

# Étude de la validité et de la reproductibilité des mesures d'électromyographie de surface (sEMG) du capteur de la solution E.M.I.L lors d'exercices du quadriceps.

P. Sicaud<sup>a</sup>, N. Deparetere<sup>a</sup>, E. Vannoorenberghe<sup>b</sup>, A. Vidalie<sup>b</sup> (2023)

<sup>a</sup>Université Savoie Mont Blanc, Département STAPS, 73370 Le Bourget-du-Lac, France

<sup>b</sup>Optimergo<sup>®</sup>, 73370 Le Bourget-du-Lac, France

## Résumé :

L'analyse électromyographique (EMG) est un outil prépondérant dans les milieux cliniques et sportifs. Les nouvelles avancées techniques permettent de rendre accessible de plus en plus de données physiologiques dans les milieux cliniques et sportifs dont l'électromyographie de surface avec l'outil E.M.I.L (© 2023 Optimergo, ElectroMyographie Intelligente et Ludique). Cette solution est composée d'un capteur sEMG Bluetooth et d'une application mobile permettant d'obtenir des indices sur le signal dès l'arrêt de l'acquisition. La présente étude a pour objectif de valider les mesures sEMG du capteur de la solution E.M.I.L<sup>®</sup> relativement à des capteurs sEMG commerciaux et validés : MuscleBAN<sup>®</sup> et Shimmer3<sup>®</sup>. Pour cette étude, un exercice de *leg extension* est réalisé en condition isométrique (CI) (Contraction Maximale Volontaire (CMV) et plateaux de 50% de CMV) et en condition dynamique (CD) (avec ou sans résistance par élastique, respectivement JLE et JLI). L'activation musculaire du Rectus Fémoris (RF) est observée via deux capteurs disposés selon un schéma proximal - distal normalisé durant le traitement. L'Erreur Standard de Mesure (SEM) des moyennes quadratiques (RMS) de chaque condition est analysée pour définir la reproductibilité des capteurs ; le coefficient de corrélation intra classe (ICC) est calculé pour chaque capteur permettant d'évaluer la répétabilité du capteur, une valeur supérieure à 0,90 est considérée comme excellente ; le biais absolu (AB) des moyennes de RMS de chaque condition ainsi que le coefficient de corrélation de Pearson (r) sont analysés pour définir la similitude du capteur E.M.I.L<sup>®</sup> avec les autres capteurs du marché MuscleBAN<sup>®</sup> et Shimmer3<sup>®</sup>. Les résultats obtenus permettent d'établir une corrélation excellente (AB : 0,52% ± 1,86 %, r = 0,947) des données EMG acquises par la solution E.M.I.L<sup>®</sup> relativement à celles acquises par le capteur MuscleBAN<sup>®</sup>. Ils permettent aussi d'établir la bonne corrélation (1,50% ± 1,77% de AB, R = 0,856) des données EMG acquises par la solution E.M.I.L<sup>®</sup> relativement à celles acquises par le capteur Shimmer3<sup>®</sup> en condition dynamique (résultats présentés CD – JLE). Il en sort également une très bonne reproductibilité des valeurs (1,648 de SEM, CD – JLE, E.M.I.L<sup>®</sup>) et une excellente répétabilité (0,988 de ICC, CD – JLE, E.M.I.L<sup>®</sup>). Cela, tant dans le cadre d'exercices dynamiques, que d'exercices isométriques du quadriceps et indépendamment des intensités.

**Mots clés :** sEMG, Validité, Répétabilité, E.M.I.L, Technologie portable

## 1. Introduction

Les milieux cliniques et sportifs sont de plus en plus demandeurs d'appareils portables, capables d'effectuer des acquisitions électromyographiques (EMG). C'est pourquoi l'électromyographie de surface (sEMG) s'est démocratisé ces dernières années. La sEMG est une technique de diagnostic non invasive permettant de mesurer l'activité électrique produite pendant les cycles de contraction et de relaxation musculaires [1]. Un signal EMG traduit l'activité électrique générée par les potentiels d'action des unités motrices à l'intérieur des muscles concernés [2,15]. Les études sur l'EMG permettent de comprendre l'origine de certaines pathologies musculaires et neuromusculaires, et d'observer l'effet des différentes stratégies d'exécution de mouvements [3]. L'apport de la sEMG pour la caractérisation musculaire non invasive a été démontrée par de nombreux auteurs [4,5]. De plus, les connaissances sur la sEMG ont considérablement augmenté au cours des dix dernières années. Cela vient d'une meilleure compréhension des processus physiologiques qui contribuent à la génération de ce signal, de techniques de traitement du signal plus adéquates et d'une connaissance croissante sur la façon dont elle peut être utilisée dans diverses applications cliniques. La croissance rapide du nombre d'applications souligne le potentiel élevé de la sEMG en tant qu'outil non invasif pour l'évaluation du système neuromusculaire.

