE 2017), Windsor, ON, Canada (4 pages). Tiré de <https://doi.org/10.1109/CCECE.2017.7946640>
- (55) Leroux, M., Raison, M., Adadja, T. & Achiche, S. (2015). Combination of eyetracking and computer vision for robotics control. Communication présentée à IEEE Conference on Technologies for Practical Robot Applications, TePRA, Woburn, MA, United states. Tiré de <https://doi.org/10.1109/TePRA.2015.7219692>
- (56) Hernandez, S., Raison, M., Baron, L. & Achiche, S. (2015). Refinement of exoskeleton design using multibody modeling : An overview. Communication présentée à CCToMM Mechanisms, Machines, and Mechatronics Symposium (M3 2015), Ottawa, Ont., Canada. Tiré de http://www.cctomm.mae.carleton.ca/CCToMM_2015.pdf
- (57) Geoffroy, P., Bordron, O., Mansard, N., Raison, M., Stasse, O. & Bretl, T. (2014). A two-stage suboptimal approximation for variable compliance and torque control. Communication présentée à 13th European Control Conference, ECC 2014, Strasbourg, France (p. 1151-1157). Tiré de <https://doi.org/10.1109/ECC.2014.6862557>
- (58) Hernandez, S., Raison, M., Torres, A., Gaudet, G. & Achiche, S. (2014). From on-body sensors to in-body data for health monitoring and medical robotics : a survey. Communication présentée à Global

Information Infrastructure and Networking Symposium (GIS 2014), Montreal, Quebec, Canada. Tiré de <https://doi.org/10.1109/GIIS.2014.6934279>

(59) Samadi, B., Raison, M., Detrembleur, C. & Ballaz, L. (2014). Real-time detection of reaction forces during gait on a ground equipped with a large force platform. Communication présentée à 2014 Global Information Infrastructure and Networking Symposium, GIIS 2014, Montreal, QC, Canada. Tiré de <https://doi.org/10.1109/GIIS.2014.6934268>

(60) Schlechtingen, M., Achiche, S., Costa, T.L., Raison, M. & Santos, I. (2014). Using data mining approaches for force prediction of a dynamically loaded flexible structure. Communication présentée à 12th Biennial conference on engineering systems design and analysis (ESDA 2014), Copenhagen, Denmark. Tiré de <https://doi.org/10.1115/ESDA2014-20259>

(61) Gervais B, Vadean A, Brochu M, Raison M. (2017). Development of a Tool for the Sensitivity Analysis of Design Parameters of Femoral Implants in the Human Body During Gait. ECCOMAS Thematic Conference on MULTIBODY DYNAMICS. Prague, June 19 - 22, 2017

(62) Sarcher A, Brochard S, Raison M, Leboeuf F, Hug F, Perrouin-Verbe B, Gross R. (2017) Upper limb co-activation in typically developing children and in children with unilateral cerebral palsy: reliability and sensitivity to the EMG normalization technique. *Gait & Posture* 57, 285-286

(63) Hernandez, S., Leroux, M., Achiche, S. & Raison, M. (2016). Based Learning involving physical prototypes to support the teaching of multibody modeling applied to the human body. Communication présentée à Joint International Conference on Multibody System Dynamics (IMSD 2016), Montreal, Quebec.

(64) Gervais, B., Vadean, A., Brochu, M. & Raison, M. (2016). Evolution of the stress distribution of a femoral orthopedic implant by combining multibody dynamics and finite element modeling. Communication présentée à 4th Joint International Conference on Multibody System Dynamics (IMSD 2016), Montréal, Québec, Canada.

(65) Blanchet, L., Dal Maso, F., Begon, M., Achiche, S. & Raison, M. (2016). Impact of muscle modeling refinement on its kinematics and dynamics. Communication présentée à Joint International Conference on Multibody System Dynamics (IMSD 2016), Montreal, Quebec.

