



Analyse du signal myoélectrique pour l'évaluation de la fatigue périphérique chez des nageurs de haut niveau en demi-fond : étude des variations électromyographiques et cinématiques sur un test à dominante aérobie d'un nageur expert

Cyril Cabrera

► **To cite this version:**

Cyril Cabrera. Analyse du signal myoélectrique pour l'évaluation de la fatigue périphérique chez des nageurs de haut niveau en demi-fond : étude des variations électromyographiques et cinématiques sur un test à dominante aérobie d'un nageur expert. Biomécanique [physics.med-ph]. 2014. <dumas-01078533>

HAL Id: dumas-01078533

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01078533>

Submitted on 29 Oct 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

Mémoire à finalité "Recherche"
UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

MASTER 2 STAPS

Mention "Expertise, Performance & Intervention"

UFR Sport et EP

20, Av. le Gorgeu

29 200 Brest

Présenté par

Cyril CABRERA

Sous la direction de
Marie-Agnès GIROUX-METGES

Titre du mémoire

Analyse du signal
myoélectrique pour l'évaluation de
la fatigue périphérique chez des
nageurs de haut niveau en demi-
fond

Sous-titre

*Etude des variations
électromyographiques et
cinématiques sur un test à
dominante aérobie d'un nageur
expert*

Mémoire soutenu le 26 Juin 2014

Devant le jury composé de :

Marie-Agnès GIROUX-METGES

PU-PH, UBO / *Tuteur de stage*

François GUERRERO

Maître de Conférences, UBO Brest / Expert
Physiologie

Nicolas BIDEAU

Maitres de Conférences, Université de Rennes 2 /
Tuteur de stage

Cyril BOSSARD

Maitre de Conférences, UBO Brest / *Directeur Master
EPI*

UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCIDENTALE

- Mémoire de Master 2 -

Mention : STAPS

Spécialité : Expertise, Performance, Intervention

Analyse du signal myoélectrique pour l'évaluation de la fatigue périphérique chez les nageurs de haut niveau en demi-fond

*Etude des variations électromyographiques et
cinématiques sur un test à dominante aérobie d'un nageur
expert*

CYRIL CABRERA

Soutenu le 27 Juin 2014 devant la commission d'examen :

Cyril	BOSSARD	MCF, Université de Bretagne Occidentale, Brest, EA 3875 CREAD	Rapporteur
François	GUERRERO	MCF, Université de Bretagne Occidentale, Brest	Rapporteur
Marie-Agnès	GIROUX- METGES	PU-PH, Université de Bretagne Occidentale, Brest, EA 1274 Mouvement Sport Santé, « MuST »	Invité
Nicolas	BIDEAU	MCF, Université Rennes 2, EA 1274 Mouvement Sport Santé, « Analyse, Modélisation et Simulation du mouvement	Invité

Analyse du signal myoélectrique pour
l'évaluation de la fatigue périphérique chez
des nageurs de haut niveau en demi-fond

*Etude des variations électromyographiques et
cinématiques sur un test à dominante aérobie d'un nageur
expert*

Mémoire de Master 2 EPI

CABRERA CYRIL

Mémoire réalisé dans le cadre du Master EPI :

UFR Sport et EP de Brest

20, avenue Le Gorgeu

29 200 Brest (France)

Resp. Master EPI : Bossard Cyril - cyril.bossard@univ-brest.fr

Logo Master EPI ?



Stage effectué à Nom de la structure d'accueil :

Nom de la structure

EA 1274 - Laboratoire Mouvement Sport Santé – Groupe MuSt
« Muscles Striés : Adaptation en conditions physiologiques et pathologiques » - Laboratoire de Physiologie

Siège social

Brest

Adresse siège social

UFR de Médecine et Sciences de la Santé - 22 Avenue Camille
Desmoulins - CS 93837 - 29238 Brest Cedex 3

Numéro de tel. – Mail du contact

marie-agnes.metges@univ-brest.fr, 02 98 01 80 67



Mémoire réalisé à l'UBO :

Université de Bretagne Occidentale

3 rue des Archives - CS 93837 - 29 238 Brest cedex 3



Remerciements

Je tiens à présenter mes plus amples remerciements à Marie-Agnès Giroux-Metges, Professeurs des Universités à l'UFR de Médecine de l'Université de Bretagne Occidentale et directrice adjointe de l'équipe d'accueil 1274 Mouvement Sport Santé, pour ses compétences en physiologie et en administratif. Ses nombreuses qualités m'ont permis de conduire au mieux notre projet d'étude et d'en créer de nouveaux.

Je remercie sincèrement l'équipe rennais « Analyse, modélisation et simulation du mouvement » de l'EA 1274, en la personne de Nicolas Bideau, Guillaume Nicolas et Benoît Bideau. A travers leurs connaissances de la biomécanique et de l'informatique, nous avons pu optimiser les analyses de données. De plus, leurs savoirs m'ont permis de construire de nouvelles compétences dans le domaine de la recherche en sport, grâce à leur écoute et à leur attention pour mes projets.

Je remercie également Jean-Pierre Pennec, Professeurs des Universités à l'UFR de Médecine de l'UBO, pour son implication dans notre projet et sa capacité à savoir synthétiser et de voir la simplicité quand nous voyons compliqué.

Je présente mes remerciements à Christophe Guégan, médecin du sport au Centre de Médecine du Sport de la communauté urbaine « Brest Métropole Océane » et Fabienne Autenzio, coordinatrice médico-sportif au CMS de Brest, pour m'avoir apporté leur logique et leur vision d'un travail sur un double versant recherche et pratique.

Je remercie tout particulièrement Morgan Dufour, responsable et entraîneur du Pôle Espoir du Club Nautique Brestois, pour son grand intérêt dans nos expériences sur ses nageurs, de m'avoir permis de le suivre pendant ces deux années, et de m'aider à approfondir mes connaissances dans le secteur de l'entraînement de haut niveau en natation.

Merci aux nageurs qui ont été volontaires pour l'étude, pour leur intérêt dans leurs tâches et pour leur motivation sans faille même un samedi matin.

Enfin je remercie ceux dont on oublie souvent qu'il compte dans un travail aussi long qu'un mémoire, à savoir mes collègues masterans Loïc, Mathieu, Thibault, Claire, pour leur maîtrise des notions essentiels pour mon mémoire, mes parents pour leur attention et leur compréhension toutes particulières pour un travail de recherche, mes amis qui m'ont permis de m'évader du contexte de mémoire quand il le fallait, et enfin ma conjointe Aurélie, qui m'a motivé et soutenu jusqu'au bout par son sourire et son écoute.

Table des matières

Remerciements.....	I
Table des matières	II
Table des figures.....	VII
Liste des équations	VIII
Liste des Tableaux.....	IX
1er chapitre : Introduction	1
1) La natation en France	1
2) Performance aérobie française.....	1
3) Constat primaire	2
4) Structures	3
4.1) Le Club Nautique Brestois.....	3
4.2) Le Laboratoire M2S	4
2e chapitre : Revue de Littérature	4
1) La Fatigue	4
1.1) Définitions.....	4
1.2) La Fatigue comme moyen de performance.....	5
1.3) Fatigue et Mesures.....	6
3e chapitre : L'électromyographie - EMG.....	7
1) Descriptions techniques	7
2) Protocoles d'Utilisation sEMG – Recommandations du SENIAM.....	8
2.1) Aspects Techniques.....	8
2.2) Préparation des sujets.....	9

3) Traitement du signal EMG.....	9
3.1) Constats.....	9
3.2) Premier traitement du signal.....	10
3.2.1) Rectification du signal.....	10
3.2.2) Filtrage du signal et EMG lissé.....	10
3.3) Traitement du signal - Domaine Temporel.....	11
3.3.1) RMS – Root Mean Square.....	11
3.3.2) Normalisation des RMS.....	11
3.4) Traitement du signal - Domaine Fréquentiel.....	12
3.4.1) Transformée de Fourier Rapide (TFR).....	12
3.4.2) Indicateurs Fréquentiels.....	12
4) Paramètres de fatigue en électromyographie de surface.....	13
4.1) RMS.....	13
4.2) MNF/MDF.....	14
4.3) Electromyographie de surface et fatigue en natation.....	14
4.4) Conclusions EMG et natation.....	16
4e chapitre : Biomécanique et natation.....	17
1) Description technique du crawl.....	17
1.1) Gestuelle.....	17
1.2) Les différentes phases de nage.....	18
2) Biomécanique et fatigue en natation.....	18
2.1) Les variables cinématiques.....	18
2.2) Mécanique de nage et distance.....	19
2.3) Cinématique et fatigue.....	19
5e chapitre : Problématique et hypothèses.....	20
1) Problématique.....	20

2) Hypothèses.....	21
2.1) Hypothèse 1 : EMG.....	21
2.2) Hypothèse 2 : Biomécanique	21
2.3) Hypothèse 3 : Mesure dynamométrique.....	22
2.4) Hypothèse 4 : Performance natation.....	22
6e chapitre : Méthodologie	22
1) Population	22
2) Présentation du protocole scientifique.....	22
2.1) Test natation	22
2.2) Protocole sEMG.....	23
2.3) Protocole biomécanique.....	24
3) Données analysées.....	25
3.1) Electromyographie de surface	25
3.2) Biomécanique	25
4) Statistiques.....	25
7e chapitre : Résultats.....	26
1) Résultats EMG en phase de fixation	26
1.1) Observations graphique : Allan.....	26
1.2) Observations graphique : Maurice.....	27
1.3) Observations graphique : Sébastien.....	28
2) Résultats EMG en phase de poussée	29
2.1) Observations graphique : Allan.....	29
2.2) Observations graphique : Maurice.....	30
2.3) Observations graphique : Sébastien.....	30

3) Comparaison des résultats EMG inter-sujets	32
3.1) Comparaison des résultats EMG en phase de fixation	32
3.1.1) Avant l'exercice de natation	32
3.1.2) Après l'exercice de natation	32
3.2) Comparaison des résultats EMG en phase de poussée	33
3.2.1) Avant l'exercice de natation	33
3.2.2) Après l'exercice de natation	33
4) Performances	34
5) Biomécanique	35
8e chapitre : Discussion.....	36
1) Fatigue musculaire.....	36
2) Dégradation des paramètres de nage.....	38
3) Perspectives.....	39
9e chapitre : Conclusion.....	41
10e chapitre : Bibliographie.....	42
11e chapitre : Annexes	52
1) Placement des électrodes	52
2) Photo de positionnement des électrodes.....	54
3) Positionnement du nageur – Test EMG.....	55
4) Repères corporels.....	56
5) Placements des dynamomètres	56
6) Cage de calibration de la caméra pour le recueil de données biomécaniques.....	57
7) Exemple d'enregistrement électromyographique sur le BIOPAC.....	57
8) Comparaison résultats EMG en fixation avant le 2000m – Courbes Mixtes	58
9) Comparaison résultats EMG en fixation après le 2000m – Courbes Mixtes	59
10) Comparaison résultats EMG en poussée avant le 2000m – Courbes Mixtes.....	60
11) Comparaison résultats EMG en poussée après le 2000m – Courbes Mixtes.....	61

12) Répartition des distances parcourues par cycle de bras par Maurice.....	62
13) Répartition des fréquences de nage de Maurice sur le 2000m.....	62
14) Répartition des vitesses de Maurice sur le 2000m	63
15) Durées totales des cycles de nage de Maurice sur le 2000m.....	63
16) Durées des différentes phases de cycle de nage	64
17) Tableau de données biomécaniques de Maurice.....	65
18 Résumé.....	66
19) Abstract.....	66

Table des figures

Figure 2-1 - Schéma du principe de progression par surcompensation de Matveïev (1965).....	5
Figure 3-1 - Exemple d'un signal prétraité.....	11
Figure 11-1 - Vue frontale du positionnement des électrodes - Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics - Thought Technology Ltd. - Florimond 2010	52
Figure 11-2 - Vue dorsale du positionnement des électrodes - Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics - Thought Technology Ltd. - Florimond 2010	53
Figure 11-3 - Position électrodes bipolaires - Grand Pectoral.....	54
Figure 11-4 - Positionnement des électrodes - Grand Dorsal et Deltoïde Postérieur.....	54
Figure 11-5 - Placement du bras du nageur lors du test de pression (Insweep, Maglischo 1993).....	55
Figure 11-6 - Placement du bras du nageur lors du test de poussée	55
Figure 11-7 - Placement des repères corporels par un feutre indélébile.....	56
Figure 11-8 - Localisation des dynamomètres.....	56
Figure 11-9 - Cage d'Apprentissage dont les mensurations sont connues	57
Figure 11-10 - Enregistrement BIOPAC.....	57
Figure 11-11 - Répartition des Stroke Length de Maurice par 100m	62
Figure 11-12 - Répartition des Stroke Rate de Maurice par 100m.....	62
Figure 11-13 - Répartition des vitesses instantanées de Maurice par 100m	63
Figure 11-14 - Répartition des durées de cycle de bras de Maurice par 100m	63
Figure 11-15 - Répartition des durées des différentes phases de cycles de nage selon le modèle de Chollet et al (2000).....	64

Liste des équations

Équation 3-1 - Calcul des amplitudes du signal EMG (d'après Cao Hua 2010)	11
Équation 3-2 - Calcul de la Transformée de Fourier (d'après Cao Hua 2010)	12
Équation 3-3 - Calcul de la fréquence moyenne (d'après Cao Hua 2010)	12
Équation 3-4 - Calcul de la fréquence médiane (d'après Cao Hua 2010)	12

Liste des Tableaux

Tableau 7-1 - Données de force, de RMS et de MDF en fixation - comparaison entre avant et après le 2000m chez Allan.....	26
Tableau 7-2 - Données de force, de RMS et de MDF en fixation - comparaison entre avant et après le 2000m chez Maurice.....	27
Tableau 7-3 - Données de force, de RMS et de MDF en fixation – comparaison entre avant et après le 2000m chez Sébastien.....	28
Tableau 7-4 - Données de force, de RMS et de MDF en poussée - comparaison entre avant et après le 2000m chez Allan.....	29
Tableau 7-5 - Données de force, de RMS et de MDF en poussée - comparaison entre avant et après le 2000m chez Maurice.....	30
Tableau 7-6 - Données de force, de RMS et de MDF en poussée - comparaison entre avant et après le 2000m chez Sébastien.....	31
Tableau 7-7 - Performances des nageurs sur le 2000m.....	34
Tableau 7-8 - Statistiques sur les paramètres biomécaniques.....	35
Tableau 11-1 - Tableau comparatif inter-sujets des variables de force, de RMS et de MDF en phase de fixation avant le 2000m.....	58
Tableau 11-2 - Tableau comparatif inter-sujets des variables de force, de RMS et de MDF en phase de fixation après le 2000m.....	59
Tableau 11-3 - Tableau comparatif inter-sujets des variables de force, de RMS et de MDF en phase de poussée avant le 2000m.....	60
Tableau 11-4 - Tableau comparatif inter-sujets des variables de force, de RMS et de MDF en phase de poussée après le 2000m.....	61
Tableau 11-5 - Données biomécaniques de Maurice par passages.....	65

1er chapitre : Introduction

1) La natation en France

Depuis les Jeux Olympiques de 2004, la France s'affirme de plus en plus, au niveau international, dans la discipline de la natation. En effet, de par l'essor du nombre de licenciés et la précision des données de la recherche sur l'activité de la natation, les équipes de France rivalisent avec les meilleures nations de la natation mondiale (Etats-Unis, Chine, Australie). En effet, que cela soit dans les épreuves de vitesses courtes comme le 50 et 100 m (Florent Manaudou, Frédérick Bousquet), le 200m (Yannick Agnel), mais aussi en dos (Jérémy Stravius, Camille Lacourt) et papillon (Jordan Coelho, Mehdi Metella), la France se hisse fréquemment en finale des grands championnats, y compris sur les podiums mondiaux.

Par conséquent, nous sommes dans une politique française de performances internationales. La direction technique nationale réduit les minimas qualificatifs des collectifs internationaux, permettant aux futurs qualifiés (s'ils réitèrent leurs performances) d'accéder aux finales des championnats d'Europe, du Monde, ou même des Jeux Olympiques. La réduction de ces minimas a pour objectif de glaner le maximum de médailles et de montrer le poids de la France au plus haut niveau médiatique.

Depuis des années, bien que certains nageurs aient leurs propres schémas d'actions, les techniques de nage s'affinent et tendent à se ressembler. Par conséquent, les entraîneurs cherchent la continuité dans l'efficacité de la nage (efficience mécanique). Le travail énergétique est donc primordial, visant l'amélioration de la capacité à conserver la plus grande vitesse possible (résistance à la perte de vitesse).

Par conséquent, l'optimisation de la planification de l'entraînement est le point le plus important pour l'entraîneur. Il souhaite augmenter les intensités des charges d'entraînement et à les maintenir à un niveau élevé, même durant la période d'affûtage (conservation des intensités avec baisse des volumes). Le but est d'amener le nageur au meilleur potentiel physique et énergétique, le jour des grandes échéances.

2) Performance aérobie française

En revanche, malgré l'amélioration du niveau français en ce qui concerne les épreuves anaérobies, nous pouvons constater que les performances françaises dans les épreuves à dominantes aérobies (type 800m et 1500m en bassin) sont aléatoires et souvent sous-représentées, en comparaison des résultats sur les distances courtes.

En effet, les minimas qualificatifs, pour les championnats du Monde de natation de cette saison (2013/2014), sur la distance du 1500m, sont de 15'04"21, pour une moyenne de 1'00'29 par 100m. Après consultation de la base de données de la FFN (Fédération Française de Natation), seulement 11 performances réparties sur 4 nageurs (Nicolas Rostoucher, Sébastien Rouault, RF en 14'55"17, Anthony Pannier, Damien Joly) sont passées en dessous de ce temps de qualifications, en 8 saisons.

Par rapport à ces temps chronométriques présentés, nous pouvons voir, sur les rankings mondiaux, que depuis la saison 2009/2010, aucun français ne figure dans les 10 premiers nageurs (moins de 15 minutes sur la distance). Ainsi, nous pouvons distinguer, que les nageurs de demi-fond, sont peu représentés au haut niveau international.

On peut donc constater une certaine divergence entre les résultats des nageurs français pour les épreuves à dominantes anaérobies qui s'améliorent continuellement, tandis que le niveau des spécialistes des distances à dominantes aérobies stagne.

Un de nos intérêts dans cette étude, est de comprendre et d'analyser les nages de demi-fond le plus précisément possible, tant au niveau de la physiologie que de la biomécanique, pour fournir aux entraîneurs des informations fiables et pertinentes, sur les longues distances en compétition, pour l'adaptation de leurs entraînements.