Bien que les applications cliniques, scientifiques et sportives de la sEMG soient étendues, il existe tout de même quelques contraintes qui rendent difficile son utilisation à grande échelle. La mesure de la sEMG nécessite en effet la préparation de la peau et l'application d'électrodes Ag/AgCl à usage unique. Les électrodes sont généralement attachées à un système d'acquisition de données contraignant le mouvement du sujet et l'environnement étudié. De plus, le signal acquis nécessite souvent un traitement et un filtrage supplémentaires par un expert afin d'exploiter les données brutes enregistrées. Le coût du matériel, la complexité de l'équipement ainsi que le traitement des données requis, rendent l'analyse et l'application sEMG difficiles en dehors de laboratoire ou de clinique.

Avec des progrès, tels que la miniaturisation des composants, le développement de matériaux légers et l'amélioration des méthodes de fabrication, de nouvelles technologies de mesure de la physiologie et d'étude de la neurologie humaine émergent [20]. Celles-ci peuvent réduire le coût d'achat et la complexité de la mesure sEMG pour ouvrir la possibilité à des protocoles terrain à plus grande échelle.

La solution E.M.I.L. (© 2023 Optimergo) (ElectroMyographie Intelligente et Ludique) est un exemple de l'une de ces nouvelles technologies. L'entreprise OPTIMERGO® commercialise une solution alliant un capteur sEMG connecté par Bluetooth à une application mobile permettant d'obtenir des données en temps réel ainsi que des résultats traités dès l'arrêt de la mesure. Ainsi, E.M.I.L.® donne accès à l'étude sEMG à tous et instantanément. Toutefois, il n'existe à l'heure actuelle aucune étude sur la reproductibilité.

Cette étude vise à évaluer la validité et la reproductibilité des mesures sEMG du capteur de la solution E.M.I.L.®. Cela relativement à des mesures réalisées par des capteurs sEMG commercialisés et validés (MuscleBAN® BE, Shimmer3® ECG/EMG), le tout lors d'exercices de « *leg extension* » en condition isométrique et en condition dynamique à différentes intensités.

## 2. Matériels et méthodes

### 2.1 Données Expérimentales

Douze sujets volontaires adultes ont participé à cette étude : 7 femmes ( $22 \pm 3$  ans ;  $163 \pm 10$ cm ;  $62 \pm 15$  kg ; 5 avec la jambe droite dominante et 2 avec la jambe gauche dominante) et 5 hommes ( $26 \pm 5$  ans ;  $181 \pm 7$ cm ;  $74 \pm 11$ kg ; 4 avec la jambe droite dominante et 1 avec la jambe gauche dominante). Les sujets ne présentaient aucun antécédent de blessure au cours des six derniers mois sur le membre inférieur mobilisé. Tous les sujets ont été informés des risques et ont fourni un consentement éclairé en accord avec la déclaration d'Helsinki.

### 2.2 Matériels

Les sujets ont réalisé l'étude sur un banc de musculation comprenant un équipement fixe de verrouillage du membre inférieur, une sangle et une mousse de protection. Un inclinomètre est utilisé pour régler l'angle d'extension du genou entre le fémur et le tibia ; sa précision est de  $\pm 0,1^\circ$  [2]. Un métronome est utilisé pour dicter la cadence lors des exercices de *leg extension* réalisés en phase dynamique.

Trois capteurs sEMG sont utilisés dans cette étude comparative : E.M.I.L.®, Shimmer3® et MuscleBAN®. Ces derniers ont été choisis car ils sont répandus et validés sur le marché avec des caractéristiques similaires. Les données sont récoltées à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz pour chacun des capteurs. Pour l'ensemble des trois capteurs, les électrodes adhésives H124SG de la marque Kendall – Cardinal Health® sont utilisées (24 mm de diamètre). Les caractéristiques techniques des trois capteurs sEMG utilisés durant cette étude sont décrits en *Figure 1* et les acquisitions ont été réalisées à partir des logiciels et applications propres à chacun des capteurs depuis une tablette (Galaxy TAB S8).

L'ensemble du traitement des données a été réalisé à l'aide du logiciel MATLAB r2022b (© 1994-2023 The MathWorks

Tableau 1 : Descriptif des capteurs

	E.M.I.L.®	MuscleBAN®	Shimmer3®
Dimensions (mm)	53 x 25,6 x 14,5	70 x 31 x 11	65 x 32 x 12
Masse (g)	19	29	29
Connexion électrodes	Sans fil	Sans fil	Filaire
Mémoire (Gb)	8	Non spécifié	2
Résolution (bit)	12	16	24
Gain (ø)	7,5	10	1, 2, 3, 4, 6, 8, 12
Bande passante (Hz)	1 – 1000	1 – 1000	1 - 8400
Fréquence d'acquisition (Hz)	100, 250, 500, 1000	80, 160, 200, 400, 800, 1000	125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000
Communication	Bluetooth Low Energy	Bluetooth Low Energy	Bluetooth – RN4678