(66) Hernandez, S., Leroux, M., Achiche, S. & Raison, M. (2016). Project Based Learning involving physical prototypes to support the teaching of multibody modeling applied to the human body. Communication présentée à Joint International Conference on Multibody System Dynamics (IMSD 2016), Montreal, Quebec.

(67) Larouche-Guilbert, M., Barron, O., Achiche, S. & Raison, M. (2016). Real-time assessment of muscle forces based on multibody dynamics and electromyography. Communication présentée à Joint International Conference on Multibody System Dynamics (IMSD 2016), Montreal, Quebec.

(68) Leroux, M., Beaini, D., Achiche, S. & Raison, M. (2016). Revisiting the Agile eye using Euler-Lagrange Formalism and Torque Control. Communication présentée à Joint International Conference on Multibody System Dynamics (IMSD 2016), Montreal, Quebec.

- (69) Wen, J., Blanchet, L., Dal Maso, F., Achiche, S. & Raison, M. (2016). Towards the identification of the most realistic strategy of muscle force distribution during movement cycles. Communication présentée à Joint International Conference on Multibody System Dynamics (IMSD 2016), Montreal, Quebec.
- (70) Samadi B, Achiche S and Raison M. (2015). Benchmark of the upper limb in 3D to analyze internal effort quantification and realistic movement reproduction. ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics, Barcelona, June 29- July 2, 2015.
- (71) Sarcher, A., Raison, M., Gross, R., Ballaz, L., Leboeuf, F., Brochard, S. & Perrouin-Verbe, B. (2015). Distinction between pathological and functional co-activation during active elbow extension in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. Communication présentée à 24th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC 2015), Heidelberg, Germany.
- (72) Yazji, M., Raison, M., Mahaudens, P., Detrembleur, C., Mousny, M., Labelle, H. & Aubin, C.-É. (2014). Comparison of lower limb joint efforts during gait between healthy and scoliotic adolescents. Communication présentée à 11th World congress on computational mechanics (WCCM 2014), Barcelona, Spain.
- (73) Laitenberger, M., Raison, M., Gaudet, G., Périé, D., Dal Maso, F. & Begon, M. (2014). Forearm modeling refinement : sensitivity on the upper limb osteo-articular kinematics and dynamics. Communication présentée à 11th World congress on computational mechanics (WCCM 2014), Barcelona, Spain.
- (74) Laitenberger, M., Begon, M., Gaudet, G., Périé, D., Dal Maso, F. & Raison, M. (2014). Impact of the forearm modeling refinement on the upper limb joint kinematics and dynamics. Communication présentée à 3rd International multibody system dynamics conference (IMSD 2014), Busan, Korea.
- (75) Gaudet, G., Begon, M., Achiche, S., Dal Maso, F., Musy, G. & Raison, M. (2014). Muscle overactuation problem : two solutions from an undeterminate to a deterministic problem. Communication présentée à 3rd International multibody system dynamics conference (IMSD 2014), Busan, Korea.
- (76) Gaudet, G., Raison, M., Achiche, S., Dal Maso, F., Musy, G. & Begon, M. (2014). Solutions to the muscle redundancy problem : from an undeterminate to a deterministic problem. Communication présentée à 11th World congress on computational mechanics (WCCM 2014), Barcelona, Spain.
- (77) Geoffroy, P., Mansard, N., Raison, M., Achiche, S., Tassa, Y. & Todorov, E. (2014). From inverse kinematics to optimal control, accepted to the advances in robot kinematics. Dans *Advances in Robot Kinematics* (p. 409-418). Springer. Tiré de https://doi.org/10.1007/978-3-319-06698-1_42
- (78) Raison, M. (2017). Method and system for decomposing superimposed ground reaction forces into individual force profiles (Brevet n° US 9579044). Tiré de <https://www.google.ca/patents/US9579044>
- (79) Raison, M. (2012). Portable and clinical tool for dynamic quantification of the muscles forces performed by the human body (Brevet n° CA EFS-ID-12883045).