3) Constat primaire

En 2007, le Centre d'Etudes en Santé publie un rapport sur les blessures des sportifs. Sur une population de 242 athlètes, 119 d'entre eux (49%), ont déclaré avoir eu au moins une blessure liée à la pratique de leur sport au cours des 12 mois précédant l'étude. Ainsi, nous constatons bien que l'entraînement peut être une charge imposante pour l'organisme pouvant susciter des lésions importantes.

La natation est une discipline sportive présentant un caractère cyclique hyper-répétitif, de par la réitération de révolution de l'épaule. Le nombre de révolutions peut atteindre plus de 15 000 par semaine (Pink & Tibone 2000), influant sur les douleurs de la région scapulaire (Layton et al 2005, Ramsi et al 2004), et expliquant 55% des blessures en natation (Bongers 2001, Yanai & Hay 2000, Bak & Magnusson 1997).

Les nageurs sont donc coutumiers des tendinopathies à répétition, notamment sur la coiffe des rotateurs (conflit sous-acromial, Hibberd 2010, Bak & Magnusson 1997, Costill et al 1985). De plus, le caractère hyper sollicitant de l'activité natation à haut niveau, aidé par des intensités maximales pour l'amélioration des performances, induit des développements plus importants des rotateurs internes comparés aux rotateurs externes, favorisant les conflits (Ramsi et al 2004, Johnson et al 2003).

Les nageurs de demi-fond, pour améliorer significativement leur performance, doivent être capables de générer le plus haut niveau possible, de force, dans la durée,

tout en limitant la perte d'intensité de cette dernière (Miller & Leveque 2006). Autrement dit, la performance du nageur tient à ses qualités d'endurance de force.

Pour l'optimisation de cette qualité physique, certains auteurs montrent qu'un travail qualitatif plus que quantitatif, et axé sur des intensités de nage élevées à maximales, est nécessaire pour l'optimisation et la conservation de la vitesse de nage dans la durée (Dekerle & Pelayo 2011, Zacca & de Souza 2010, Faude et al 2008).

En effet, dans leur revue de littérature, Paton & Hopkins (2004), montrent que les séquences de travail à intensités maximales, voire supra maximales, induisent de meilleurs gains de performances aérobies (Laursen et al 2002, Stepto et al 1999). Ces constats sont également réalisés en ce qui concerne l'amélioration des paramètres de puissance maximale (Laursen et al 2002, Paavolainen et al 1999), de consommation maximale d'oxygène et d'économie de course (Hoff et al 2002, Osteras et al 2002).

Ainsi, pour l'optimisation des performances des nageurs de demi-fond, nous comprenons bien que les entraîneurs doivent proposer des séances axées sur de hautes sollicitations aérobies. Cependant, le risque de blessures augmente avec la fatigue. On comprend donc que l'évaluation de la fatigue périphérique peut jouer un rôle majeur dans l'optimisation de la planification de l'entraîneur. En effet, cette évaluation pourrait permettre de limiter l'apparition des traumatismes, fréquents en natation, tout en sollicitant les organismes de manière optimale pour la réussite des grandes échéances.

4) Structures

4.1) Le Club Nautique Brestois

Notre population d'étude concerne les nageurs spécialistes du demi-fond du Club Nautique Brestois (CNB). Obtenant le label national Finistère en Juillet 2012, le CN Brest est un Pôle Espoir, dont certains nageurs font partie des listes ministérielles « Espoirs ». Il s'agit de l'étape d'accès au haut niveau, selon le Parcours d'Excellence Sportive, mis au point par la FFN. Les nageurs bénéficient d'un aménagement de leur scolarité, leur permettant de poursuivre leur progression sportive.

Les nageurs du Pôle ont entre 15 et 21 ans, et s'entraînent en format biquotidien de 6h30 à 8h30 le matin, puis de 17h00 à 19h00 le soir. Depuis la saison 2011/2012, les nageurs ont des entraînements en préparation physique 3 fois dans la semaine, axés sur l'aspect prophylactique (exercices préventifs). Depuis cette saison (2013/2014), les nageurs disposent de séances de musculation au moins une fois par semaine avec charges. Pour les nageurs de demi-fond, ces séances de musculation sont axées sur l'amélioration de leur qualité d'endurance de force.

L'objectif de l'entraîneur en natation, hors grandes échéances, est d'améliorer, de façon significative, la propulsion des nageurs (phases de traction et de poussée dans la nage), conduisant ainsi à l'amélioration des performances de ces derniers. Le travail en natation s'axe principalement lors d'une séance, sur un travail de technique et d'appui

(sensation de force et de glisse dans la nage). La deuxième partie de séance s'oriente sur la répétition de cet appui à hautes sollicitations aérobies.

4.2) Le Laboratoire M2S

L'équipe d'accueil 1274 Mouvement sport santé est constituée de trois groupes. Le groupe «Sport santé nutrition» s'intéresse aux effets bénéfiques de l'activité physique sur le risque, l'évolution ou les complications de pathologies chroniques (diabète, syndrome métabolique, cardiopathies, cancers). Le groupe «Analyse, Modélisation et Simulation du Mouvement» oriente ses recherches sur l'utilisation de l'analyse du mouvement pour la compréhension du geste sportif et l'entraînement. Le groupe «MuST» étudie les mécanismes d'adaptation du muscle en termes de propriétés contractiles et d'excitabilité dans des conditions d'entraînement, de désentraînement, d'immobilisation ou dans un contexte de pathologie chronique (inflammation, sepsis,...).

Le sujet de ce travail de recherche se situe dans une double problématique d'optimisation de la performance et de santé du sportif de haut-niveau. Ce projet s'appuie d'une part sur les compétences du groupe «Analyse, modélisation et simulation du mouvement» en matière de mesures des paramètres biomécaniques, et d'autre part, sur l'expertise du groupe «MuST» pour le recueil et l'analyse de l'activité musculaire.

2e chapitre : Revue de Littérature

La fatigue est une thématique de recherche d'actualité dans les domaines du sport et de l'ergonomie (Grover et al 2012, Modh Nur & Dawal 2010). Elle est étudiée sous toutes ses formes pour en évaluer les effets sur nos organismes. A travers la littérature scientifique, nous proposons de vous présenter l'avancée de ces recherches, au niveau de la physiologie et de la biomécanique, notamment dans la discipline de la natation.

Après un rappel de la notion de fatigue dans le domaine du sport, nous verrons les moyens d'évaluation de la fatigue au niveau physiologique, en particulier, les mesures électromyographiques. Enfin, nous rapporterons les résultats des études sur les dégradations de la biomécanique des nageurs en situation de fatigue.

1) La Fatigue

1.1) Définitions

La fatigue est caractérisée par la « diminution induite par l'exercice de la capacité du muscle à produire de la force ou de la puissance (Bigland-Ritchie 1983) que la tâche

soit maintenue ou non » (Sogaards 2006). Deux types de fatigue sont définis, à savoir la fatigue périphérique (ou musculaire), et la fatigue centrale (ou nerveuse).

La fatigue centrale est caractérisée par « la diminution de la faculté de réaliser des mouvements avec la même précision qu'à l'état de repos (Steegemann 1971) ». Il s'agit d'une incapacité, du Système Nerveux Central, d'activer davantage de fibres musculaires.

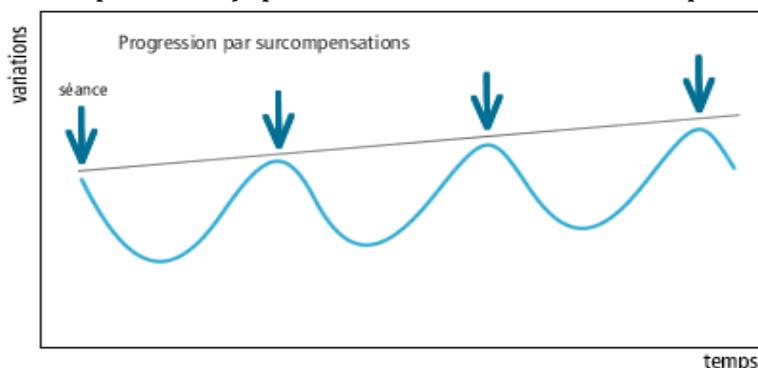
La fatigue périphérique se définit comme « l'incapacité pour un muscle ou un groupe de muscles à maintenir une force exigée ou attendue, entraînant une diminution de performance » (Bigland- Ritchie et Woods 1984, Asmussen 1979, Edwards 1956).

Le surmenage (également appelé « overreaching »), est une fatigue passagère qui survient lorsque la récupération post-exercice est incomplète, favorisant une diminution des performances de l'athlète. Si la récupération ne s'opère pas, cette fatigue va s'accroître un peu plus tous les jours, et, par conséquent, la capacité de travail va diminuer (retour à la normale après 1 à 2 semaines de récupération, Docteur Anne Favre 2006).

1.2) La Fatigue comme moyen de performance

Bien que la fatigue soit souvent montrée comme étant néfastes pour l'organisme, elle est cependant nécessaire au sens large. Elle permet d'amener le sportif à la surcompensation, qui permettra l'amélioration de ses performances (grâce à l'overreaching).

Défini par Matveïev en 1965, ce processus se traduit par deux phénomènes. Après déplétion d'une partie des réserves énergétiques de l'athlète, l'organisme va réagir, tout d'abord, en re-synthétisant les réserves énergétiques (compensation). Puis va ré-augmenter ses réserves (adaptation de l'organisme par retour à un état supérieur à l'état initial : surcompensation), pour subvenir à une nouvelle perturbation de haute



intensité.

Figure 2-1 - Schéma du principe de progression par surcompensation de Matveïev (1965)

En revanche, l'accumulation de séances très intenses, additionnées à des plages de récupération insuffisantes (séances trop rapprochées ou séances de récupération inappropriées), provoque le passage d'un simple état de fatigue au surmenage, etc...

Bien que l'importance de la fatigue et de sa gestion ait été avancée par beaucoup d'auteurs, pour l'élaboration d'une planification d'entraînement optimale (adaptation de l'entraînement), la théorie de surcompensation est encore mal prouvée (notamment pour l'amélioration du niveau des qualités physiques).

A travers cette frontière étroite, entre la nécessité d'atteindre un seuil de fatigue, en vue d'améliorer les performances, et les effets néfastes qu'elle peut entraîner, l'évaluation de la fatigue physiologique devient extrêmement importante en sport, comme en natation.

En effet, son évaluation pourrait permettre aux chercheurs et aux entraîneurs d'ajuster, de contrôler et de concevoir de nouveaux dispositifs d'entraînement et de récupération, en vue de limiter l'apparition des lésions musculo-tendineuses (Bongers 2001, Yanai & Hay 2000, Bak & Magnusson 1997), tout en optimisant les performances des nageurs. Cependant, son évaluation précise est difficile.

1.3) Fatigue et Mesures

La fatigue a souvent été étudiée et analysée dans de nombreux champs disciplinaires (physiologie, biomécanique, psychologie, biologie, etc...). La validité des indicateurs de fatigue, bien que définis par certains auteurs, est sujet à controverse (Meeusen 2005, Urhausen & Kindermann 2002).

Ainsi, l'étude du rythme cardiaque, des marqueurs enzymatiques, comme la Créatine Kinase (libérée après rupture des fibres musculaires), de la concentration en catécholamines (Adrénaline et la Noradrénaline), du ratio testostérone / cortisol, ainsi que des paramètres immunologiques, ne sont pas des paramètres validés pour l'évaluation de la fatigue (Dine et al 2005, Hedelin et al 2000, Gabriel et al 1998, Urhausen et al 1998, Uusitalo et al 1998, Mackinnon et al 1997, Snyder et al 1995, Rowbottom et al 1995, Fry et al 1992, Lehmann et al 1992, Callister et al 1990).

Aucun consensus scientifique, n'est encore constitué sur ces indicateurs. D'autres outils sont également testés en vue de cet objectif, tel que la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC, Saadia 2011, Albinet et al 2010, Boneva et al 2007, Cassirame et al 2007).

La VFC permet de mesurer la variabilité des intervalles R-R, correspondant au laps de temps entre la fermeture des deux ventricules du cœur. L'analyse du spectre de fréquence de ces intervalles (par la Transformée de Fourier), permettrait de pouvoir évaluer le niveau de fatigue des athlètes (Tulppo et al 1998, Yamamoto & Hugson 1991). Cependant, aucun consensus n'existe encore sur cet outil.

Seules les évaluations psychologiques de l'état de forme du sportif ont été validées par un consensus scientifique. Cette évaluation se fait par l'intermédiaire de questionnaires validés, tel que l'échelle du POMS (*Profil of Mood States*, D.M. McNair, M. Lorr et L.F Droppleman, 1971) ou encore le questionnaire de la Société Française de Médecine du Sport (Favre-Juvin 2005, Maso et al 2005, Brun 2003, Flore et al 2003).

Devant la difficulté d'analyser la fatigue chez les sportifs, les chercheurs se tournent davantage vers l'évaluation de la fatigue périphérique (ou musculaire), par le recueil de l'activité électromyographique de surface.

3e chapitre : L'électromyographie - EMG

C'est en 1912 que Piper invente la technique de l'électromyographie de surface (sEMG), pour le recueil de nouvelles données physiologiques (Cobb et Forbes 1923). Il s'agit d'une technique permettant d'évaluer le niveau d'activation des muscles, par le recueil de l'activité myoélectrique durant des contractions musculaires volontaires (Hoozemans & van Dieen 2005, Hägg et al 2000).

De nos jours, les améliorations techniques (traitement du signal) et technologiques (instrumentalisation) permettent une meilleure analyse et une meilleure compréhension du signal électromyographique (Grimshaw et al 2010).

Actuellement, les scientifiques s'attachent à l'étude du signal électromyographique (EMG) et de ses variations, pour l'évaluation de la fatigue périphérique chez les sportifs. La technique est également utilisée dans le milieu médical, pour l'évaluation de la rééducation, le diagnostic hospitalier, la neurophysiologie clinique, etc... (Kaneda et al 2007, Merletti & Lo Conte 1997, Dumitru 1995, Hagberg 1981, Komi & Tesch 1979).

Ainsi, l'étude EMG, dans le domaine sportif, permet d'analyser les stratégies neuromusculaires des athlètes, en situation de fatigue, et de pouvoir les relier à leurs performances (Bouillard et al 2011, Hendrix et al 2009, Jaskolski et al 2007).

1) Descriptions techniques

L'électromyographie est une technique permettant de quantifier l'activité électrique des muscles qu'entraînent les contractions musculaires volontaires isométriques ou isotoniques. Elle permet d'enregistrer et d'analyser le signal sous forme de trains de potentiels d'action (PA) des unités motrices (UMs) activées lors des contractions. Une UM est composée d'un motoneurone et de toutes les fibres musculaires qu'il innerve (Bisschop & Dumoulin 1992).

Les fibres musculaires ne sont pas toutes de mêmes dimensions (longueurs et diamètres). Les PA n'innervent donc pas à la même vitesse de conduction (V_c) les UM. On dit que les UM sont asynchrones (Grimshaw et al 2010). Ainsi, la technique de sEMG calcule la somme spatio-temporelle des PA des fibres musculaires sous forme de potentiel d'action des unités motrices (PAUMs).

Ainsi, l'EMG traduit le signal électrique associé à la contraction musculaire. Il permet, de voir les adaptations du système neuromusculaire durant un effort. Elle permet l'étude de la fatigabilité musculaire, par l'analyse des modifications des réponses neuromusculaires, pour un exercice donné, en fonction de l'intensité, de la durée et du type de contraction.

Il existe deux types de recueil de l'EMG, soit intramusculaire, grâce à des aiguilles implantées à l'intérieur même des muscles (méthode invasive), soit de surface (sEMG), par l'intermédiaire d'électrodes cutanées placées en regard des muscles à étudier (méthode non invasive).

L'EMG de surface, dans le domaine sportif, permet d'étudier le programme moteur et de déterminer différents index de fatigue, en fonction des différentes phases d'entraînement (types de développements différents, Grimshaw et al 2010).

2) Protocoles d'Utilisation sEMG - Recommandations du SENIAM

Le SENIAM (Surface Electromyography for a Non Invasive Assessment of Muscles, 1996) est une action collective européenne. Ce groupe a été créé pour développer des conseils d'emploi de la technique de sEMG (électrodes, placements, traitement du signal). La première publication de ses recommandations est parue en 1999 (Hermens et al 2000).

2.1) Aspects Techniques

De nombreuses études se réfèrent aux recommandations indiquées par le groupe SENIAM pour l'utilisation d'un type précis d'électrodes et de leur positionnement sur les muscles ciblés (Silvers & Dolny 2011, Boyas et al 2009, Hermens et al 2000).

Le groupe préconise l'utilisation d'électrodes, de type Ag/AgCl, circulaires, bipolaires (deux électrodes pour un muscle), d'un diamètre de 10mm chacune, et avec une distance inter-électrodes de 20mm. La peau, doit être lavée à l'aide d'un savon alcoolique et nettoyée par un gel abrasif, pour éliminer la graisse et les peaux mortes situées en surface de la peau, pouvant altérer la réception du signal (Al-Mulla et al 2011).

Le placement des électrodes est également standardisé par le projet SENIAM (images à l'appui). Les câbles doivent être fixés directement sur la peau des sujets testés par du ruban adhésif (ou par des élastiques) pour éviter les artefacts dus au mouvement des câbles lors de l'enregistrement.

2.2) Préparation des sujets

Les tests d'électromyographie de surface sont réalisés selon plusieurs étapes :

1. Préparation du sujet à la manœuvre qu'il va devoir exécuter (familiarisation à l'exercice, la préparation à l'étude EMG, répondre à ses questions, etc...).
2. Préparation de la peau à la pose des électrodes par utilisation d'un gel abrasif (solution alcoolique) pour améliorer la réception du signal.
3. Positionnement des électrodes avec une distance inter-électrodes fixe.
4. Obtention de contractions maximales volontaires (CMV) en isométrie.
5. Enregistrement du signal EMG.
6. Traitement du signal, analyse des spectres de fréquences, des amplitudes et calcul des différents ratios.

3) Traitement du signal EMG

Actuellement, il n'existe pas encore de consensus du SENIAM pour le traitement du signal EMG. En effet, beaucoup de points sont à prendre en considération.

3.1) Constats

Le premier point est le régime de contraction utilisé lors du test sEMG, pour le traitement du signal. Que la contraction soit en isométrie (sans variation de longueur musculaire) ou en dynamique (avec variation de longueur musculaire et d'angulation articulaire), l'exercice peut entraîner des erreurs d'analyse du signal myoélectrique.

La fatigue musculaire est plus facile à interpréter en conditions isométriques, du fait de l'absence de variation de longueur. Le signal EMG enregistré est quasi stationnaire, contrairement au signal enregistré en conditions dynamiques (Gonzalez-Izal et al 2012).