### 2.3 Protocole expérimental

Le but de cette étude est de comparer les mesures sEMG d'E.M.I.L.® à des systèmes sEMG établis sur les mêmes contractions [2]. La base du protocole est un exercice de *leg extension* de la jambe dominante déterminée via un test d'équilibre. Avant toute réalisation de contractions mesurées, le sujet s'est préalablement échauffé. Il a réalisé trois séries de 20 secondes de montées de genoux, puis 15 fentes avant et 15 squats avec 10 secondes de récupération entre chaque exercice. Ensuite, le sujet a été équipé avec les capteurs au niveau du rectus femoris (RF) comme illustrée en Annexe 1. Avant de positionner les capteurs sur la peau, celle-ci a été

préparée en trois étapes : rasage, abrasion et nettoyage à l'alcool afin de d'éliminer un maximum d'impuretés pour permettre une fixation optimale de l'électrode sur la peau. Cette étape permet réduire l'impédance électrique, et donc d'améliorer la qualité du signal. Les capteurs sont fixés selon les recommandations de SENIAM [6]. Les emplacements optimaux pour placer les électrodes sont les zones situées entre la zone d'innervation et les terminaisons tendineuses. Ainsi, les estimations des variables EMG sont moins affectées par la génération de signaux et par de petits déplacements d'électrodes [7]. Les électrodes et capteurs ont été placés en série (proximal-distal) [2] : autour du point marquant le milieu de la ligne partant de l'épine iliaque antérieure à la partie supérieure de la patella [6] (Annexe 1). De plus, les électrodes ont été fixées parallèlement aux fibres musculaires et à une distance inter-électrode de 2,0 cm [8]. Ce positionnement est normalisé et effectif pour les trois capteurs. À noter que le capteur Shimmer3<sup>®</sup> nécessite une électrode de masse et que celle-ci est placée sur la patella.

Le protocole est réalisé sous deux conditions : condition isométrique (CI) [9] puis condition dynamique (CD).

En CI, le banc de musculation est réglé de telle sorte à obtenir un angle fixe d'extension de genou entre le fémur et le tibia de  $125^{\circ} \pm 0,1^{\circ}$ . Ce réglage est vérifié avant chaque condition à l'aide de l'inclinomètre. Le sujet est placé sur le banc avec une ouverture de hanche de  $90^{\circ}$ , une extension de genou de  $125^{\circ}$ , les mains placées sur les hanches et le pied opposé à plat sur le sol avec une flexion du genou de  $90^{\circ}$ . Une mousse de protection est utilisée au niveau du point de contact entre le tibia et l'équipement de verrouillage. Il est demandé au sujet de réaliser deux efforts. Le premier est une série de trois contractions maximales volontaires (CMV) de 5 secondes avec un repos de 5 minutes entre chaque répétition (CI - 100). Le second, il est demandé au sujet de faire une contraction volontaire à 50% de sa CMV pendant 10 secondes sur trois répétitions (CI - 50) qu'il jugera par lui-même (sans feedback).

En CD, il est demandé au sujet de réaliser 10 *leg extension* (extension puis flexion du genou) dans deux conditions différentes : jambe libre (JLI) et jambe lestée (JLE) à l'aide d'un élastique d'une résistance de 15 kg (charge mesurée à 200% d'élongation de l'élastique) identique pour chaque sujet. Le sujet démarrera d'un angle de  $90^{\circ}$  de flexion de genou pour atteindre un angle de  $180^{\circ}$  en extension et enfin revenir à sa position initiale de  $90^{\circ}$ , ceci représentera une répétition. La cadence est imposée à 30 répétitions par minute à l'aide d'un métronome. Il est donné comme consigne de réaliser une extension et une flexion de genou en « contrôle ».

Chaque condition est répétée deux fois de suite en interchangeant les capteurs sEMG afin de réaliser une moyenne des données récupérées dans chaque position [8]. Le protocole est répété deux fois à intervalle de 48h entre chaque répétition pour tous les sujets [2, 10]. Un fois avec les capteurs E.M.I.L<sup>®</sup> et Shimmer3<sup>®</sup> et une seconde fois avec les capteurs E.M.I.L<sup>®</sup> et MuscleBAN<sup>®</sup>. L'ordre de passage sur les capteurs et leurs positions de départ (proximal-distal) ont été randomisés. Le protocole est schématisé en *figure 1*.