Cependant, même en conditions isométriques, certains facteurs peuvent entraîner des artéfacts, tel que les tissus environnant le muscle ciblé (comme le tissu adipeux), le placement des électrodes (par rapport aux directions des fibres musculaires, la proximité des jonctions myotendineuses, etc...) et les oscillations musculaires (Farina et al 2004).

Malgré l'existence de ces difficultés dans le traitement du signal, les auteurs considèrent que l'utilisation de la Transformée de Fourier Rapide (TFR), pour ce type de contraction, est justifiée et permet d'obtenir des valeurs fréquentielles fiables et valides.

3.2) Premier traitement du signal

3.2.1) *Rectification du signal*

Le signal sEMG brut comporte des phases positives et des phases négatives. Les potentiels d'action innervant les unités motrices sont comprise entre -80mV et +30mV.

Rectifier le signal permet donc de pouvoir prendre les valeurs absolues des données recueillies pour quantifier les phases positives et les phases négatives (Cao Hua 2010).

3.2.2) *Filtrage du signal et EMG lissé*

Le filtrage consiste à supprimer les bruits de résonance, captés par les électrodes. Ces bruits peuvent correspondre aux signaux autres que le signal EMG souhaité (tel que les signaux des muscle adjacents, une mauvaise abrasion de la peau, des interférences électriques, etc..., Grimshaw et al 2010, Basmajian & De Luca 1985).

Pour cela, les scientifiques utilisent une bande passante, filtrant les signaux en haute fréquence et en basse fréquence, pour obtenir un EMG filtré du signal rectifié. Ils appliquent ensuite un filtre (Butterworth, par exemple), sur le tracé rectifié filtré pour obtenir une enveloppe linéaire du signal (De Luca 2002, 1993).

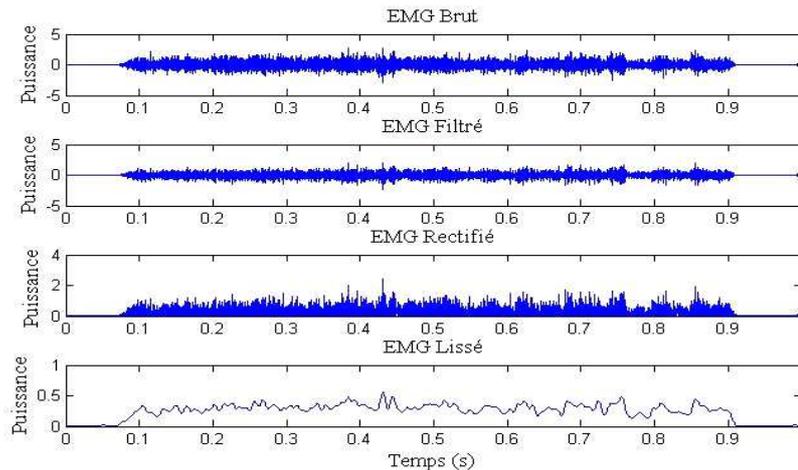


Figure 3-1 - Exemple d'un signal prétraité

3.3) Traitement du signal - Domaine Temporel

3.3.1) RMS – Root Mean Square

Il s'agit de la moyenne quadratique de l'EMG sur un intervalle de temps. En d'autres termes, le RMS permet de quantifier les amplitudes du signal EMG sur un intervalle de temps donné, calculé sur des intervalles courts (inférieurs à 500ms). Ces intervalles sont préférés, car ils permettent de détecter les irrégularités d'aspects du

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_{t-T/2}^{t+T/2} (x(t))^2 \cdot dt}$$

Équation 3-1 - Calcul des amplitudes du signal EMG (d'après Cao Hua 2010)

signal EMG (variation rapide de l'activité musculaire).

Les paramètres RMS permettent de mettre en évidence le recrutement des unités motrices (nombre d'unités motrices activées, Maritoni et al 1996). Une augmentation de leurs valeurs pour des contractions sous-maximales, et une diminution de leurs valeurs pour des contractions maximales, traduit une fatigue périphérique (Gonzalez-Izal et al 2012).

3.3.2) Normalisation des RMS

L'amplitude du signal EMG varie en fonction du placement des électrodes, de la conductivité de la peau, du nombre d'unités motrices activées et du niveau de contraction maximale volontaire (CMV). Par conséquent, sans normalisation des amplitudes, les comparaisons entre les différents sujets du groupe d'étude n'est pas possible.

Pour cela, il suffit de diviser les valeurs obtenues durant les efforts maximaux par les valeurs obtenues sur les premières fenêtres de mesures. Le ratio traduit correspond au signal EMG normalisé (Grimshaw et al 2010).

3.4) Traitement du signal - Domaine Fréquentiel

Les analyses effectuées dans le domaine fréquentiel permettent de détecter des signes de fatigue musculaire notamment. Les diminutions du spectre de fréquence, dans les basses fréquences, traduisent une baisse de la vitesse de conduction des PAUMs.

Il est donc important de savoir comment est traité le signal EMG pour sa traduction en spectre de fréquence. De plus, certains auteurs mettent en avant la plus grande fiabilité du domaine fréquentiel, pour évaluer la fatigue périphérique comparé au domaine temporel (Al-Mulla et al 2012, Phinyomark et al 2012, Oskoei & Hu 2008).

3.4.1) Transformée de Fourier Rapide (TFR)

Il s'agit d'un outil souvent utilisé (y compris lors du traitement du signal d'un cardiofréquence-mètre) qui permet de pouvoir représenter le signal EMG, sous forme graphique, de l'énergie employée en fonction des fréquences et du temps. Les intervalles de temps sont compris de 0,5 à 1s pour un signal stable, et de ce fait, une meilleure

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt$$

Équation 3-2 - Calcul de la Transformée de Fourier (d'après Cao Hua 2010)

analyse de la Densité de Puissance Spectrale (Oppenheim & Schäfer 1989, Cooley & Turkey 1965).

La TFR est insuffisante pour traduire le spectre de fréquence des données enregistrées en contraction dynamique à cause du signal non stationnaire recueilli (raccourcissement et allongement des fibres musculaires). Ainsi, la TFR est uniquement employé dans le cas de contraction isométrique (Bisschop & Dumoulin 1992).

3.4.2) Indicateurs Fréquentiels

Il existe deux indicateurs fréquentiels souvent utilisés, notamment pour les contractions isométriques. Il s'agit de la fréquence moyenne (MNF) et la fréquence médiane (MDF) qui sont dérivées de la TFR (Phinyomark et al 2012). La MDF permet de diviser la puissance du spectre en deux parties égales (Gonzalez-Izal et al 2012).

Ils sont le plus souvent utilisés lors de contractions isométriques, pour étudier la vitesse de conduction moyenne des PAUMs (Karlsson et Gerdle 2001). En revanche, selon Merletti et De Luca (1989), la fréquence médiane (MDF) est plus fiable que la

$$FM = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} fP(f)df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(f)df}$$

$$\int_{-\infty}^{f} P(f)df = \int_{f}^{+\infty} P(f)df$$

fréquence moyenne (MNF) car elle est moins influencée par le bruit (De Luca 1997).

4) Paramètres de fatigue en électromyographie de surface

Le recueil de signal EMG, le plus simple et le plus fiable, s'effectue en contraction isométrique. Souvent utilisé par les chercheurs en sport, il serait intéressant d'étudier la littérature sur l'utilisation des indicateurs cités auparavant, pour l'évaluation de la fatigue périphérique.

De plus, connaître la cause des variations des paramètres sEMG, pourrait nous permettre de mieux comprendre le phénomène de fatigue et orienter les perspectives d'entraînements.

4.1) RMS

L'analyse du RMS, qui correspond aux amplitudes du signal recueilli, permet de constater les fluctuations du niveau d'activation musculaire, en fonction de la charge et de la durée de maintien de celle-ci (Inman et al 1952, Knowlton et al 1951).

Pour des contractions isométriques, la grande majorité des études montrent que le RMS augmente, en parallèle de l'augmentation de la force (Kallenberg & Hermens 2007, Coburn et al 2005, Merletti et al 2002, Öberg 1992, De Luca 1984).

En situation de fatigue, pour des contractions isométriques submaximales, le RMS tend à augmenter (Gonzalez-Izal et al 2012, Boyas et al 2009, Maton 1981, Lloyd 1971).

L'augmentation des amplitudes est la conséquence d'une augmentation du nombre d'UM recrutés pour une même charge. Cette augmentation de RMS peut être également la conséquence d'une plus grande synchronisation des UM (Enoka et Duchateau 2008, Lowery & O'Malley 2003, Potvin & Bent 1997, Arendt-Nielsen & Mills 1988, Basmajian & De Luca 1985, Hagberg 1981, Viitasalo & Komi 1977, DeVries 1968).

Cependant, les sportifs experts de leur discipline, voient leur RMS augmenter plus faiblement que les non-experts, montrant, un délai supplémentaire dans l'activation de nouvelles UM (Boyas et al 2009, Maïsetti et al 2006, Fallentin et al 1993).

Avec la fatigue, pour des contractions isométriques maximales volontaires (CIMV), les chercheurs attestent de la diminution de RMS, traduisant une moindre activation des fibres musculaires. De ce fait, les muscles ciblés produisent moins de force (Gonzalez-Izal et al 2012, Taylor & Gandevia 2008, Moritani et al 1986, Stephens & Taylor 1972).

Bien que les données RMS soient les plus souvent utilisées, pour l'évaluation de la fatigue périphérique dans le domaine temporel, les auteurs utilisent davantage l'analyse du domaine fréquentiel, considérée comme plus fiable.

4.2) MNF/MDF

L'emploi des fréquences moyennes (MNF) et des fréquences médianes (MDF) sont couramment préférées aux données d'amplitude du signal du domaine temporel (Phinyomark et al 2012, Dimitrova et al 2009, Phinyomark et al 2009, Oskoei & Hu 2008).

La fatigue musculaire se traduit par la diminution des valeurs des paramètres fréquentiels, comme le montre la majorité des articles scientifiques (Gonzalez-Izal et al 2012, Soares et al 2011, Clancy et al 2005, Kouzaki et al 2004, Cifrek 2000, Sato 1982).

Cette diminution des MNF/MDF est corrélée à la diminution de la vitesse de conduction des PAUMs et à la mauvaise synchronisation des UMs (Dumitru et al 1999, Hermens 1996, Arendt-Nielsen & Mills 1985, Lindström & Magnusson 1977).

Plusieurs auteurs avancent que l'utilisation des MDF est plus fiable que l'analyse des MNF pour l'évaluation de cette fatigue périphérique (Phinyomark et al 2012, Cao Hua 2010, Cifrek et al 2009, Kaplanis et al 2009, Farina et al 2002, Merletti & De Luca 1989).

Ainsi, sur un protocole de contraction isométrique d'élévation de l'épaule, à 60% de la CIMV, jusqu'à épuisement, Minning et al (2007) montrent que les MDF diminuent progressivement en fonction de l'augmentation progressive de la fatigue musculaire (Lovecchio et al 2013, Bouillard et al 2011, Cifrek et al 2009, Dalleau & Allard 2009).

Pour une plus grande fiabilité dans l'analyse des signaux EMG en contraction isométrique, il serait intéressant de coupler les paramètres temporels et fréquentiel (Lovecchio et al 2013, Gonzalez-Izal et al 2012, Boyas et al 2009, Potvin & Bent 1997).

Nous pouvons observer, que les études sEMG sur terre, ont développé des résultats et des conclusions, assez similaires entre elles, en ce qui concerne les indicateurs de fatigue périphérique. Cependant, il n'existe encore aucun consensus sur l'utilisation de ces paramètres, du fait de protocole non identiques ou du nombre de sujets insuffisants.

4.3) Electromyographie de surface et fatigue en natation

En natation, les études EMG les plus anciennes ont été réalisées dans un « Flûme », bassin à contre-courant. Les sujets testés nageaient à la vitesse du courant contraire, se stabilisant sur une portion de bassin. Le recueil de signaux EMG se trouvait donc facilitée.

Ainsi, Monteil et al en 1993, montrent que l'activité musculaire augmente sur les rotateurs externes (supra- et infra-épineux, petit rond) et interne (grand rond), avec la fatigue. Wakayaoshi et al en 1994, montrent l'augmentation du signal EMG intégré (iEMG) pour le muscle deltoïde, lorsque la vitesse dans un « Flûme » est de 1,3/1,4 m.s⁻¹.

Cependant, certaines études montrent que l'utilisation des électrodes dans un milieu aquatique peut entraîner une altération du signal enregistré et donc des difficultés d'interprétation (Kalpakcioglu et al 2009, Veneziano et al 2006, Rainoldi et al 2004).

En effet, les auteurs montrent que les valeurs des paramètres EMG, calculées pour un signal recueilli dans l'eau, sont inférieures à celles prises à sec, pour un même pourcentage de CIMV. En revanche, d'autres chercheurs se sont intéressés aux techniques permettant de fiabiliser au mieux les données enregistrées, pour justifier ou non de la fatigue musculaire des nageurs.

Ainsi, Silvers & Dolny (2011) ont testé l'utilisation de films adhésifs résistants à l'eau, positionnés sur les électrodes et une partie des câbles. Ce dispositif est fréquemment utilisé pour les études EMG dans le milieu aquatique (Benfield et al 2007, Caty et al 2007, Kaneda et al 2007). En effet, sans l'emploi de ce dernier, Rainoldi et son équipe (2004) montrent que les amplitudes recueillies sont fortement diminuées.

Les résultats de l'étude ne montrent aucune visualisation d'artéfacts entre les tests réalisés, à sec (hors de l'eau) et dans l'eau, par l'utilisation du film adhésif (Pinto et al 2010, Alberton et al 2008, Veneziano et al 2006, Rainoldi et al 2004) contrairement aux autres travaux. Par conséquent, l'emploi de films adhésifs waterproof permet le recueil d'un signal EMG fiable, en vue de l'évaluation de la fatigue musculaire.

Depuis ces conclusions, quelques auteurs se sont penchés sur l'évaluation des activations neuromusculaires, se rapprochant au plus près possible de l'activité *in situ*.

En 2006, Aujouannet et al ont voulu attester la diminution des paramètres fréquentiels (MNF), après un test consistant à réaliser 4 fois 50m nage libre à vitesse maximale, entrecoupés de 10s de récupération passive (test anaérobie, type 200m en compétition, Pelayo et al 1996). Des mesures dynamométriques couplées à une analyse électromyographique ont été menées, avant et après le test.

Il s'avère que les nageurs de haut niveau voient leur force diminuer après l'exercice (Vollestad et al 1988, Bigland-Ritchie et al 1986) ainsi que les MNF sur le biceps brachii et le triceps brachii (Mannion & Dolan 1996, Merletti et al 1992).

En 2011, Olstad et son équipe montre qu'après une immersion continue de 60 à 90 minutes, les amplitudes du signal (mesurées par le RMS) diminuent lors de CIMV (Gonzalez-Izal et al 2012, Taylor & Gandevia 2008, Moritani et al 1986, De Luca 1979).

Deux autres auteurs ont voulu s'intéresser à l'étude *in situ* des variations de signal EMG en natation, en utilisant la méthode de couverture des électrodes par film adhésif.

Tout d'abord, Stirn et al (2011), sur des nageurs spécialistes du 100m en compétition (épreuve à dominante anaérobie), montrent que les MNF diminuent de l'ordre de 20 à 25% entre le début et la fin du 100m, nagé à vitesse maximale. Le signal

EMG a été recueilli par télémétrie. Cette diminution est la conséquence de la baisse de V_c des UMs (Lowery et al 2002, Linssen et al 1990) et de la synchronisation de nouvelles UMs à court terme (Farina et al 2002, Hermens et al 1992).

De son côté, Figueiredo et ses confrères (2013) se sont attachés à l'analyse EMG de spécialistes de la distance du 200m nage libre en situation type compétition (exercice mixte anaérobie-aérobie). Le signal était recueilli sur un récepteur BIOPAC, relié par des câbles à chacune des électrodes. Les résultats montrent une augmentation de l'activation du Triceps Brachii en phase de poussée (Aujouannet et al 2006) mesuré par les amplitudes du signal EMG, traduisant une augmentation du recrutement des UMs (Maïsetti et al 2006, De Luca 1996, Fallentin et al 1993, Merletti et al 1990).

Même si les deux études montrent des résultats semblables, plusieurs points sont à soulever. Tout d'abord, les deux protocoles de recueil du signal sont différents. La première étude utilise la méthode par télémétrie (signal EMG transmis par WIFI), alors que la seconde recueille le signal sur un chariot mobile, positionné sur le bord du bassin, les câbles situés en hauteur, et reliés par l'intermédiaire d'une poulie au récepteur.

Cependant, des études ont montré que l'envoi d'un signal en télémétrie entraîne une atténuation de sa puissance. De plus, le protocole utilisé par Figueiredo et al, pose de sérieuses questions quant aux artefacts possibles et à la gêne occasionnée aux nageurs.

4.4) Conclusions EMG et natation

Devant le manque de données concernant l'évaluation de l'EMG en situation de nage (contractions dynamiques), et les problèmes techniques et technologiques de la mesure, les tests EMG en natation s'avèrent difficiles à mener.

A l'heure actuelle, les quelques études s'efforçant de mener à bien leurs expériences, présentent des résultats intéressants, mais leur fiabilité reste encore à prouver.

Par conséquent, l'analyse du signal EMG à sec, après l'exercice, associée à des mesures dynamométriques, permettrait de se rapprocher au plus près de la situation de nage (Aujouannet et al 2006).

De plus, certains auteurs montrent que les variations des paramètres sEMG, sur un test à contractions isométriques, dépend de la capacité d'endurance des sujets (Boyas et al 2009, Maïsetti et al 2002, van Dieen et al 1998).

Cette revue de la littérature fait apparaître un nombre restreint d'études sur les nageurs spécialistes des courses de demi-fond ou de fond, épreuves à forte dominance aérobie.

Analyser le signal électromyographique, avant et après un test de natation à dominante aérobie, nous permettrait d'identifier le niveau de fatigue que l'exercice produit, voire de la relier à une dégradation de la nage, attestée par les mesures cinématiques.

4e chapitre : Biomécanique et natation

1) Description technique du crawl

1.1) Gestuelle

La biomécanique est l'étude des forces et de leurs effets sur le vivant (Grimshaw et al 2010). Pour justifier l'impact de la fatigue sur les paramètres biomécaniques de la nage en crawl, nous devons analyser sa technique gestuelle. Pour la description technique du mouvement, nous nous référons à 2 auteurs principaux, à savoir Chollet, D. (1992) et McLeod, I (2012).

Pour le crawl, nous observons le plongeon de la main, puis du poignet, et du coude dans l'eau. Le bras s'étend dans la position initiale de la phase de propulsion.