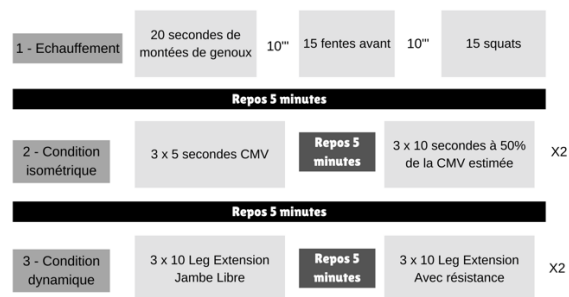


Figure 1 : Descriptif du protocole

## 2.4 Acquisition et traitement du signal

L'acquisition du signal a été réalisée par les applications dédiées à chaque capteur. C'est-à-dire *la solution E.M.I.L* pour les capteurs E.M.I.L<sup>®</sup> ; le logiciel *OpenSignals* pour les capteurs MuscleBAN<sup>®</sup> BE et le logiciel *Shimmer3Capture* pour les capteurs Shimmer3<sup>®</sup>. Les trois capteurs ont été calibrés à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz (via l'application dédiée). Cependant le gain de chacun n'étant pas réglable en pré-acquisition (*Figure 1*), il a été normalisé lors du traitement post acquisition en divisant le jeu de données récupéré par le gain du capteur d'acquisition. De plus, les données des capteurs sont filtrées selon des bandes passantes différentes (*Figure 1*), une transformée de Fourier (FFT) a été appliquée sur les signaux sEMG [11] afin d'en extraire les caractéristiques fréquentielles. Une observation subjective de celles-ci en pré-test a permis d'établir le choix des paramètres de filtrage. Après cette analyse empirique du signal et une analyse des protocoles de la littérature, les signaux sEMG des trois capteurs ont été filtrés par bande passante Butterworth 10Hz - 240 Hz d'ordre 3 [2, 12, 13] et Butterworth band stop 50 Hz d'ordre 3, pour supprimer le bruit relatif aux nuisances (fréquences aberrantes).

Le traitement des CMV a été effectué de la manière suivante : après filtrage, le signal EMG est lissé sur une plage de 200 ms par moyenne glissante (MOV) ; le maximum de ce lissage correspond à la valeur de CMV. Les plateaux de 50% de CMV sont traités de manière à récupérer la RMS des 10 secondes suivant le dépassement du seuil d'activation. Ce seuil d'activation correspond à 30% de la valeur maximale de RMS lissée. Cette valeur de RMS est ensuite stockée afin d'être comparée aux valeurs correspondantes obtenues sur les autres capteurs pour chaque sujet. Pour ce qui est de la CD, le jeu de données est coupé en bouffées de contractions, avec un seuil de contraction correspondant 30% de la valeur moyenne des 10 pics de RMS correspondant aux 10 bouffées, puis la RMS de chaque bouffée est calculée. Les valeurs de RMS des 10 bouffées de contraction pour chaque jeu de données sont retenues. De même que pour la CI, celles-ci seront ensuite comparées avec les valeurs correspondantes pour chaque capteur.

Afin de normaliser la position du capteur [8], les données obtenues en position proximale et en position distale sont moyennées, au cas par cas pour chaque condition, chaque sujet et chaque capteur. À la suite de cette opération, des jeux de données normalisés sont obtenus permettant une évaluation statistique de la validité et de la reproductibilité de données de contractions similaires.

## 2.5 Indicateurs statistiques

L'analyse statistique a été effectuée via le logiciel MATLAB r2022b (© 1994-2023 The MathWorks). Un test de Shapiro Wilk a été effectué pour vérifier que toutes les données suivent bien une loi normale.

L'erreur standard de mesure (SEM) et le coefficient de corrélation intra classe (ICC) sont utilisés pour l'analyse intra-capteur. La moyenne des biais absolus (AB) et le coefficient de corrélation de Pearson sont utilisés pour l'analyse inter-capteurs.

La SEM est un indicateur de reproductibilité absolue, permettant d'évaluer la précision de l'appareil de mesure et la variabilité de ce qui est mesuré [14]. Il est calculé à partir de l'écart type de la moyenne quadratique des valeurs de RMS calculées. Cet indicateur est exprimé en pourcentage de CMV (%). Pour des efforts peu intenses, une SEM inférieure à 2% peut être considérée comme une excellente reproductibilité. Pour des efforts intenses, il convient qu'une valeur de SEM inférieure à 5% implique une excellente reproductibilité.

Le coefficient ICC est une mesure statistique qui quantifie le degré de similitude entre les observations faites via un même appareil de mesure. Il permet ainsi de valider la répétabilité du capteur. Une valeur supérieure à 0,90 est considérée comme excellente. Cet indicateur n'a pas d'unité et ses valeurs sont comprises entre 0 et 1.

Le degré de corrélation en fonction des valeurs est le suivant : [0 ; 0,50] : faible, ]0,50 ; 0,75] : modéré, ]0,75 ; 0,90] : bon, ]0,90 ; 1,00] : excellent. [18]

La moyenne des AB est un indicateur de validité de mesure absolu, il mélange les erreurs systématiques et aléatoires. Un biais absolu de 0 correspond à une similitude parfaite, plus la valeur est proche de zéro moins le biais est important. Il est calculé à partir des valeurs de x calculées pour chacun des capteurs et est exprimé en pourcentage :

Le coefficient de corrélation (r) est un indice reflétant une relation linéaire entre deux variables continues. Une valeur nulle signifie qu'il n'y a aucune relation entre les deux variables. Une valeur positive signifie que les deux variables sont liées positivement, lorsque l'une augmente, la seconde augmente aussi. À l'inverse une valeur négative lie les deux variables négativement, lorsque l'une augmente, l'autre diminue. Il est calculé à partir des valeurs de x calculées pour chacun des capteurs et est exprimé sans unité :

Le degré de corrélation en fonction des valeurs est le suivant : [0 ; 0,20] : très faible, ]0,20 ; 0,40] : faible, ]0,40 ; 0,70] : modéré, ]0,70 ; 0,90] : fort, ]0,90 ; 1,00] : très fort. [17]

## 2.6 Analyse de données

Pour chaque condition (CI et CD) et pour chaque exercice (CI - 50, CD - JLE, CD - JLI), les indicateurs intra-capteurs (SEM - ICC) et inter-capteurs (AB - r) sont calculés.