L'appui en crawl est amorcé par le faisceau claviculaire du grand pectoral aidé par le grand dorsal (plus grande partie de la force propulsive). Une légère flexion du poignet s'observe, ainsi qu'une légère contraction des fléchisseurs du coude (biceps brachii et brachial) formant un angle d'environ 25-30° avec le bras.

La phase de traction se caractérise par un mouvement arrondi vers l'intérieur (la main passe sous le corps). Durant la phase finale de la propulsion, le triceps réalise une extension du coude amenant la main à l'arrière et au-dessus de l'eau.

Durant la phase de dégagement (retour aérien), nous observons une action du deltoïde et de la coiffe des rotateurs. Les stabilisateurs de la scapula (petit pectoral, le rhomboïde, l'élévateur de la scapula, faisceau moyen et inférieur du trapèze, grand dentelé) agissent tout au long des cycles de bras, en phase de propulsion et en phase de dégagement. L'association des stabilisateurs, du deltoïde et de la coiffe des rotateurs permettent de bien repositionner le bras durant la phase de dégagement.

Cette description de la technique de nage du crawl, nous permet de bien comprendre quels sont les principaux muscles responsables de la locomotion et de l'équilibration des chaînes musculaires durant la nage.

1.2) Les différentes phases de nage

Maglischo (1993) définit un modèle de différentes phases propulsives sur le train supérieur en crawl. Ce modèle a ensuite été adaptée pour le calcul de l'index de coordination (IdC) des nageurs créé par Chollet et al en 2000 (Schnitzler et al 2011, Seifert et al 2010).

Elle est définie par 4 phases de nage :

- Phase A : Correspondant à l'entrée et à l'appui de la main sur l'eau (Entry, DownswEEP et Catch).
- Phase B : Correspondant à la phase de traction (Insweep).
- Phase C : Correspondant à la phase de poussée (Upsweep).
- Phase D : Correspondant à la phase de récupération (Exit et Recovery).

Ainsi, grâce à la compréhension de la nage et à la structuration des différentes phases de nage, entraîneurs et chercheurs peuvent analyser le plus précisément possible la nage de leurs athlètes, observant les désordres biomécaniques inhérents à la fatigue. Ces différences, en termes cinématiques, peuvent influencer sur l'apparition des traumatismes musculo-tendineux, fréquents en natation.

2) Biomécanique et fatigue en natation

2.1) Les variables cinématiques

L'analyse de la biomécanique se réalise majoritairement au niveau des bras, responsable d'environ 85% de la propulsion des nageurs (Deschodt et al 1999, Hollander et al 1987). L'analyse des variations cinématiques a souvent fait l'objet d'étude pour attester de la fatigue périphérique des nageurs. Existant une multitude de variables, nous vous proposons d'établir un récapitulatif des variables les plus fréquemment utilisées :

- SL : Stroke Length ou encore distance par cycle, correspond à la distance parcourue par le nageur en un cycle de bras (révolution d'épaule). La valeur est exprimée en mètre/cycle.
- SR : Stroke Rate ou encore fréquence de nage, correspond au temps mis par le nageur pour réaliser un cycle complet de bras. Cet indicateur s'exprime en Hertz (Seifert et al 2010, Craig et al 1979).
- V : Vitesse, correspond à la vitesse instantanée du nageur à un moment donné. Cette valeur est le produit de SL x SR et est exprimée en $m.s^{-1}$. Ces trois paramètres apparaissent dans la quasi-totalité des études biomécaniques en natation.

- Durée des phases propulsives : Mesure du laps de temps de chaque phase décrite par Maglischo (1993) ou par Chollet et son équipe (2000) sur toute la distance (Figueiredo et al 2013, Alberty et al 2009, Seifert et al 2007).

A travers l'ensemble des paramètres biomécaniques présentés ci-dessus, nous vous proposons d'analyser la littérature concernant la dégradation de la gestuelle en situation de fatigue.

2.2) Mécanique de nage et distance

Les scientifiques montrent que plus la distance de nage augmente, plus SL augmente, et plus V et SR diminuent (Pelayo et al 2007, Dekerle et al 2005, Pai et al 1984). Bien que des auteurs avancent que cette différence significative de SL est due aux données anthropométriques des individus, tels que la taille des membres ou de la main (Clarys et al 1974, De Garay et al 1974), ce constat n'a jamais montré de corrélation (Grimston & Hay 1986, Smith 1978, Shotwell 1972).

En revanche, il a été montré que les nageurs experts sont capables de conserver plus longtemps de haute valeur de SL (Chollet et al 1997, Wakayoshi et al 1993, Weiss et al 1988), en comparaison des nageurs non expérimentés.

En 2007, dans leur comparaison de nageurs de haut et bas niveau, Seifert et son équipe montrent que les nageurs opèrent une combinaison de SL/SR optimale, pour la production d'une vitesse horizontale la plus élevée possible (Daly et al 2003, Pelayo et al 1996, Arellano et al 1994) et cela même en présence de fatigue (Toussaint et al 2006).

De plus, l'équipe montre que les demi-fondeurs réduisent leur temps de phase de retour aérien, d'entrée et d'appui (Figueiredo et al 2012, Alberty et al 2005), et augmentent leurs phases de traction et de poussée aquatique (Figueiredo et al 2012, Lerda & Cardelli 2003, Chollet et al 2000), comparés aux sprinters.

2.3) Cinématique et fatigue

En 1994, Monteil et al montrent, sur la distance du 400m nage libre à vitesse maximale, que les nageurs observent une diminution de la vitesse de la main durant la phase de traction. Les auteurs imputent cette diminution à l'incapacité des nageurs à maintenir de hautes forces propulsives (Figueiredo et al 2011, Alberty et al 2009).

En effet, sur un test consistant à effectuer 4 x 50m nage libre à vitesse maximale, entrecoupés de 10s de récupération passive, Aujouannet et autres (2006), montrent que les nageurs experts réduisent leur vitesse (Figueiredo et al 2012, Enoka & Stuart 1992), résultant d'une baisse de SR (Craig et al 1985, Pai et al 1984).

Cependant, bien que l'on puisse constater des changements dans le domaine temporel (baisse de SR), les auteurs ne montrent aucun changement significatif des

paramètres spatiaux (SL et trajectoire articulaire), ce qui est contraire à la littérature antérieure (Deschodt et al 1999, Keskinen & Komi 1993, Weiss et al 1988).

Ceci montre que les nageurs de haut niveau sont capables de stabiliser leurs patterns de mouvement, pour contrecarrer la perte de force propulsive (Psycharakis et al 2010, Schnitzler et al 2008, Davids et al 2006, Rodacki et al 2001, Nomura et al 1998). Ainsi, les nageurs conservent une certaine efficacité de nage (Alberty et al 2005), malgré la perte d'efficacité, symbolisée par la diminution de la vitesse et des performances (Figueiredo et al 2011, Alberty et al 2009).

En situation de fatigue, les études montrent que les nageurs sont capables d'adapter leurs actions des membres supérieurs, pour créer de plus hautes forces propulsives pour augmenter leur vitesse (Figueiredo et al 2010, Alberty et al 2005). Celle-ci est améliorée par une augmentation de SR (Seifert et al 2007) ou par une augmentation de la durée des phases propulsives, notamment lors des phases de traction et de poussée (Seifert et al 2010, Alberty et al 2005, Chatard et al 1990). Mais, en relation avec la vitesse, ses actions compensatoires sont inefficaces (Figueiredo et al 2010, Alberty et al 2009).

Nous pouvons voir qu'il existe différents degrés de dégradation de la gestuelle de nage, en fonction du niveau des nageurs, de leur âge, et de leur spécialité de course. Ainsi, pour l'évaluation de ces désordres cinématiques, l'ensemble des données individuelles (anthropométriques, expériences, niveau de compétition, etc...) est à prendre en compte.

5e chapitre : **Problématique et hypothèses**

1) **Problématique**

Par la synthèse de la littérature scientifique que nous venons de vous exposer, nous pouvons voir que les analyses conjointes en électromyographie de surface et en biomécanique, sont de plus en plus prisées en natation (Figueiredo et al 2013, Stirn et al 2011, Aujouannet et al 2006). Ces études sont réalisées pour une meilleure compréhension de l'activité et pour évaluer les actions des nageurs en situation.

Cependant, nous pouvons constater que la plupart des études s'intéressent essentiellement à des distances courtes, sollicitant majoritairement le processus anaérobie (Stirn et al 2011, Seifert et al 2010, Aujouannet et al 2006). Certaines s'intéressent aux courses à sollicitation mixte aérobie-anaérobie tel que le 400m nage libre (Schnitzler et al 2010). Mais les analyses de résultats sont souvent contradictoires (Seifert et al 2007 vs Schnitzler et al 2010, Nikodelis et al 2005).

Nous pouvons donc observer que peu d'études se sont intéressées à l'analyse de la distance du 1500m nage libre, tel que pour la distance du 200m (Figueiredo 2013). Devant les performances françaises internationales en demi-fond, il serait intéressant de connaître les spécificités de la discipline. De plus, dans leur étude en voile olympique, Boyas et al (2009) montrent que les experts, développant principalement leur capacité à maintenir des contractions élevées le plus longtemps possible, développent moins rapidement de la fatigue musculaire.

Par conséquent, nous pouvons nous demander comment évolue la fatigue périphérique des nageurs de haut niveau, spécialistes de demi-fond, sur une épreuve à dominante aérobie ?

A travers une méthodologie précise d'évaluation de la physiologie et de la biomécanique, nous tenterons d'approfondir les connaissances en natation de haut niveau, dans un contexte de longue distance. Les enjeux scientifiques seront la fiabilisation d'indicateurs EMG pour l'évaluation de la fatigue périphérique (consensus scientifique), la mise en relation des données EMG récoltées dans un contexte isométrique à sec et des données biomécaniques sur une épreuve à dominante aérobie. Ces objectifs permettront d'avoir des informations essentielles, en vue de la poursuite d'études sur cette thématique.

Au niveau sportif, nous espérons pouvoir fournir à l'entraîneur des données physiologiques et biomécaniques, en vue d'adapter sa planification d'entraînement, tant au niveau de la natation qu'au niveau de la préparation physique, pour l'optimisation des performances aérobies de ses nageurs.

2) Hypothèses

2.1) Hypothèse 1 : EMG

En rapport à cette problématique, nous pensons constater, au niveau électromyographique, une diminution des paramètres sEMG après l'exercice aérobie à intensité maximale (Gonzalez-Izal et al 2012, Taylor & Gandevia 2008, Aujouannet et al 2006, Gandevia 2001, Moritani et al 1986).

Cependant, du fait de leur haut niveau d'entraînement en aérobie, nous prévoyons d'observer de faibles fluctuations de ces paramètres (Boyas et al 2009, Maïsetti et al 2006, De Luca et al 1996, Garland et al 1994).

2.2) Hypothèse 2 : Biomécanique

Au niveau biomécanique, nous pensons observer, une dégradation rapide des paramètres cinématiques, avant de constater une stabilisation de ces derniers durant une grande partie de la course (Psycharakis et al 2010, Schnitzler et al 2008, Aujouannet et al 2006, Bartlett et al 2000, Nomura et al 1998).

2.3) Hypothèse 3 : Mesure dynamométrique

En ce qui concerne la capacité des athlètes à produire de la force après l'exercice aérobie, nous supposons que les nageurs devraient observer une importante chute de la génération de force.

2.4) Hypothèse 4 : Performance natation

Pour les performances en natation, nous pensons que les nageurs seront capables de réussir l'objectif assigné par l'entraîneur, avec une stabilisation des temps réalisés par intervalles de 100m à partir du 200m.

6e chapitre : Méthodologie

1) Population

Notre étude s'intéresse à 3 nageurs de haut niveau du Pôle Espoir du Club Nautique Brestois, volontaires pour l'étude. Les 3 nageurs (poids, 66.77 ± 7.65 kg, taille 179.73 ± 9.42 cm, envergure 183 ± 8.89 cm) sont de niveau (Nationale 1 et Nationale 2) et d'âges (16 ± 2.6 ans) différents. Cependant, ils sont tous les trois spécialistes de demi-fond.

2) Présentation du protocole scientifique

2.1) Test natation

Le test a eu lieu à la piscine de Recouvrance à Brest, comprenant un bassin de 50m chauffé à 25,2°C lors du test. Cette étude s'est déroulée le Samedi 15 Février 2014, à partir de 6h pour le nageur le plus expérimenté. Le protocole d'étude prenant 1h par nageur.

Après un échauffement général, comprenant du renforcement musculaire à poids de corps, et l'utilisation d'élastique, le nageur réalisait le test électromyographique et dynamométrique, avant de commencer la partie natation.

Après un échauffement de natation, comprenant de l'aérobie et de la vitesse sur de courtes distances, d'une longueur totale de 1500 m, le nageur réalisait un 2000m, départ dans l'eau (Touretski 1993), servant à évaluer le seuil anaérobie des nageurs. Il s'agit d'un test couramment utilisé au niveau fédéral, y compris par les nageurs du CNB.

L'entraîneur assistait le nageur dans sa performance, en prodiguant, avant l'exercice, des conseils techniques (nombre de cycles de bras par 50m, temps de passage

par 100m, performance à réaliser, etc...) et des encouragements verbaux pendant la réalisation de la performance. A chaque fois que le nageur n'était plus dans les temps indiqués, l'entraîneur l'encourageait par des coups de sifflet et une gestuelle spécifique. Après le 2000m, le nageur allait directement effectuer le même test EMG et recueil de force réalisé avant l'échauffement en natation.

2.2) Protocole sEMG

Le signal sEMG a été recueilli sur le muscle *grand pectoral* (GP), le *grand dorsal* (GD) et le *deltoïde postérieur* (DP), sur le côté droit du corps. Les muscles GP et GD ont été choisis car ils ont une importance primordiale dans la propulsion en crawl (Figueiredo et al 2013, Stirn et al 2011, Maglischo 2003, Rouard et al 1997, Clarys & Cabri 1993). Le DP n'a jamais été évalué en tant que muscle propulseur en natation, mais permet pourtant de réaliser une extension de l'épaule, phase importante durant la nage.

Notre étude a suivi les recommandations développées par le SENIAM (Hermens et al 2000) pour le choix et le placement des électrodes. Nous avons utilisé des électrodes bipolaires Ag/AgCl (3M), d'une surface de contact de 2mm, et d'une distance inter-électrodes de 20mm.

Le placement des électrodes, sur les muscles ciblés, s'est fait dans le sens des fibres musculaires (annexes pages 65 à 67). L'électrode de référence se situait sur la 7^{ème} vertèbre cervicale. La peau des nageurs a été nettoyée par un solvant médical (Ercesolvant[®]) pour la réduction des parasites de la peau, avant la pose des électrodes. Leur positionnement a été étalonné par une marque au feutre noir indélébile, en cas de leur retrait durant la nage. La pose de l'électrode a été accompagnée d'une goutte de gel (Nuprep[®]), sur la surface de contact de l'électrode, pour l'optimisation de la réception du signal. Les câbles reliés aux électrodes, ont été attachés à la peau par du sparadrap (Leukoplast[®]) pour limiter tout artéfacts.

Les données du signal EMG brut, ont été recueillies à un taux d'échantillonnage de 1000 Hz, sur un récepteur à 4 canaux (MP-35, BIOPAC, System Inc.). Le premier canal était relié aux dynamomètres, le deuxième au GP, la troisième voie au DP, et la quatrième au GD. Le signal a été filtré en haute fréquence à 30Hz et en basse fréquence à 500 Hz (annexe page 70).

Le sujet était installé en position décubitus ventrale (annexe page 68), sur une table molletonnée, où ont été fixés deux dynamomètres (à pression et à traction), pour le recueil des deux moments clefs de la propulsion aquatique des nageurs (fin de traction et fin de poussée).

Le premier dynamomètre est situé sur le devant de la table (annexes page 68 et 69), fixé sur une planche en bois, elle-même fixée à la table. Une plaquette en plexiglas a été vissée sur le dynamomètre à pression, pour augmenter la surface de contact, lors de la pression des nageurs.

Le second dynamomètre (traction à oreillettes) est situé sur le côté droit de la table (recueil des données EMG du côté droit), accroché en bas de la planche du premier dynamomètre, par un mousqueton à vis. L'autre côté est relié à une ceinture à cran, réglable en longueur en fonction des longueurs de bras des nageurs (extension de coude maximale), elle-même reliée à une plaquette de natation.

Les angulations des nageurs, lors de la phase de pression, ont été, sur le plan sagittal, de 90° pour l'angulation tronc-bras (InswEEP, Maglischo 1993), et sur le plan frontal, une excentration du coude n'excédant pas 30° du plan de l'épaule, et une angulation de coude de même ampleur (McLeod 2012, Chollet et al 1992). Pour la phase de poussée, le coude était en extension maximale (180°), pour une angulation tronc-bras de 25° (fin de poussée aquatique).

A notre signal, les nageurs ont appuyé le plus fortement possible (CIMV), sur le dynamomètre à pression, sur une durée de 30s (Dimitrova et al 2009), avant de relâcher lentement sur 5s. Le nageur a réalisé le même protocole pour la phase de poussée avec le dynamomètre à traction. Durant le test, le nageur a reçu des encouragements verbaux, de notre part et de l'entraîneur, pour éviter tout fléchissement de force par lassitude. Entre les deux exercices, le nageur a eu une récupération passive de 5 minutes (Doheny et al 2008) pour limiter l'accumulation de la fatigue.

Après le test EMG, les électrodes ont été intégralement recouvert de film adhésif transparent (Hypafix®), pour éviter le passage de l'eau sous l'électrode, influant sur l'atténuation du signal après l'exercice de natation (Benfield et al 2007, Caty et al 2007, Kaneda et al 2007, Pöyhönen & Avela 2002).

Après le test en natation, les nageurs sont directement allés réaliser à nouveau le même test effectué avant l'épreuve aérobie. Les nageurs ont été préalablement essuyés par une serviette microfibre et les adhésifs ont été percés par un scalpel au niveau du bouton récepteur.

2.3) Protocole biomécanique

Pour l'étude biomécanique de la gestuelle de nage sur le test du 2000m, nous avons utilisé une caméra digitale (SONY à 30Hz), positionnées sur des bras amovibles sur des trépieds lestés au fond du bassin. La caméra a été immergée à 60cm de profondeur. Celle-ci était située en vue sagittale à une distance de 20m du mur d'arrivée, présentant un rayon d'enregistrement de 7m. L'analyse de la gestuelle de nage a été étalonnée par une cage d'apprentissage à la natation dont les références sont connues (annexe page 70).

Les membres supérieurs (faisceau du deltoïde postérieur, l'articulation ulno-humérale et le poignet) ont été repérés par une marque de feutre vert indélébile

(annexe page 69), uniquement sur le nageur le plus expérimenté, pour le traitement biomécanique des images vidéographiques.

3) Données analysées

3.1) Electromyographie de surface

Le signal recueilli lors des tests sEMG a été analysé par le logiciel MATLAB R2008b (Mathworks, Inc., Natick, Massachusetts, USA). Le signal a été filtré par une bande passante, avec un filtre passe-haut à 10 Hz et un filtre passe-bas à 499 Hz, rectifié, puis lissé par un filtre Butterworth de 2nd ordre pour obtenir une enveloppe linéaire du signal (Boyas et al 2009).

Pour chaque muscle ciblé, le signal a été subdivisé en fenêtre de 1,5s, pour l'analyse des RMS. Nous avons utilisé la méthode de la Transformée de Fourier Rapide (TFR) pour le calcul des fréquences médianes (MDF) sur des intervalles de 1,5s, pour une meilleure compréhension du signal.

3.2) Biomécanique

Pour l'étude de la cinématique de nage, nous nous sommes référés à la description des phases natatoire décrite par Chollet et son équipe dans l'élaboration de l'Index de Coordination (Seifert et al 2004, Chollet et al 2000). Au moins deux cycles de bras par 100m ont été pris en compte pour établir une moyenne la plus précise possible.

Pour notre expérience, les variables biomécaniques prises en compte sont les distances par cycle (SL en m), les fréquences de nage (SR en Hz), les vitesses (V en $m \cdot s^{-1}$) et les durées de chaque phase du cycle de bras (en s).

4) Statistiques

A travers le manque de données dont nous disposions, nous n'avons pas pu réaliser de statistiques sur nos mesures EMG. Les résultats statistiques n'auraient pu être validés.

En ce qui concerne les données biomécaniques enregistrées, nous avons séparé le 2000m en deux phases de 1000m. Par la suite, nous avons utilisé un test statistique non paramétrique de Wilcoxon-Signé sur les deux échantillons de données. Le test du Signe permet de pouvoir justifier une évolution significative entre les échantillons, et le test de Wilcoxon permet de confirmer les constats réalisés par le test du Signe.

Les tests statistiques ont été réalisés sous XLSTAT (© 1995 – 2014, Addinsoft), extension de Excel Microsoft Office (© 2013, Microsoft Corporation).

7e chapitre : Résultats

1) Résultats EMG en phase de fixation

1.1) Observations graphique : Allan

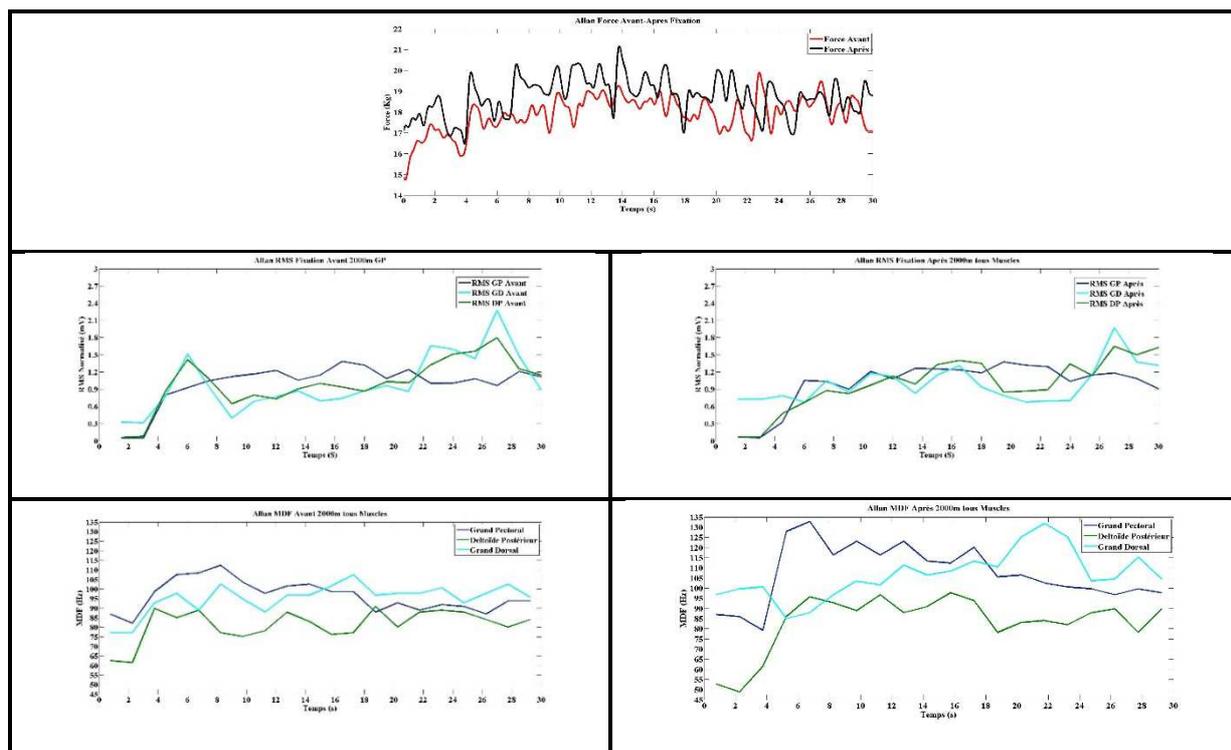


Tableau 7-1 - Données de force, de RMS et de MDF en fixation - comparaison entre avant et après le 2000m chez Allan

Nous voyons que les variations de RMS augmentent pour les trois muscles, et varient peu entre avant et après le 2000m. Cependant, nous observons préexercice un pic de recrutement à la 6^{ème} seconde, correspondant à un pic de force de l'ordre de 2 kgs.

Pour ce qui est des MDF, nous constatons une légère augmentation du niveau de fréquence après le 2000m sur le GP et le GD. Cette augmentation est moindre pour le DP. Nous observons toutefois des variations de fréquence commune, entre les deux mesures, avec une diminution des paramètres fréquentiels pour le GP et le DP, mais une augmentation pour le GD. Ces augmentations sont à mettre en parallèle avec la force produite post 2000m, car Allan exerce une force supérieure sur le dynamomètre après la partie natation.

1.2) Observations graphique : Maurice

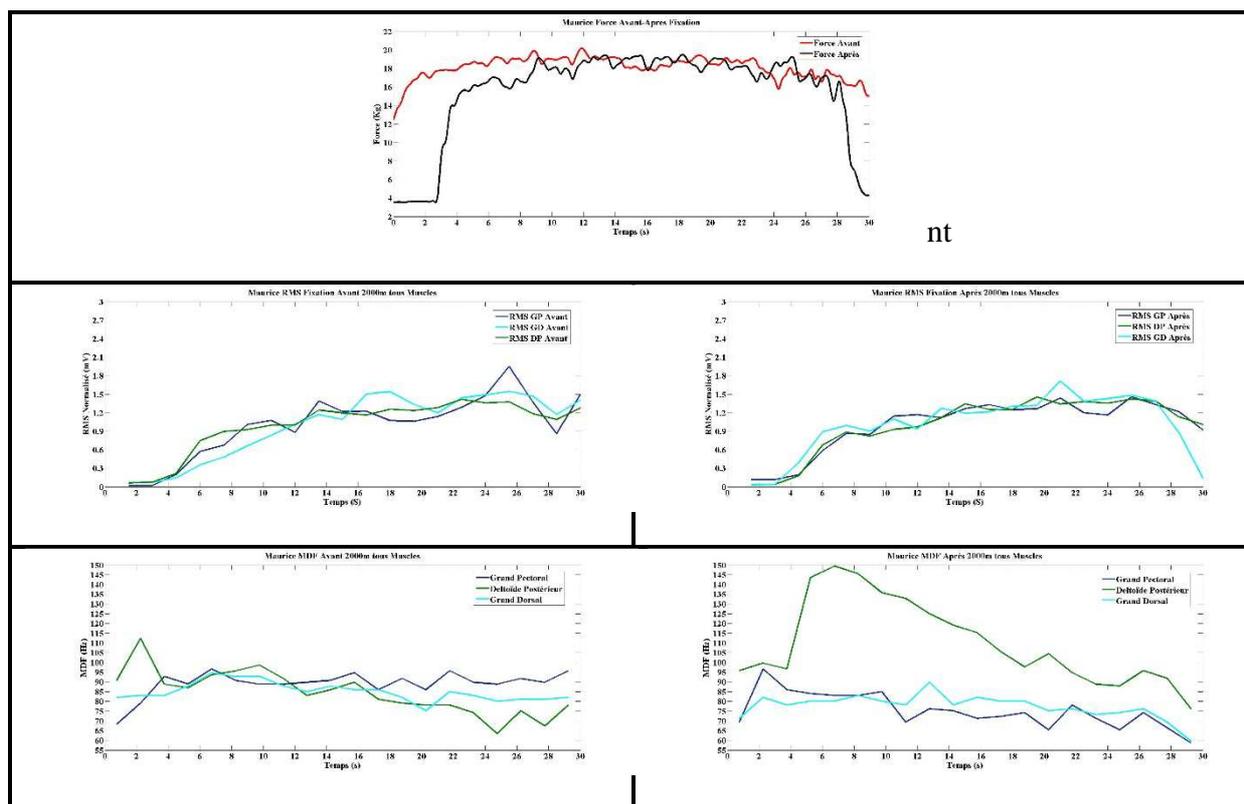


Tableau 7-2 - Données de force, de RMS et de MDF en fixation - comparaison entre avant et après le 2000m chez Maurice

Les niveaux d'activations musculaires de Maurice, montrés par les RMS, sont superposables entre avant et après le 2000m pour les trois muscles étudiés. De plus, nous voyons également une production de force presque identique. En ce qui concerne les données dynamométriques, nous voyons un délai d'activation d'environ 3s, imputé par une mauvaise pression sur le dynamomètre.

Contrairement aux RMS, les MDF varient davantage pour les trois muscles. En effet, nous constatons une légère diminution des fréquences médianes pour le GD, et plus importante pour le GP après l'exercice de natation.

Cependant, pour le DP, nous constatons une montée importante de ce paramètre dans les basses fréquences à la 6^{ème} seconde après le 2000m, puis une diminution subite et continue de ce paramètre fréquentiel.

1.3) Observations graphique : Sébastien

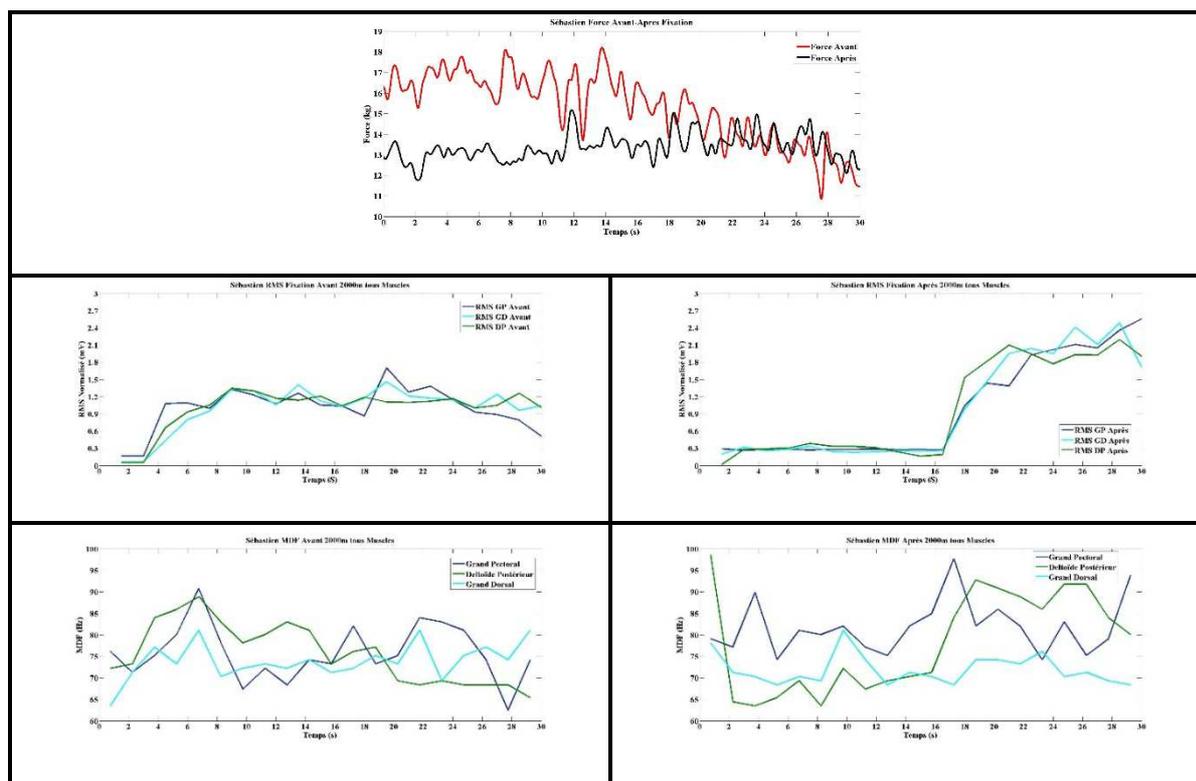


Tableau 7-3 - Données de force, de RMS et de MDF en fixation – comparaison entre avant et après le 2000m chez Sébastien

Nous observons une chute importante de la force après le 2000m. En effet, nous voyons que ce nageur a des niveaux de force qui oscillent de 2 à 6 kgs en fonction du temps. Toutefois, nous constatons que le nageur est capable de conserver cette intensité de force durant les 30s de la contraction isométrique.

Pour ce qui est des activations musculaires, nous constatons que sur plus de 15s de réception du signal, les données RMS montrent une quasi non activation des muscles après l'exercice de natation. Au-delà, nous observons une augmentation importante des activations à des niveaux supérieurs à ceux mesuré en pré-test. De plus, le signal tend à augmenter alors qu'avant l'épreuve aérobique, le signal tendait à rester stable.

Pour les MDF, nous voyons que les données sont fluctuantes en particulier pour le GP. En effet, nous observons une augmentation de la fréquence sur ce muscle et surtout sur le DP. La MDF du DP augmente en post exercice, alors que le paramètre tendait à diminuer en préexercice pour une force supérieure.

2) Résultats EMG en phase de poussée

2.1) Observations graphique : Allan

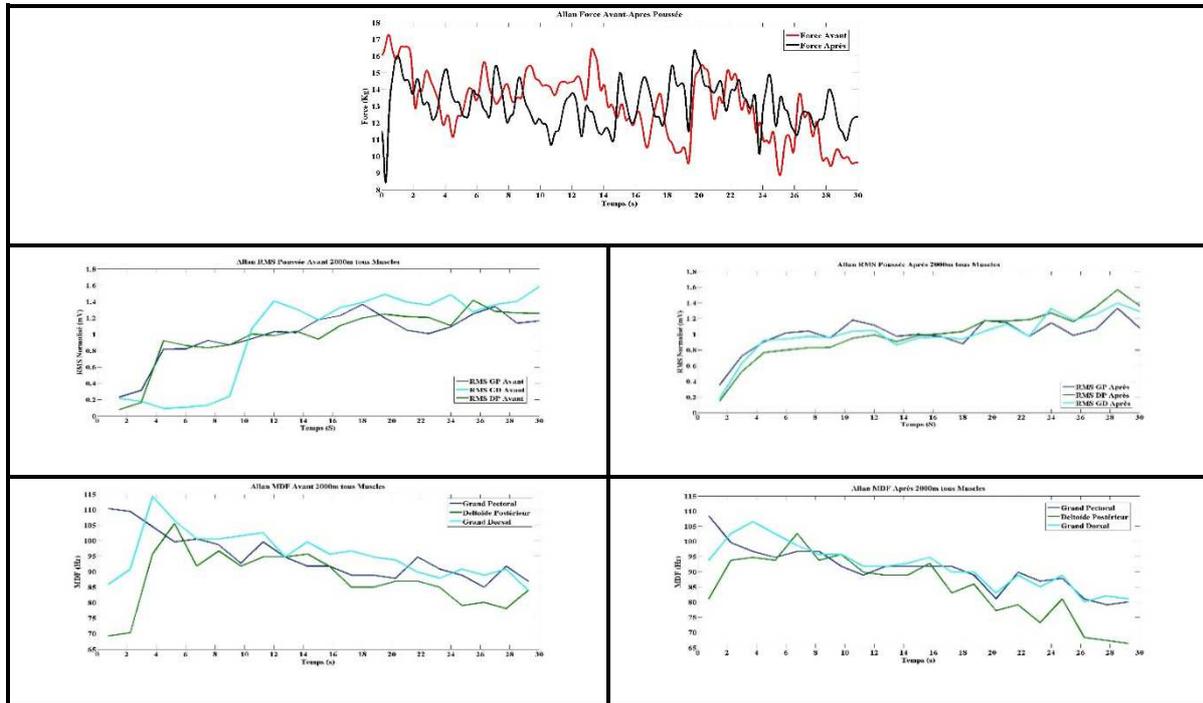


Tableau 7-4 - Données de force, de RMS et de MDF en poussée - comparaison entre avant et après le 2000m chez Allan

Nous voyons que la force tend à baisser sur toute la durée du protocole entre les 2 prises de mesures, avec une légère baisse de force après l'épreuve de natation.

Nous voyons que les données RMS calculées avant et après la partie natation augmentent. Cependant, très peu de variation de niveau d'activation sont à observer. Seule une légère diminution de la contribution du GD, pour la phase de poussée, peut être détectée à travers ce paramètre.

Nous constatons une diminution des paramètres fréquentiels sur les deux tests, avec une moindre fréquence après le 2000m pour le GD et le GP.