Les indicateurs SEM et ICC sont calculés pour le capteur E.M.I.L<sup>®</sup>, MuscleBAN<sup>®</sup>, et Shimmer3<sup>®</sup>. Pour chaque mesure, deux jeux de données sont récupérés : capteur en position proximale, et capteur en position distale. Pour le capteur

E.M.I.L<sup>®</sup>, il y a 4 jeux de données car le protocole est répété deux fois à 48h d'intervalle. La valeur de x de l'équation (3) correspond à la valeur de RMS calculée lors des bouffées (voir Section 2.4).

Les indicateurs AB et R sont calculés entre les capteurs E.M.I.L<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup> et entre les capteurs E.M.I.L<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>. La valeur de x de l'équation (6) correspond à la valeur de RMS calculée lors des bouffées (voir Section 2.4). Le capteur de référence ( $x_{ref}$ ) est MuscleBAN<sup>®</sup> pour la comparaison E.M.I.L<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup> et Shimmer3<sup>®</sup> pour la comparaison E.M.I.L<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>.

## 3. Résultats

	CI - 50	CD - JLI	CD - JLE
E.M.I.L	3,455	0,953	1,648
MuscleBAN	3,673	1,017	1,916
Shimmer3	3,215	0,931	1,330

Tableau 2 : SEM (% de cmv) ; CI-50 = Condition Isométrique 50% CMV ; CD-JLI = Condition Dynamique Jambe Libre ; CD-JLE = Condition Dynamique Jambe Élastique

	CI - 50	CD - JLI	CD - JLE
E.M.I.L	0,980	0,985	0,988
MuscleBAN	0,976	0,983	0,986
Shimmer3	0,984	0,975	0,986

Tableau 3 : ICC ( $\emptyset$ ) ; CI-50 = Condition Isométrique 50% CMV ; CD-JLI = Condition Dynamique Jambe Libre ; CD-JLE = Condition Dynamique Jambe Élastique

	CI - 50	CD - JLI	CD - JLE
E.M.I.L - MuscleBAN	0,15 ± 2,89	0,14 ± 1,20	0,52 ± 1,86
E.M.I.L - Shimmer3	1,02 ± 4,12	1,01 ± 1,29	1,50 ± 1,77

Tableau 4 : AB (% de cmv) ; CI-50 = Condition Isométrique 50% CMV ; CD-JLI = Condition Dynamique Jambe Libre ; CD-JLE = Condition Dynamique Jambe Élastique

	CI - 50	CD - JLI	CD - JLE
E.M.I.L - MuscleBAN	0,939	0,924	0,947
E.M.I.L - Shimmer3	0,930	0,774	0,856

Tableau 5 : R ( $\emptyset$ ) ; CI-50 = Condition Isométrique 50% CMV ; CD-JLI = Condition Dynamique Jambe Libre ; CD-JLE = Condition Dynamique Jambe Élastique

### 3.1 Analyse intra-capteurs

#### Indicateur SEM

Le Tableau 2 présente les résultats de l'erreur standard de mesure (SEM) pour chaque capteur et dans chaque condition.

En CI-50, la valeur de la SEM est de 3,455 % pour le capteur E.M.I.L<sup>®</sup>, de 3,673 pour le capteur MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 3,215 pour le capteur Shimmer3<sup>®</sup>.

En CD-JLI, la valeur de la SEM est de 0,953 % pour le capteur E.M.I.L<sup>®</sup>, de 1,017 pour le capteur MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 0,931 pour le capteur Shimmer3<sup>®</sup>.

En CD-JLE, la valeur de la SEM est de 1,648 % pour le capteur E.M.I.L<sup>®</sup>, de 1,916 pour le capteur MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 1,330 pour le capteur Shimmer3<sup>®</sup>.

Les résultats montrent une meilleure reproductibilité pour le capteur Shimmer3<sup>®</sup>, suivi du capteur E.M.I.L<sup>®</sup>, et du

capteur MuscleBAN<sup>®</sup>, ce classement est respecté pour chacune des conditions.

Il est possible de constater que les valeurs varient en fonction de l'intensité de l'effort : CI-500 >> CD-JLE >> CD-JLI. Effectivement, des valeurs d'EMG plus élevées vont impliquer des variations absolues plus élevées.

### Indicateur ICC

Le *Tableau 3* présente les résultats du coefficient de corrélation intra classe (ICC) pour chaque capteur et dans chaque condition.

En CI-50, la valeur du ICC est de 0,980 % pour le capteur E.M.I.L.<sup>®</sup>, de 0,976 pour le capteur MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 0,984 pour le capteur Shimmer3<sup>®</sup>.

En CD-JLI, la valeur du ICC est de 0,985 % pour le capteur E.M.I.L.<sup>®</sup>, de 0,983 pour le capteur MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 0,975 pour le capteur Shimmer3<sup>®</sup>.

En CD-JLE, la valeur du ICC est de 0,988 % pour le capteur E.M.I.L.<sup>®</sup>, de 0,986 pour le capteur MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 0,986 pour le capteur Shimmer3<sup>®</sup>.

Aucun capteur ne semble se différencier des autres, ils affichent d'excellentes valeurs de répétabilité quelle que soit la condition, isométrique ou dynamique. En effet les valeurs de ICC sont toutes comprises entre 0,975 et 0,988.

## **3.2 Analyse inter-capteurs**

### Indicateur AB

Le *Tableau 4* présente les résultats du biais absolu (AB) entre le capteur E.M.I.L.<sup>®</sup> et le capteur de référence.

En CI-50, la valeur du AB est de  $0,15 \pm 2,89$  % pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup>, et de  $1,02 \pm 4,12$  % pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>.

En CD-JLI, la valeur du AB est de  $0,14 \pm 1,20$  % pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup>, et de  $1,01 \pm 1,29$  % pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>.

En CD-JLE, la valeur du AB est de  $0,52 \pm 1,86$  % pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup>, et de  $1,50 \pm 1,77$  % pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>.

L'étude montre une plus grande ressemblance entre les capteurs E.M.I.L.<sup>®</sup> et MuscleBAN<sup>®</sup> qu'entre les capteurs E.M.L.<sup>®</sup> et Shimmer3<sup>®</sup>, l'annexe 2 illustre également cette répartition à l'aide du diagramme de Bland-Altman [19]. En effet pour chaque condition, le biais absolu est plus proche de 0 % pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup>. Alors que pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>, le biais absolu prend des valeurs autour de 1%. Cette erreur systématique peut provenir de l'électrode de référence du capteur Shimmer3<sup>®</sup> permettant de réduire le « bruit » du signal.

Il est également possible de constater une augmentation du AB en CD-JLE, ceci peut être expliqué par des vibrations induites par la difficulté et le mouvement dynamique de l'exercice et une différence de filtrage interne des capteurs.

### Indicateur R

Le *Tableau 5* présente les résultats du coefficient de Pearson (R) entre le capteur E.M.I.L.<sup>®</sup> et le capteur de référence.

En CI-50, la valeur de R est de 0,939 pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 0,930 pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>.

En CD-JLI, la valeur de R est de 0,924 pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 0,774 pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>.

En CD-JLE, la valeur de R est de 0,947 pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - MuscleBAN<sup>®</sup>, et de 0,856 pour la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>.

Ce dernier résultat confirme la très forte similitude entre le capteur E.M.I.L.<sup>®</sup> et le capteur MuscleBAN<sup>®</sup> ( $R > 0,90$  pour chaque condition). Quant à la comparaison E.M.I.L.<sup>®</sup> - Shimmer3<sup>®</sup>, la similitude est très forte en CI, et chute mais reste forte en CD (entre 0,70 et 0,90).

## **Conclusion**

En conclusion, l'étude comparative des différents capteurs EMG, E.M.I.L.<sup>®</sup>, MuscleBAN<sup>®</sup> et Shimmer3<sup>®</sup> révèle une importante similitude entre les capteurs E.M.I.L.<sup>®</sup> et MuscleBAN<sup>®</sup> pour des conditions isométrique ou dynamique n'impliquant pas de grandes vibrations internes, et quelques écarts lorsque l'exercice devient plus intense en condition dynamique et qui implique des vibrations. De la même manière, les capteurs E.M.I.L.<sup>®</sup> et Shimmer3<sup>®</sup> présentent les mêmes similitudes avec un biais systématique supplémentaire certainement dû à l'électrode de référence du capteur Shimmer3<sup>®</sup>. De plus, les trois capteurs présentent des indices de répétabilité (ICC) et de reproductibilité (SEM) excellents.

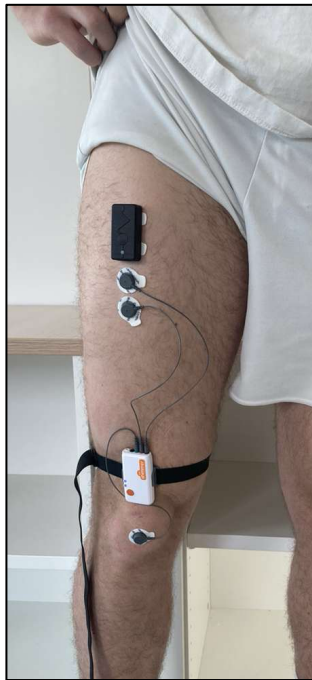
Les résultats avancés permettent d'établir la validité et la répétabilité des données EMG acquises par la solution E.M.I.L.<sup>®</sup> relativement à celles acquises par les capteurs Shimmer3<sup>®</sup> et MuscleBAN<sup>®</sup>. Cela tant dans le cadre d'exercices dynamiques, que d'exercices isométriques du quadriceps. Cependant il est important de noter une différence de validité notable des valeurs données par E.M.I.L.<sup>®</sup> par rapport à Shimmer3<sup>®</sup> présentant un biais absolu systématique de l'ordre de 1 qui peut être dû à l'électrode de référence présente pour le capteur Shimmer3<sup>®</sup>.