2.2) Observations graphique : Maurice

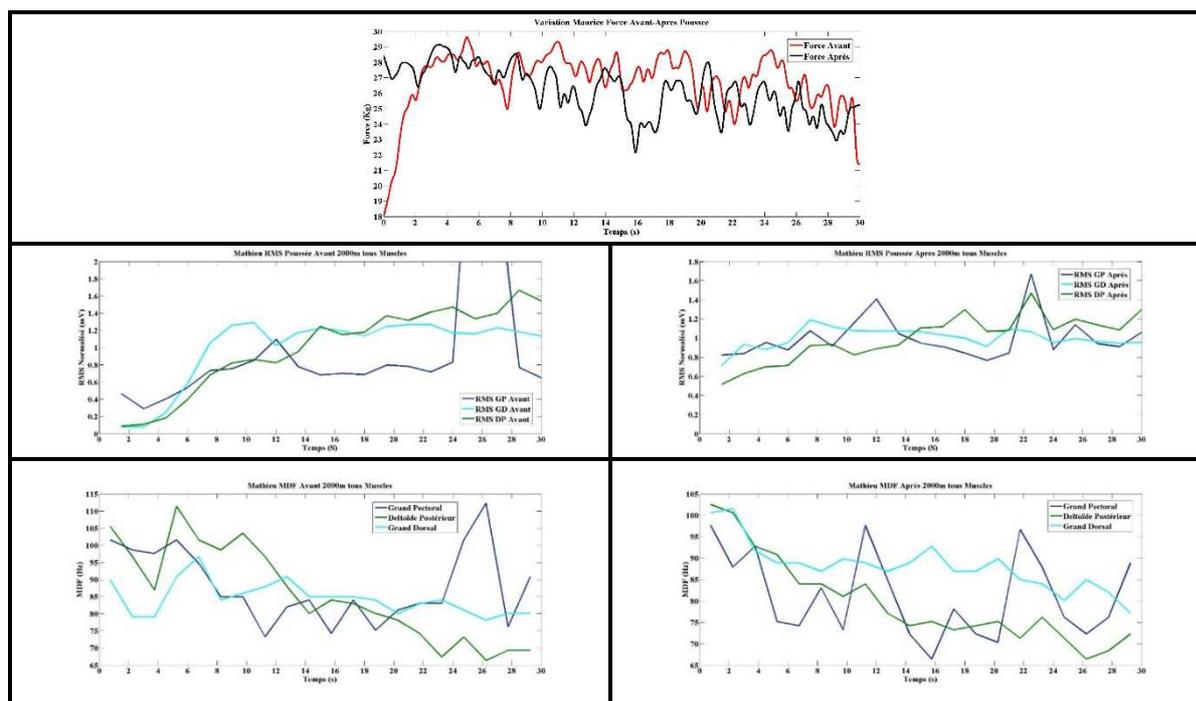


Tableau 7-5 - Données de force, de RMS et de MDF en poussée - comparaison entre avant et après le 2000m chez Maurice

La force de Maurice semble décroître sur l'ensemble du test, avec une production de force moindre après le 2000m.

Nous observons avant la partie natation, un recueil de données RMS et MDF sur le GP trop élevées par rapport au reste des valeurs calculées à la 26^{ème} seconde d'effort. Outre cette valeur, nous constatons, pour les RMS, de très légères diminutions d'activations musculaires pour le DP et le GD, sur la deuxième partie de l'effort isométrique. En revanche, aucune diminution n'est à détecter sur le GP.

En revanche, nous voyons davantage de fluctuation pour les MDF. En effet, même si le GD fluctue peu, nous pouvons caractériser une moindre activation du DP post 2000m, et des pics de recrutement du GP à la 12^{ème} et 22^{ème} seconde (tout comme pour le RMS).

2.3) Observations graphique : Sébastien

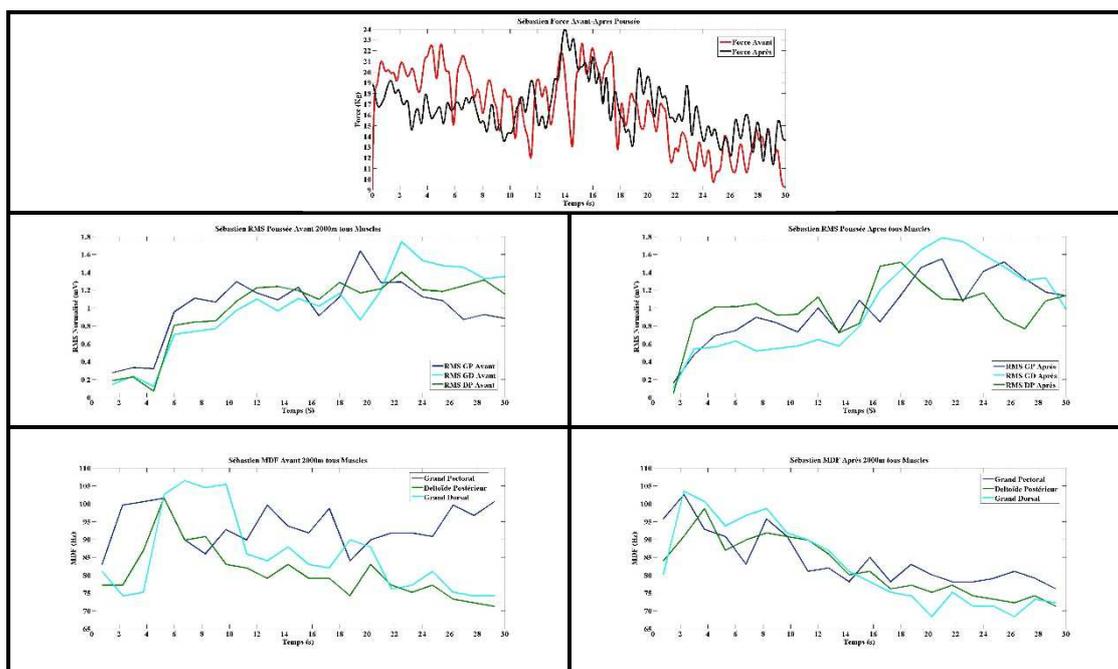


Tableau 7-6 - Données de force, de RMS et de MDF en poussée - comparaison entre avant et après le 2000m chez Sébastien

Pour Sébastien, nous constatons que sur la première partie du recueil de données, le nageur génère moins de force que lors de la mesure préexercice. Mais, sur la seconde partie du test, celui-ci perd moins de force, contrairement à avant le 2000m.

En analysant les données RMS, nous observons des sollicitations communes et différentes entre les deux prises de mesures EMG. En effet, nous pouvons décrire une augmentation progressive des données d’amplitude du signal sur toute la durée du protocole entre les deux tests. Cependant, nous voyons que le DP a un niveau de recrutement supérieur au début de la contraction, et qui reste ensuite à des valeurs comparable aux valeurs préexercice. Pour le GD, nous observons un recrutement supérieur à la 15^{ème} seconde, mais avec une activation plus tardive, lors de la mesure post exercice. Quant au GP, nous voyons que son activation est plus faible au début de la contraction, mais avec une augmentation davantage marquée comparé à avant l’exercice.

Pour les MDF recueillies, nous constatons une diminution des fréquences post exercice pour le GP et le GD, mais pas pour le DP. De plus, nous voyons une diminution des paramètres fréquentiels du GP après le 2000m, caractéristique ne s’apercevant pas avant l’exercice de natation. Mais encore, le recrutement important que nous pouvons voir sur le GD, avant la distance de natation, ne se retrouve pas après cette épreuve.

3) Comparaison des résultats EMG inter-sujets

Il est à noter que les comparaisons des paramètres temporels et fréquentiels sur les trois sujets sont réalisées en faisant abstraction du niveau de force établi par chacun. En effet, l'effort musculaire réalisé étant une contraction isométrique maximale volontaire (CIMV), chaque participant à l'étude agit pour l'obtention de sa force maximale. Par conséquent, seules les données EMG sont analysées.

3.1) Comparaison des résultats EMG en phase de fixation

3.1.1) *Avant l'exercice de natation*

Nous voyons (annexe page 71) que les données RMS tendent à se ressembler entre les trois sujets de l'étude. En effet, les niveaux d'activations sont identiques et assez uniformes pour les trois muscles avec une augmentation progressive des amplitudes. Seul Allan présente des variations de pics de recrutement du DP et du GD au début et à la fin des mesures EMG.

Nous constatons une diminution commune des paramètres fréquentiels dans le temps pour les trois sujets. Nous notons à nouveau un recrutement supérieur du GP ainsi qu'une activation moindre du DP.

3.1.2) *Après l'exercice de natation*

Nous constatons (annexe page 72) la quasi non activation musculaire de Sébastien durant la première partie de la CIMV, rendant donc difficile l'interprétation. Hormis ce point important, nous observons de faibles différences entre les niveaux de recrutement d'Allan et de Maurice, même si nous pouvons décrire une légère baisse du recrutement du DP et du GD chez Allan après 16s d'effort.

En revanche, au niveau des MDF, nous voyons que les trois sujets ont des fréquences différentes. En effet, nous observons une certaine concordance de fréquence chez Sébastien pour les trois muscles, alors qu'Allan voit son activation bien plus élevée que Sébastien. Ceci peut venir du fait que la production de force d'Allan est bien supérieure à celle générée par Sébastien. Cependant, pour une force exercée quasiment égale, nous constatons que les MDF de Maurice sur le GP et le GD sont plus basses que ceux produites par Allan. Mais, la MDF du DP est supérieure chez Maurice. Les trois sujets ont des paramètres fréquentiels diminuant sur la totalité de l'exercice isométrique.

3.2) Comparaison des résultats EMG en phase de poussée

3.2.1) Avant l'exercice de natation

Nous constatons (annexe page 73) que les trois sujets ont une augmentation de leur RMS avec le maintien de la force de contraction. Cependant nous constatons des recrutements différents. En effet, même si Allan a des recrutements intermusculaires quasiment identiques, les fluctuations de Maurice montrent des pics de recrutement notamment du GP et du DP en seconde partie d'activation. Pour Sébastien, nous observons deux plateaux. En effet, nous voyons que le premier plateau montre un recrutement moindre comparé aux deux autres sujets (excepté pour le DP). Puis, après 15s d'activation musculaire, nous constatons une importante augmentation des RMS pour les trois muscles concernés, avec une activation supérieure du GD (contrairement aux deux autres nageurs).

Pour ce qui est des fréquences médianes, nous constatons une diminution des paramètres fréquentiels en fonction du temps de maintien de la contraction, pour les trois muscles ciblés, pour tous les sujets. Cependant, les niveaux de fréquence ne sont pas semblable les uns par rapport aux autres. En effet, les activations du GP n'ont pas les mêmes fluctuations. Allan voit ses fréquences décroître progressivement comme pour ses autres muscles. Nous voyons que la MDF du GP de Maurice présente un rebond dans les basses fréquences. Puis, pour Sébastien, nous constatons une stabilisation des variations de MDF du GP.

3.2.2) Après l'exercice de natation

Bien que nous constatons de multiples variations de fréquences ou d'amplitudes du signal pour Maurice et Sébastien (annexe page 74), nous pouvons dire que les données recueillies sur les trois muscles sont semblables en termes de fluctuations. En effet, les RMS augmentent progressivement dans la durée alors que les MDF diminuent.

Cependant, même si nous voyons une certaine homogénéité d'activation musculaire chez Allan et Sébastien, nous voyons que Maurice recrute davantage le GD en phase de poussée post exercice, avec des pics importants du GP à 12s et 22s d'effort.

4) Performances

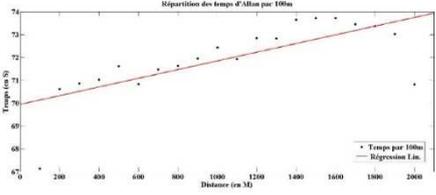
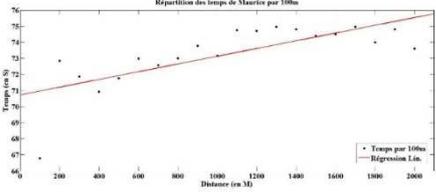
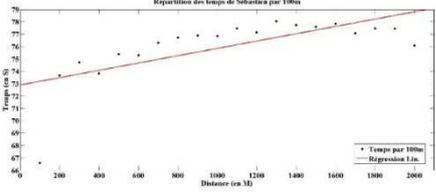
Nageurs	Tps 100m (s)	Obj. (min)	Moy 100m	Tps (min)	Représentation
Allan	72	24	71,94	23 : 58,92	
Maurice	71	23 :36	73,26	24 : 26,47	
Sébastien	74	24 :40	76,01	25 : 20,29	

Tableau 7-7 - Performances des nageurs sur le 2000m

Nous voyons que seul Allan atteint la performance demandée par son entraîneur. Maurice (+ 50s) et Sébastien (+ 40s) quant à eux ne réussissent pas l'objectif escompté. En effet, nous observons une augmentation de 2 secondes par rapport au temps de passage souhaité par le coach.

Pour les trois sujets, nous constatons que sur la totalité de l'épreuve, les temps de passage par 100m augmentent progressivement en parallèle de l'augmentation de la distance parcourue.

5) Biomécanique

Données Biomécanique de Maurice									
Paramètres	Passage	SL (m/cycle)	SR (Hz)	V (m.s)	Durée phase A (s)	Durée phase B (s)	Durée phase C (s)	Durée phase D (s)	Durée cycle (s)
P	0,009	0,055	0,023	0,449	0,035	0,315	0,761	0,568	0,019

Tableau 7-8 - Statistiques sur les paramètres biomécaniques

Nous voyons sur l'exemple de Maurice que quatre paramètres montrent une différence significative entre les deux moitiés du 2000m. Il s'agit de la fréquence de cycle de bras ($p = 0,023$), des temps de passages par 100m ($p = 0,009$), de la durée totale des cycles de bras ($p = 0,019$) et de la durée des phases A (entrée et appui de la main sur l'eau, pour $p = 0,035$, annexe page 78).

En revanche, nous constatons que la vitesse fluctue assez peu ($p = 0,449$). De plus, nous observons que les phases de traction, poussée et de retour aérien (respectivement phases B, C, D) restent relativement stable car $p > 0,30$ (annexe page 75 à 78).

8e chapitre : Discussion

L'objectif de la présente étude était de définir l'évolution de la fatigue musculaire pour des nageurs spécialistes de demi-fond sur une épreuve à dominante aérobie et de pouvoir mettre en relation cette observation avec des mesures de force et de dégradation de la technique de nage.

1) Fatigue musculaire

Les résultats de l'étude montrent que les fréquences médianes (MDF) diminuent progressivement avec le maintien d'une CIMV (Lovecchio et al 2013, Bouillard et al 2011, Cifrek et al 2009, Dalleau & Allard 2009). Après l'épreuve aérobie, nous constatons que les paramètres fréquentiels observent généralement une diminution. Ces différences correspondent à des diminutions plus importantes de la vitesse de conduction des PAUMs et à la mauvaise synchronisation des UMs (Dumitru et al 1999, Hermens 1996, Arendt-Nielsen & Mills 1985, Lindström & Magnusson 1977). Cette diminution après la partie natation correspond à une fatigue musculaire (Gonzalez-Izal et al 2012, Soares et al 2011, Clancy et al 2005, Kouzaki et al 2004, Cifrek 2000, Sato 1982).

Contrairement à certaines études, nous avons pu noter quelques exceptions franches, par une augmentation de MDF après la nage, comme pour le DP de Maurice en phase de fixation, le GP d'Allan en phase de fixation et le GP de Sébastien en phase de poussée (Arendt-Nielsen & Mills 1988, Moritani et al 1986, Naeije & Zorn 1982, Viitasalo & Komi 1977). Cette augmentation peut-être due à deux phénomènes : soit à une compensation musculaire du muscle concernée en rapport à une fatigue musculaire des autres muscles. Soit par une position différente des membres supérieurs lors des phases de pression et de traction, permettant un recrutement plus important du muscle.

Au niveau des paramètres temporels (RMS), nous constatons une augmentation des amplitudes du signal avec le maintien de la CIMV, pour la plupart des muscles ciblés sur les deux prises de mesures. Cette augmentation symbolise l'augmentation du nombre d'unités motrices recrutées pour un niveau de force isométrique maximale, ainsi qu'une plus grande synchronisation entre elles (Enoka et Duchateau 2008, Lowery & O'Malley 2003, Potvin & Bent 1997, Arendt-Nielsen & Mills 1988, Basmajian & De Luca 1985, DeVries 1968).

Ainsi, nous constatons une fatigue périphérique sur les muscles, car l'organisme cherche à maintenir un même niveau de force par une augmentation du recrutement des fibres musculaires. Cependant, malgré cette augmentation, nous observons une chute de force sur la fin du test, accompagnée de l'augmentation des RMS. Par conséquent, l'organisme recrute d'avantage d'UMs pour un niveau de force moindre, symbolisant la fatigue musculaire (Gonzalez-Izal et al 2012, Taylor & Gandevia 2008, Moritani et al 1986, Stephens & Taylor 1972).

Par l'ensemble des paramètres sEMG analysés, nous pouvons dire que les nageurs se présentaient en situation de fatigue. Toutefois, nous constatons qu'un protocole de CIMV sur une durée totale de 30s ininterrompu est difficile à maintenir pour les nageurs. Cependant, un protocole de mise en action plus court (tel que 5s Olstad et al 2011, Silvers & Dolny 2011, Kaplanis et al 2009, ou 8s Doheny et al 2008) n'aurait pas permis de constater la fatigue des sujets sur le métabolisme aérobie pour un effort réalisé en isométrie maximale (Dimitrova et al 2009). De plus amples recherches doivent être menées pour utiliser un pourcentage de CIMV reflétant le processus aérobie, montrant un intérêt pour l'évaluation de la fatigue chez les nageurs de 1500m.

Pour revenir sur les données d'amplitudes du signal, la littérature montre que, sous contraction isométrique maximale volontaire, le RMS doit se trouver à des valeurs maximales au début de la contraction, puis tendre à diminuer avec son maintien, expliquant la fatigue musculaire (Moritani et al 1986, Stephens & Taylor 1972). Cependant, nous constatons une légère augmentation des paramètres temporels dans la durée pour tous les sujets. Ce constat peut se traduire par l'incapacité des athlètes d'exercer une réelle force maximale sur les dynamomètres, pouvant s'expliquer à la fois par la durée imposée des exercices isométriques et/ou par le dispositif de recueil de données créé pour ce travail. Nous avons souhaité l'utilisation de dynamomètre fixé sur un support rigide pour limiter les oscillations musculaires, que nous aurions pu observer par l'emploi d'une cellule dynamométrique reliée à une poulie au nageur (Aujouannet et al 2006). Toutefois, notre dispositif requiert une position différente en rapport à la position de leur corps durant la nage. De ce fait, nous avons constaté durant la prise de données, d'importantes oscillations du coude entraînant d'importantes fluctuations des paramètres de force (voir annexes).

De plus, nous avons pu observer, sur certains graphiques, des remobilisations musculaires, symbolisées par certains pics mesurés (par exemple sur le GP de Maurice en phase de poussée après la partie natation). Nous avons constaté durant les mesures que les nageurs se trouvaient en apnée sur la quasi totalité de la mesure entraînant, lors des respirations des « à-coups » sur le dispositif, pouvant expliquer ces pics.

En termes de perspectives, nous devrions réadapter notre dispositif en fonction des schémas d'actions durant la nage du crawl, pour pouvoir modifier les positions des différents dynamomètres en fonction des angulations (par goniométrie) et de l'orientation des segments observées durant la nage (calibration par laser).

Ainsi, notre étude montre que pour des nageurs spécialistes de demi-fond, les MDF varient après une épreuve à dominante aérobie, mais que les RMS restent relativement identiques entre les deux prises de mesures. Par conséquent, les nageurs observent une diminution significative de la vitesse de conduction de l'influx nerveux sur toute la longueur des fibres musculaires (augmentation du délai d'activation), avec un niveau de recrutement des unités motrices identique après un exercice de natation aérobie, pour une production de force stable ou moindre (en fonction des nageurs).

2) Dégradation des paramètres de nage

Pour pouvoir mettre en relation les résultats EMG avec une fatigue spécifique aux nageurs de longues distances, nous avons souhaité réaliser des observations biomécaniques sur le nageur le plus expérimenté de la population d'étude. Au niveau chronométrique, nous constatons que Maurice n'atteint pas la performance attendue par l'entraîneur, notamment par les temps de passages par 100m ($p = 0,009$, Figueiredo et al 2011, Alberty et al 2005).

A travers l'analyse des vidéos sur sa cinématique de nage, nous observons que Maurice présentait une diminution de la fréquence de cycle de bras ($p = 0,023$), en accord avec la littérature (Craig et al 1985, Pai et al 1984). Nous voyons également une augmentation de la durée totale des cycles de bras ($p = 0,019$) et de la durée des phases A (entrée et appui de la main sur l'eau, pour $p = 0,035$).

Ces augmentations n'entraînaient pas de diminution de la vitesse de nage ($p = 0,449$), ce qui est contraire aux études sur les distances de nage courtes (Figueiredo et al 2012, Aujouannet et al 2006, Enoka & Stuart 1992). De plus, les études précédentes montrent qu'en situation de fatigue, les nageurs augmentent leur temps de phases propulsives (Seifert et al 2010, Alberty et al 2005, Chatard et al 1990) pour augmenter ou conserver leur vitesse de nage (Figueiredo et al 2010, Alberty et al 2005). Cependant, nous observons une augmentation de la durée des phases A correspondant à la mise en place de l'appui en crawl avant la propulsion sans déperdition de vitesse.

Nous pouvons expliquer l'augmentation de la durée totale des cycles de bras par l'augmentation de la durée des phases A (annexe page 76). Cependant malgré la variation de ces paramètres nous voyons que le nageur est capable de maintenir sa vitesse de nage (pas de variation significative). Nous pouvons supposer que ce nageur compense sa nage par une légère augmentation de la distance parcourue par cycle de nage (annexe page 75), pour limiter la perte de vitesse (annexe page 76). Ainsi, le nageur limite la perte de force propulsive pour conserver une efficacité dans la nage malgré la

baisse des performances (Figueiredo et al 2011, Psycharakis et al 2010, Schnitzler et al 2008, Alberty et al 2005).

Mais nos données biomécaniques ont été recueillies sur un intervalle d'enregistrement de 7m sur la totalité de chaque 100m. Par conséquent, l'absence de diminution significative de la vitesse du nageur malgré la baisse des performances par intervalle de 100m pourrait s'expliquer par le reste de la distance parcourue (y compris les virages).

Nous ne pouvons relier les interprétations des résultats EMG aux résultats biomécaniques pour conclure d'un impact de la fatigue musculaire. En effet, pour pouvoir être plus efficace dans notre interprétation de données, nous aurions dû équiper le bassin d'au moins deux caméras (une sur le plan frontal, l'autre sur le plan sagittal, Aujouannet et al 2006) pour analyser à la fois les variables biomécaniques de base (SL, SR, etc...) et les déviations gestuelles observables sur le plan frontal (angulation du coude, profondeur gestuelle, orientation des épaules, rotation du tronc, etc...). Grâce à ce type de dispositif, nous aurions pu émettre différentes hypothèses sur les dégradations de gestes et les données EMG.

3) Perspectives

La construction de notre protocole de recueil de données a été réalisée en fonction du nombre de nageurs testés, du matériel à notre disposition, de la disponibilité des nageurs pour la prise de données et du temps imparti à l'analyse des résultats.

Notre étude nécessitait l'utilisation d'un couloir entièrement dédié au nageur. Par conséquent, nos mesures ont été effectuées tôt le samedi matin. La séance se positionnait à la fin d'une semaine d'entraînement axé sur des charges intenses en vue de la préparation des futures grandes échéances (Championnats de France Elites de natation se situant 1 mois et demi après nos tests). Par conséquent, nous pourrions nous interroger quant à l'état de forme physique des athlètes pour la réalisation des tests.

Nos analyses biomécaniques se sont axées sur une cinématique 2D au lieu d'une analyse en 2 x 2D par manque de temps pour l'analyse des données. Une analyse tridimensionnelle (supérieure à 6 caméras) aurait permis une plus grande précision et fiabilité des mesures biomécaniques (Index de Coordination, Chollet et al 2000), et ainsi de pouvoir interpréter plus précisément les résultats EMG.

Nos recueils de données se sont fait en isométrie à sec (hors eau) et uniquement sur le membre supérieur droit. Une observation identique bilatérale sur les deux membres supérieurs auraient permis de pouvoir évaluer les niveaux d'activations et de constater si un des deux membres se présentait davantage en situation de fatigue que le second. Ainsi, cette analyse aurait pu justifier ou non de l'utilisation d'un bras dominant, d'une respiration unilatérale, ou d'une asymétrie de bras (technique de nage) qui aurait

pu être étalonnée grâce à nos données biomécaniques *in situ* (Barden et al 2011, Nikodelis et al 2005, Seifert et al 2005).

De plus, une analyse électromyographique en situation de natation sur une épreuve aérobique permettrait d'observer les stratégies de recrutement musculaire sur les longues distances (Figueiredo et al 2013, Stirn et al 2011). Cependant, les analyses EMG en contraction isotonique sont récentes, et les modalités de traitement du signal ne sont pas encore définies et validées. Par ailleurs, nous n'avons pas connaissance d'un dispositif de recueil de données fiable pour l'enregistrement du signal myoélectrique en situation de nage. La création d'un dispositif d'électrodes résistantes à l'eau sans atténuation du signal permettrait de limiter les biais des analyses électromyographiques *in situ* (Kalpakcioglu et al 2009, Veneziano et al 2006, Rainoldi et al 2004).

Ainsi, pour aller plus loin dans notre analyse des longues distances en natation, nous souhaiterions pouvoir équiper les nageurs d'un dispositif résistant à l'eau (sans nécessiter de recouvrir les électrodes d'un film adhésif protecteur) permettant un recueil du signal EMG et le stockage de l'enregistrement sur ces dites électrodes. Nous pourrions sélectionner davantage de muscles importants dans la propulsion, tel que les rotateurs externes ou les fixateurs de la scapula, permettant de limiter les déviations mécaniques lors de la nage, désordres biomécaniques pouvant influencer sur les blessures en natation. De plus, pour une meilleure interprétation de l'évolution de la fatigue au cours du temps sur les épreuves aérobiques, il serait intéressant de pouvoir synchroniser l'ensemble des électrodes entre elles et de synchroniser l'enregistrement des données EMG avec le recueil de données biomécaniques tridimensionnelles de la nage, lors du passage du nageur dans le volume dédié à cet effet.

9e chapitre : Conclusion

Pour conclure sur cette étude, nous pouvons dire qu'à travers les données recueillies, nous avons pu montrer que les nageurs spécialistes de demi-fond présentaient une fatigue musculaire, caractérisée par une diminution des fréquences médianes après le 2000m (Gonzalez-Izal et al 2012, Taylor & Gandevia 2008, Aujouannet et al 2006, Gandevia 2001, Moritani et al 1986, De Luca 1979, Stephens & Taylor 1972). De plus, nous avons pu constater une diminution de la force produite (Bigland-Ritchie 1983).

Cependant, nous n'avons pas constaté de diminution des paramètres d'amplitude du signal. Par conséquent, les nageurs recrutent de manière égale leur fibres musculaires après une épreuve aérobie, mais à des vitesses de conduction plus faibles.

Ces constats ne peuvent être mis en relation avec la biomécanique du nageur expérimenté que nous avons étudié. En effet, même si nous avons observé une diminution de certains paramètres de nage, la vitesse ne varie pas significativement sur l'ensemble de la distance, de même que la distance par cycle (SL) contrairement à d'autres études sur la fatigue en natation (Deschodt et al 1999, Keskinen & Komi 1993, Weiss et al 1988).

Par conséquent, ce nageur observe une certaine stabilité de pattern du mouvement (Psycharakis et al 2010, Schnitzler et al 2008, Aujouannet et al 2006, Davids et al 2006, Rodacki et al 2001, Bartlett et al 2000, Nomura et al 1998).

Cependant, malgré ces constats, les performances en natation, souhaitées par l'entraîneur, n'ont pu être réalisées, reflétant une fatigue chez les nageurs. Mais, par les conditions expérimentales de nos travaux, nous pouvons supposer que cette fatigue est induite par la semaine d'entraînement précédant les tests.

Ainsi, malgré l'observation d'une fatigue commune chez les trois nageurs, la relation entre les paramètres de recrutement musculaire et la dégradation de la cinématique de nage ne peut être établi. Un protocole biomécanique plus précis et une meilleure adéquation du protocole de mesure EMG avec la nage en épreuve de longue distance permettrait d'atténuer les biais à l'étude de l'impact de la fatigue musculaire sur la performance des nageurs de demi-fond et de fond.

10e chapitre : Bibliographie

Al-Mulla, M. R., Sepulveda, F., & Colley, M. (2011). A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue, 11(4), 3545–3594.

Alberty, M., Sidney, M., Pelayo, P., & Toussaint, H. M. (2009). Stroking Characteristics during Time to Exhaustion Tests: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3), 637–644.

Alcock, A., & Mason, B. (2007). Biomechanical analysis of active drag in swimming, 1(1).

Alizadehkhayat, O., Fisher, A. C., Kemp, G. J., & Frostick, S. P. (2007). Strength and fatigability of selected muscles in upper limb: Assessing muscle imbalance relevant to tennis elbow. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4), 428–436.

Arellano, R., Cossor, J., Wilson, B., Cjatar, J., Riewald, S., & Mason, B. (2001). Modelling Competitive Swimming in Different Strokes and Distances upon Regression Analysis : A Study of the Female Participants of Sydney 2000 Olympics Games, 1(1), 4.

Arellano, Raul, Brown, P., Cappaert, J. M., & Nelson, R. C. (1994). Analysis of 50-, 100-, and 200-m Freestyle Swimmers at the 1992 Olympics Games, (10), 189–199.

Arellano, Raul. (2000). Evaluating the technical race components during the training season, 1(1).

Arrelano, R. (2006). Fundamental hydrodynamics of swimming propulsion. In J. Vilas-Boas, F. Alves, & A. Marques (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming X* (pp. 15–20). Porto: Portuguese Journal of Sport Sciences Vol. 6 Suppl.2.

Ajouannet, Y. A., Bonifazi, M., Hintzy, F., Vuillerme, N., & Rouard, A. H. (2006). Effects of a high-intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes, 31(2), 150–158.

Barbosa, M. T., Marinho, A. D., Costa, J. M., & Silva, J. A. (2011). Biomechanics of Competitive Swimming Strokes. In V. Klika (Ed.), *Biomechanics in Applications*. InTech.

Bartlett, R. (1999). *Sports biomechanics preventing injury and improving performance*. London: Spon.

Begon, M., & Lacouture, P. (2005). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif, 54(1), 11–33.

Bisschop, G. de, & Dumoulin, J. (1992). *Electromyographie clinique*. Paris; Milan; Barcelone: Masson.

Bonnefoy, A., Pradon, D., & Chèze, L. (2005). Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM-RBM News*, 26(6), 24–32.

Bovard-Gouffrant, M. (s. d.). *L'Épaule du Nageur : Puissance et Fragilité. Forme et Santé*, 4.

Boyas, S., Maïsetti, O., & Guével, A. (2009). Changes in sEMG parameters among trunk and thigh muscles during a fatiguing bilateral isometric multi-joint task in trained and untrained subjects, 19(2), 259–268.

Brun, J.-F. (2003). Le surentraînement : à la recherche d'un outil d'évaluation standardisé utilisable en routine. *Science & Sports*, 18(6), 282-286.

Buchheit, M. (2006). Utilisation de la variabilité de la fréquence cardiaque chez le sportif. *Cardio & Sport*, (7), 29-37.

Budgett, R. (1998). Fatigue and underperformance in athletes: the overtraining syndrome. *British Journal of Sports Medicine*, 32(2), 107-110.

Cao Hua (2010). *Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire* (Thèse doctorat). Université de Technologie de Compiègne, France.

Cereatti, A., Camomilla, V., & Cappozzo, A. (2004). Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution, 37(3), 413–416.

Ceseracciu, E., Sawacha, Z., Fantozzi, S., Cortesi, M., Gatta, G., Corazza, S., & Cobelli, C. (2011). Markerless analysis of front crawl swimming, 44(12), 2236–2242.

Chollet, D. (1992). *Approche Scientifique de la natation sportive* (1re éd.). Vigot.

Chollet D, Chalies S, Chatard JC. (1999) A New Index of Coordination for the Crawl: Description and Usefulness. *Int J Sports Med*; 20: 54–59

Chowdhury, S. K., Nimbarte, A. D., Jaridi, M., & Creese, R. C. (2012). Assessment of neck and shoulder muscle fatigue using discrete wavelet transform of surface electromyography, 56(1), 1145–1149.

Chowdhury, S. K., Nimbarte, A. D., Jaridi, M., & Creese, R. C. (2013). Discrete wavelet transform analysis of surface electromyography for the fatigue assessment of neck and shoulder muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(5), 995–1003.

Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics, 24(4), 327–340.

Cifrek, M., Tonković, S., & Medved, V. (2000). Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions, 27(2), 85–92.

Counsilman, J. E. (1999). *La Natation de compétition*. Vigot.

Costill, D. L., Wilmore, J. H., & Kenney. (2009). *Physiologie du sport et de l'exercice*. Bruxelles: De Boeck.

Cuesta-Vargas, A. I., Cano-Herrera, C., Formosa, D., & Burkett, B. (2013). Electromyographic responses during time get up and go test in water (wTUG), 2(1), 217.

Dalleau, G., & Allard, P. (2009). *Traité de biomécanique: mécanique articulaire et tissulaire*. Paris: Presses universitaires de France.

David, A., Poizat, G., Gal-Petitfaux, N., Toussaint, H., & Seifert, M. L. (2009). Analysis of elite swimmers' activity during an instrumented protocol, 27(10), 1043–1050.

Dawal, S. ., Soin, N., Ali, N., Mahadi, W. N. W., Ismail, Z., & Aziz, S. A. (2008). Assessment of biceps brachii and upper trapezius muscle fatigue using EMG measurements.

De Jesus, K., de Jesus, K., Figueiredo, P. A., Gonçalves, P., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2012). Effects of fatigue on kinematical parameters during submaximal and maximal 100-m butterfly bouts, 28(5), 599–607.

De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223–1230.

De Luca, A. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics, 13, 135–163.

Decker, M. J., Hintermeister, R. A., Faber, K. J., & Hawkins, R. J. (1999). Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 784–791.

Doheny, E. P., Lowery, M. M., Fitzpatrick, D. P., & O'Malley, M. J. (2008). Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles, 18(5), 760–770.

Elipot, M. (2010). *Biomécanique et contrôle moteur en natation course: Application des nouvelles techniques de calibration de caméra à l'analyse cinématique en natation et identification des coordinations motrices lors des phases sous-marines de départs chez des nageurs de haut niveau (Thèse de doctorat)*. Université Paris Descartes, France.

Favre-Juvin, A. (2005). Le surentraînement : place de l'interrogatoire dans le diagnostic. *Science & Sports*, 20(5-6), 314-316.

Figueiredo, Pedro, Pendergast, D. R., Vilas-Boas, J., Paulo, O., & Fernandes, R. J. (2013). Biophysical Analysis of the 200m Front Crawl: Interplay of Biomechanical, Energetic, Coordinative, and Muscular Factors in a 200m Front Crawl Swim, 2013.

Flore, P., Sarrazin, P., & Favre-Juvin, A. (2003). Le questionnaire de surentraînement de la Société française de médecine du sport : reproductibilité à court terme. *Sciences et sports*, 18, 290-292.

Fournier, E. (2000). Atlas d'électromyographie: 300 schémas pour l'exploration des nerfs et des muscles. Cachan: Editions médicales internationales.

Frère, J. (2009, Novembre 27). Contribution de l'analyse électromyographique des muscles des membres supérieurs pour l'entraînement au saut à la perche. Université de Rouen.

Gates, D. H., & Dingwell, J. B. (2010). Muscle fatigue does not lead to increased instability of upper extremity repetitive movements, 43(5), 913-919.

Georgakis, A., Stergioulas, L. K., & Giakas, G. (2003). Fatigue analysis of the surface EMG signal in isometric constant force contractions using the averaged instantaneous frequency, 50(2), 262-265.

González-Izal, M, Malanda, A., Navarro-Amézqueta, I., Gorostiaga, E. M., Mallor, F., Ibañez, J., & Izquierdo, M. (2010). EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions, 20(2), 233-240.

González-Izal, M., Rodríguez-Carreño, I., Malanda, A., Mallor-Giménez, F., Navarro-Amézqueta, I., Gorostiaga, E. M., & Izquierdo, M. (2010). sEMG wavelet-based indices predicts muscle power loss during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1097-1106.

González-Izal, Miriam, Malanda, A., Gorostiaga, E., & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue, 22(4), 501-512.

Grimshaw, P., Burden, Adrian, Pradel, S., & Cretual, A. (2010). Biomécanique du sport et de l'exercice. Bruxelles: De Boeck.

Hayot, C. (2010). Analyse biomécanique 3D de la marche humaine: comparaison des modèles mécaniques (Thèse de doctorat). Université de Poitiers, France.

Hellard, P. (2006). Actes du premier colloque international de natation : sciences et entraînements du 17 au 21 mai 2005 à l'INSPE. Atlantica.

Hellard, P., Bigrel, F., Catteau, A., Barale, F., Begotti, M., Cozzolino, C., & Knopp, M. (1998). L'entraînement - Méthodologie. Biarritz: Atlantica.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374.

Johnson, J. N., Gauvin, J., & Fredericson, M. (2003). Swimming biomechanics and injury prevention: new stroke techniques and medical considerations. *The Physician and sportsmedicine*, 31(1), 41-46.

Jones, D. A., Round, J. M., & Haan, A. de. (2005). *Physiologie du muscle squelettique: de la structure au mouvement*. Paris: Elsevier.

Jürimäe, J., Haljaste, K., Cicchella, A., Lätt, E., Purge, P., Leppik, A., & Jürimäe, T. (2007). Analysis of swimming performance from physical, physiological, and biomechanical parameters in young swimmers, 19(1), 70–81.

Kallenberg, L. A. C., & Hermens, H. J. (2007). Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue, 18(5), 780–788.