Selon l'étude menée, E.M.I.L.<sup>®</sup> est un capteur fiable et répétable tant sur des mouvements isométriques que dynamiques avec et sans résistance. Ainsi, la fiabilité et la rapidité d'exécution de la solution E.M.I.L.<sup>®</sup> ouvrent de nouvelles perspectives dans l'utilisation de l'EMG sur le terrain : rééducation, préparation physique ou étude d'un poste de travail. En effet, pour les kinésithérapeutes ou pour les coaches sportifs, la solution E.M.I.L.<sup>®</sup> permet de faire un suivi de patients et de l'impliquer dans les exercices grâce au biofeedback. Pour les ergonomes, l'outil permet de faire des études de postes de travail en étant le moins invasifs possible pour les opérateurs qui peuvent réaliser leurs tâches avoir un minimum de gênes. Cela permet de quantifier les charges musculaires des opérateurs dans leur travail quotidien et d'adapter leurs conditions de travail. Pour compléter cette étude, il serait intéressant de comparer le capteur E.M.I.L.<sup>®</sup> avec le capteur Trigno Averti Sensor<sup>®</sup> de Delsys<sup>®</sup> qui est la référence dans le milieu de la recherche. Il serait également pertinent de faire l'étude sur des muscles plus fins pour voir si la précision des résultats est conservée.

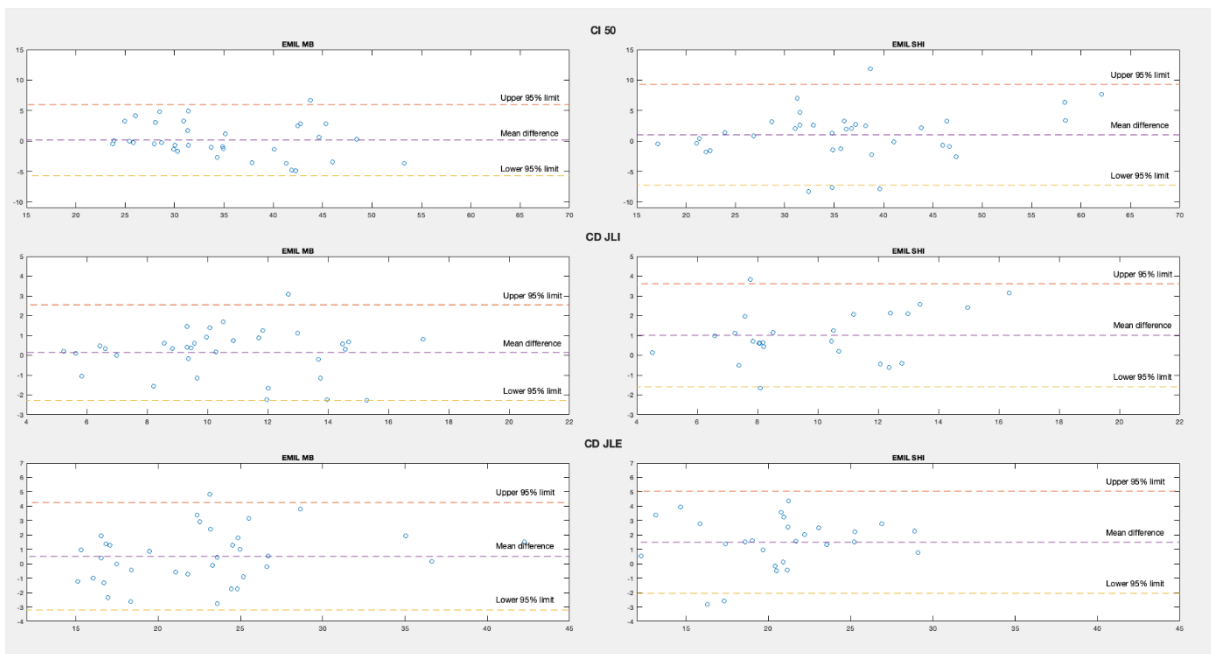
## Références :

1. EBSCOhost | 10755581 | SEMG Evaluations : An Overview. (s. d.). Consulté 11 mai 2023, à l'adresse <https://web.s.ebscohost.com/abstract?direct>
2. Lynn, S. K., Watkins, C. M., Wong, M. A., Balfany, K., & Feeney, D. F. (2018). Validity and Reliability of Surface Electromyography Measurements from a Wearable Athlete Performance System. *Journal of Sports Science & Medicine*, 17(2), 205-215.
3. Heywood, S., Pua, Y. H., McClelland, J., Geigle, P., Rahmann, A., Bower, K., & Clark, R. (2018). Low-cost electromyography—Validation against a commercial system using both manual and automated activation timing thresholds. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 42, 74-80. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.05.010>
4. Herrington, L. (1996). EMG Biofeedback : What Can it Actually Show? *Physiotherapy*, 82(10), 581-583. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)66304-3](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)66304-3)
5. Matheve, T., Brumagne, S., & Timmermans, A. A. A. (2017). The Effectiveness of Technology-Supported Exercise Therapy for Low Back Pain : A Systematic Review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 96(5), 347-356. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000615>
6. Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., & Hägg, G. (s. d.). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*.
7. Rainoldi, A., Melchiorri, G., Caruso, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in the lower limb muscles. *J. Neurosci. Méthodes* 2004 , 134 , 37–43. à DUC, Sébastien et DOREL, Sylvain. Mesure de l'activité musculaire par électromyographie. *Instrumentation, Mesures, Métrologies*, 2014, vol. 14.
8. Jang, M. H., Ahn, S. J., Lee, J. W., Rhee, M.-H., Chae, D., Kim, J., & Shin, M. J. (2018). Validity and Reliability of the Newly Developed Surface Electromyography Device for Measuring Muscle Activity during Voluntary Isometric Contraction. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2018, 4068493. <https://doi.org/10.1155/2018/4068493>
9. Chalard, A., Belle, M., Montané, E., Marque, P., Amarantini, D., & Gasq, D. (2020). Impact of the EMG normalization method on muscle activation and the antagonist-agonist co-contraction index during active elbow extension : Practical implications for post-stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 51, 102403. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102403>
10. Finni, T., Hu, M., Kettunen, P., Vilavuo, T., & Cheng, S. (2007). Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. *Physiological Measurement*, 28(11), 1405-1419. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/11/007>
11. Güler, N. F., & Koçer, S. (2005). Classification of EMG Signals Using PCA and FFT. *Journal of Medical Systems*, 29(3), 241-250. <https://doi.org/10.1007/s10916-005-5184-7>
12. Rainoldi, A., Bullock-Saxton, J. E., Cavarretta, F., & Hogan, N. (2001). Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(6), 425-438. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(01\)00022-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00022-0)
13. Rainoldi, A., Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo Conte, L., & Merletti, R. (1999). Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 9(2), 105-119. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(98\)00042-x](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(98)00042-x)
14. Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3-13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
15. Türker, H., Sözen, H., Türker, H., & Sözen, H. (2013). Surface Electromyography in Sports and Exercise. In *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/56167>
16. Sun, H., Zhang, X., Zhao, Y., Zhang, Y., Zhong, X., & Fan, Z. (2018). A Novel Feature Optimization for Wearable Human-Computer Interfaces Using Surface Electromyography Sensors. *Sensors*, 18(3), Article 3. <https://doi.org/10.3390/s18030869>
17. N.Salkind, *Encyclopedia of Measurement and Statistics*, Thousand Oaks California (2007), <https://doi.org/10.4135/9781412952644>.
18. T.K. Koo, M.Y. Li, A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research, *J. Chiropr. Med.* 15 (2016) 155–163, <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.
19. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res.* 1999 Jun;8(2):135-60. doi: 10.1177/096228029900800204. PMID: 10501650

## ANNEXES



**Annexe 1 :** Placement des capteurs à l'étude sur le Rectus Femoris (E.M.I.L.<sup>®</sup> et Shimmer3<sup>®</sup> ECM/EMG)



**Annexe 2 :** Diagramme de Bland – Altman.

### Annexe 3 : Formules

$$MOV = \frac{\sum_{t_i}^T x_i}{T} \quad (A)$$

$T$  : plage de lissage (200 ms)

$x_{t_i}$  : EMG filtré à l'instant  $t_i \in [0; T]$

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{t_i}^T x_{t_i}^2}{T}} \quad (B)$$

$T$  : durée bouffée en millisecondes (ms)

$x_{t_i}$  : EMG filtré à l'instant  $t_i \in [0; T]$

$$SD = \frac{1}{N} \sum_i^N (x_i - \bar{x}) \quad (C)$$

$SD$  : Écart type

$N$  : Nombre de sujets

$x$  : RMS des bouffées

$\bar{x}$  : moyenne de RMS sur l'ensemble des sujets

$$SEM = \left| \frac{SD(x_{E.M.I.L} - x_{ref})}{\sqrt{2}} \right| \quad (D)$$

$SD_i$  : écart type du jeu de données  $i$

$$ICC = \frac{SD^2 - SEM^2}{SD^2} \quad (E)$$

$$AB = moyenne(x_{E.M.I.L} - x_{ref}) \quad (F)$$

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_{E.M.I.Li} - \bar{x}_{E.M.I.L}) (x_{ref_i} - \bar{x}_{ref})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{E.M.I.Li} - \bar{x}_{E.M.I.L})^2} * \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{ref_i} - \bar{x}_{ref})^2}} \quad (G)$$