Kaplanis, P. A., Pattichis, C. S., Hadjileontiadis, L. J., & Roberts, V. C. (2009). Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction, 19(1), 157–171. doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.010

Kjendlie, P.-L., International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming, Norges Idrettshøgskole, International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming. (2010). *Biomechanics and medicine in swimming XI: [proceedings of the XIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming, Oslo, 16th - 19th June, 2010]*. Oslo.

Kjendlie, P.-L., & Stallman, R. K. (2008). Drag characteristics of competitive swimming children and adults, 24(1), 35–42.

Klaver-Król, E. G., Henriquez, N. R., Oosterloo, S. J., Klaver, P., Kuipers, H., & Zwarts, M. J. (2010). Distribution of motor unit potential velocities in the biceps brachii muscle of sprinters and endurance athletes during prolonged dynamic exercises at low force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1115–1124.

Klopkar, N., Tomsic, M., & Lenarcic, J. (2007). A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace, 40(1), 86–91.

Lecrivain, G., Payton, C., Slaouti, A., & Kennedy, I. (2010). Effect of body roll amplitude and arm rotation speed on propulsion of arm amputee swimmers. *Journal of Biomechanics*, 43(6), 1111–1117.

Legrand, E. (2001). *Nager au carré - Eric Legrand*. Atlantica.

Lepoutre, J.-P. (2007). Modélisation biomécanique du mouvement: vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie (Thèse de doctorat). Université du Sud Toulon-Var. UFR de Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, S.T.A.P.S., France.

Lin, M.-I., Liang, H.-W., Lin, K.-H., & Hwang, Y.-H. (2004). Electromyographical assessment on muscular fatigue—an elaboration upon repetitive typing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(6), 661–669.

Lovecchio, N., Maiorano, C., Naddeo, F., & Sforza, C. (2013). Biceps brachii muscle fatigue during isometric contraction: is antagonist muscle fatigue a key factor?, 7, 1–8.

Lowery, M. M., & O'Malley, M. J. (2003). Analysis and simulation of changes in EMG amplitude during high-level fatiguing contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(9), 1052–1062.

Lu, T. W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–134.

Marinho, D. A., Silva, A. J., Reis, V. M., Barbosa, T. M., Vilas-Boas, J. P., Alves, F. B., ... Rouboa, A. I. (2011). Three-dimensional CFD analysis of the hand and forearm in swimming, 27(1), 74–80.

Maso, F., Lac, G., & Brun, J. F. (2005). Analyse et interprétation du questionnaire de la Société française de médecine du sport pour la détection de signes précoces de surentraînement : étude multicentrique. *Science & Sports*, 20(1), 12-20.

Mason, B., & Cossor, J. (2000). What can we learn from competition analysis of 1999 Pan Pacific swimming Championships? ISBS - Conference Proceedings Archive, 1(1).

Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Surface Electromyography Applications in the Sport, 45(166), 127–136.

Maurel, W., & Thalmann, D. (2000). Human shoulder modeling including scapulo-thoracic constraints and joint sinus cones, 24(2), 203–218.

Mazure-Bonnefoy, A. (2006, Octobre 3). Modèle cinématique et dynamique tridimensionnel du membre inférieur: Estimation des forces musculaires et des réactions articulaires au cours de la phase d'appui de la marche. Université Claude Bernard - Lyon I.

McCabe, C. (2008). Effects of 50m and 400m Race Paces on Three-Dimensional Kinematics and Linear Kinetics of Sprint and Distance Front Crawl Swimmers. Edinburgh.

McLeod, I. (2012). Natation: anatomie et mouvements : un guide illustré pour gagner en force, en vitesse et en endurance. Paris: Vigot.

Minning, S., Eliot, C. A., Uhl, T. L., & Malone, T. R. (2007). EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2), 153–159.

Monteil, K. M., Rouard, A. H., & Troup, J. P. (n.d.). Etude des paramètres cinétiques du nageur de crawl au cours d'un exercice maximal dans un «Flûme», (33), 57–68.

Morais, J. E., Jesus, S., Lopes, V., Garrido, N., Silva, A., Marinho, D., & Barbosa, T. M. (2012). Linking selected kinematic, anthropometric and hydrodynamic variables to young swimmers performance. *Pediatric Exercise Science*, 24(4), 649–664.

Mourot, L., Bouhaddi, M., Perrey, S., Cappelle, S., Henriët, M.-T., Wolf, J.-P., Rouillon, J.-D., et al. (2004). Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincaré plot analysis. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 24(1), 10-18.

Müller, R., Strässle, K., & Wirth, B. (2010). Isometric back muscle endurance: an EMG study on the criterion validity of the Ito test, 20(5), 845–850.

Multon, F. (2006). Analyse, modélisation et simulation du mouvement humain (Habileté à Diriger des Recherches). Université Rennes 1, France.

Oberg, T. (1995). Muscle fatigue and calibration of EMG measurements, 5(4), 239–243.

Oghi, Y., Yasumura, M., Ichikawa, H., & Miyaji, C. (2000). Analysis of stroke technique using acceleration sensor IC - GetInfo. *Engineering of Sport International Conference*, 503–512.

Olstad, B. H., Cabri, J., Zinner, C., Nunes, N., & Kjendlie, P.-L. (2011). sEMG measurements on land and in water prior to and after 60- 90 minutes of submersion (swimming) are highly reliable. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 1(1).

Pedroletti, M. (1997). Natation performance: méthodologie et programmes d'entraînement. Paris: Amphora.

Pelayo, P., Alberty, M., Sidney, M., Potdevin, F., & Dekerle, J. (2007). Aerobic potential, stroke parameters, and coordination in swimming front-crawl performance, 2(4), 347–359.

Phinyomark, A., Thongpanja, S., Hu, H., Phukpattaranont, P., & Limsakul, C. (2012). The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. In G. R. Naik (Ed.), *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. InTech.

Pierrat, A. (2004). *Etude de la variabilité de la fréquence cardiaque en fonction des charges d'entraînement*. (Mémoire). Université de Franche-Comté, Faculté de Besançon.

Pinto, S. S., Liedtke, G. V., Alberton, C. L., da Silva, E. M., Cadore, E. L., & Krueel, L. F. M. (2010). Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land, 110(5), 1075–1082.

Potvin, J. R., & Bent, L. R. (1997). A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks, 7(2), 131–139.

Psycharakis, S. G., & Sanders, R. H. (2010). Body roll in swimming: A review. *Journal of Sports Sciences*, 28(3), 229–236.

Puel, F., Morlier, J., Avalos, M., Mesnard, M., Cid, M., & Hellard, P. (2012). 3D kinematic and dynamic analysis of the front crawl tumble turn in elite male swimmers, 45(3), 510–515.

Puel, Frédéric. (2011). *Analyse cinématique et dynamique tridimensionnelle de la performance au virage culbute crawl: influences du niveau et du genre* (Thèse de doctorat). École doctorale des Sciences physiques et de l'Ingénieur, Talence ; Gironde, France.

Rodríguez-Carreño I, M.-G. F. (n.d.). *New Wavelet Indices to Assess Muscle Fatigue during Dynamic Contractions*.

Roman-Liu, D., Tokarski, T., & Wójcik, K. (2004). Quantitative assessment of upper limb muscle fatigue depending on the conditions of repetitive task load, 14(6), 671–682.

Rozendal, R. H., & Meijer, O. G. (1982). Human kinesiological electromyography: Some methodological problems. *Human Movement Science*, 1(1), 7–26.

Saavedra, J. M., Escalante, Y., & Rodríguez, F. A. (2010). A multivariate analysis of performance in young swimmers, 22(1), 135–151.

Schmitt, P. (1989). *Nager : de la découverte-- à la performance*. Vigot.

Schnitzler, C., Seifert, L., & Chollet, D. (2009). Variability of coordination parameters at 400-m front crawl swimming pace. *Journal of Sports Science & Medicine*, 8(2), 203–210.

Schnitzler, C., Seifert, L., & Chollet, D. (2011). Arm coordination and performance level in the 400-m front crawl. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 82(1), 1–8.

Seifert, L., Toussaint, H. M., Alberty, M., Schnitzler, C., & Chollet, D. (2010). Arm coordination, power, and swim efficiency in national and regional front crawl swimmers, 29(3), 426–439.

Seifert, Ludovic, Chollet, D., & Rouard, A. (2007). Swimming constraints and arm coordination. *Human Movement Science*, 26(1), 68–86.

Silvers, W. M., & Dolny, D. G. (2011). Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water, 21(1), 95–101.

Stamm, A., Thiel, D. V., Burkett, B., & James, D. A. (2011). Towards determining absolute velocity of freestyle swimming using 3-axis accelerometers, 13, 120–125.

Stirn, I., Jarm, T., Kapus, V., & Strojnik, V. (2011). Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl, 111(1), 101–113.

Taelman, J., Vanderhaegen, J., Robijns, M., Naulaers, G., Spaepen, A., & Van Huffel, S. (2011). Estimation of muscle fatigue using surface electromyography and near-infrared spectroscopy, 701, 353–359.

Tella, V., Toca-Herrera, J. L., Gallach, J. E., Benavent, J., González, L. M., & Arellano, R. (2008). Effect of fatigue on the intracycle acceleration in front crawl swimming: a time-frequency analysis. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 86–92.

Theisen, D., Frisch, A., Urhausen, A., Seil, R., Sax, A., Lair, M. L., & Vaillant, M. (2007). *Etude rétrospective sur l'incidence des blessures aiguës et lésions de surcharge chez les jeunes sportifs de haut niveau du G-D de Luxembourg (Recherche)* (p. 43). Grand-Duché Luxembourg: Département Ministériel des Sports.

Toussaint, H M, & Beek, P. J. (1992). Biomechanics of competitive front crawl swimming, 13(1), 8–24.

Toussaint, H M, Beelen, A., Rodenburg, A., Sargeant, A. J., de Groot, G., Hollander, A. P., & van Ingen Schenau, G. J. (1988). Propelling efficiency of front-crawl swimming, 65(6), 2506–2512.

Toussaint, Huub M, Carol, A., Kranenborg, H., & Truijens, M. J. (2006). Effect of fatigue on stroking characteristics in an arms-only 100-m front-crawl race, 38(9), 1635–1642.

Toussaint, Huub M, Roos, P. E., & Kolmogorov, S. (2004). The determination of drag in front crawl swimming, 37(11), 1655–1663.

Urhausen, A., & Kindermann, W. (2002). Diagnosis of overtraining: what tools do we have? *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 32(2), 95–102.

Veeger, H. E. J., & van der Helm, F. C. T. (2007). Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability, 40(10), 2119–2129.

Verger, M. (1996). *Perfectionnement et entraînement en natation sportive*. Vigot.

Veronese da Costa, A., dos Santos, M. A., Barbosa Junior, Costa, M. da C., & Melo, W. V. de C. (2012). Estimate of propulsive force in front crawl swimming in young athletes. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 115.

Vitor, F. de M., & Böhme, M. T. S. (2010). Performance of young male swimmers in the 100-meters front crawl, 22(2), 278–287.

Walker, H., Gabbe, B., Wajswelner, H., Blanch, P., & Bennell, K. (2012). Shoulder pain in swimmers: A 12-month prospective cohort study of incidence and risk factors. *Physical Therapy in Sport*, 13(4), 243–249.

Xavier García Massó, Juan Carlos Colado (2010). Muscular Activity of the Posterior Deltoid During Swimming vs. Resistance Exercises on Water and Dry Land, 4, 61–69.

Zamparo, P., & Swaine, I. L. (2012). Mechanical and propelling efficiency in swimming derived from exercise using a laboratory-based whole-body swimming ergometer, 113(4), 584–594.

11e chapitre : Annexes

1) Placement des électrodes

SEMG Electrode Sites – Front View

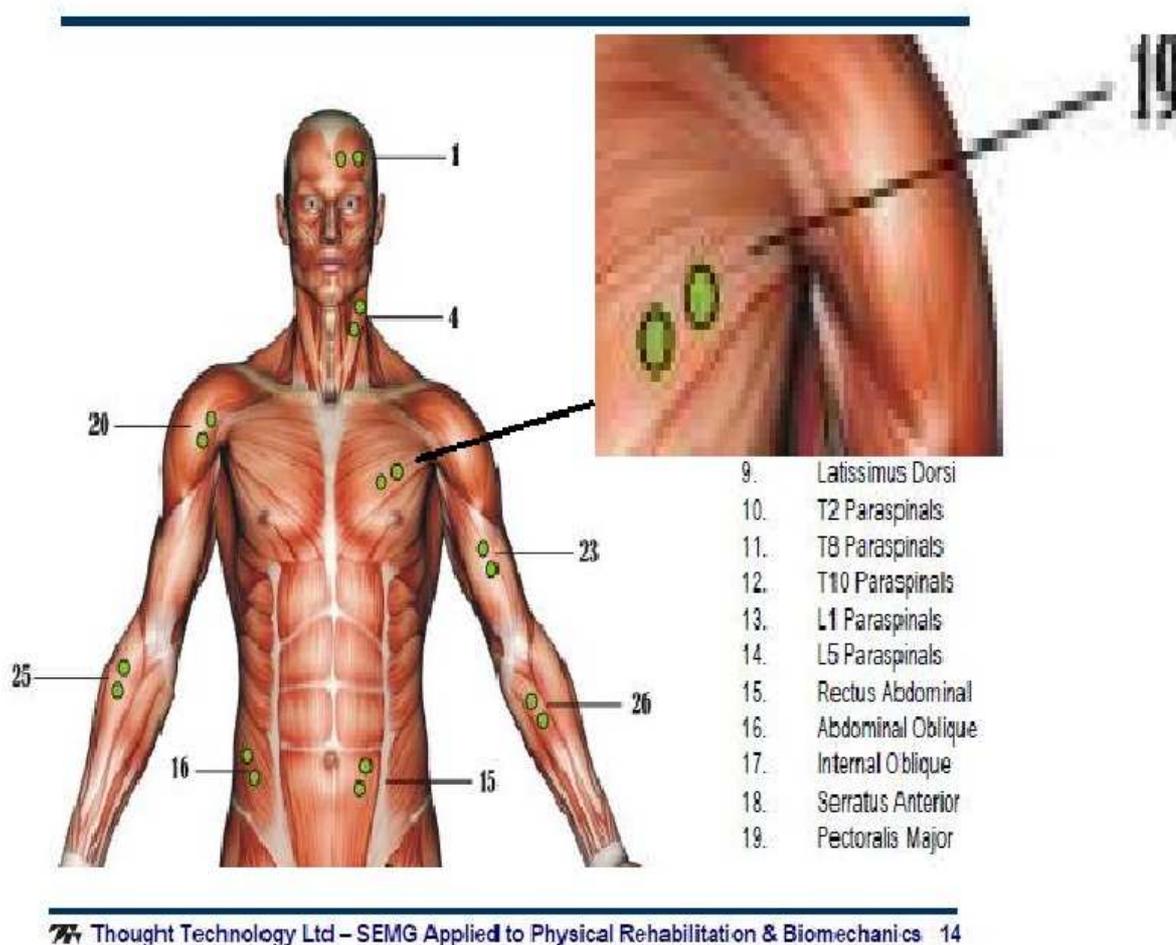
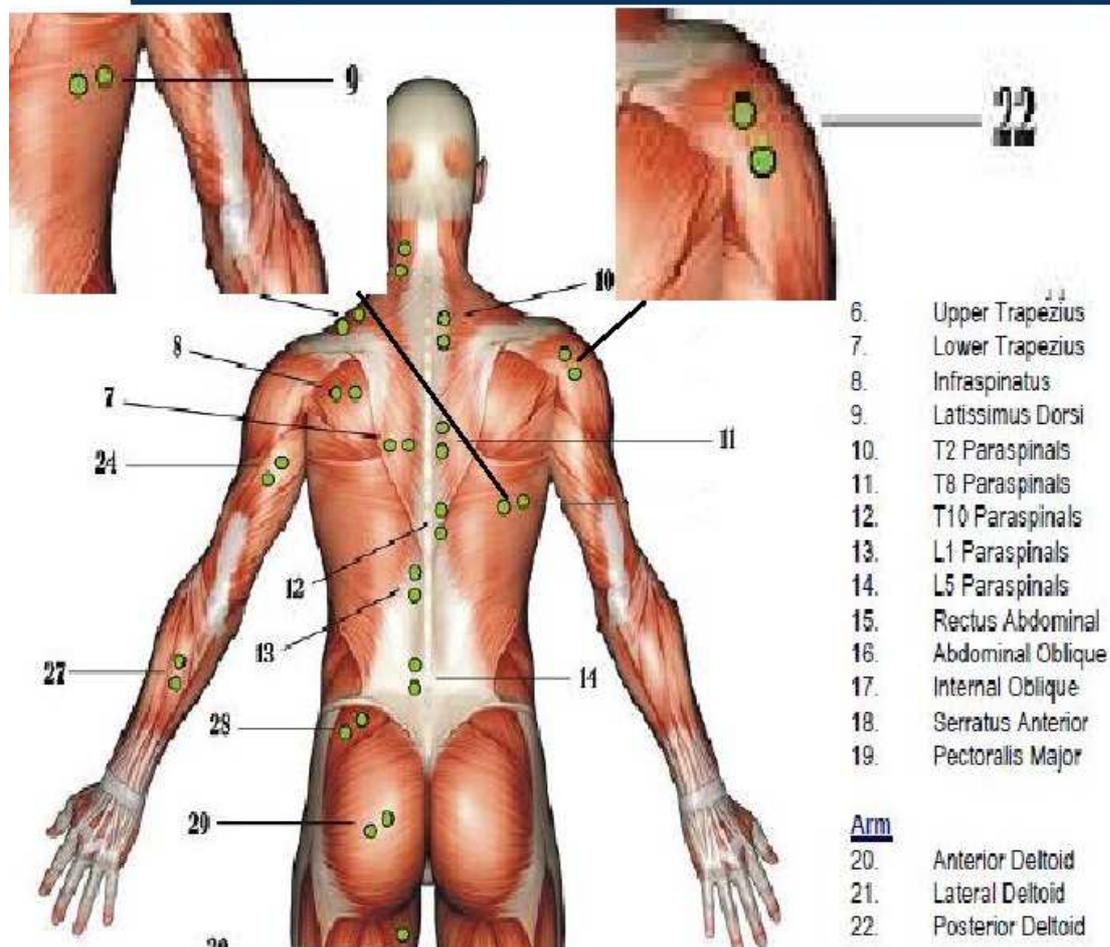


Figure 11-1 - Vue frontale du positionnement des électrodes - Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics - Thought Technology Ltd. - Florimond 2010

SEMG Electrode Sites – Back View



Thought Technology Ltd – SEMG Applied to Physical Rehabilitation & Biomechanics 15

Figure 11-2 - Vue dorsale du positionnement des électrodes - Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics - Thought Technology Ltd. - Florimond 2010

2) Photo de positionnement des électrodes

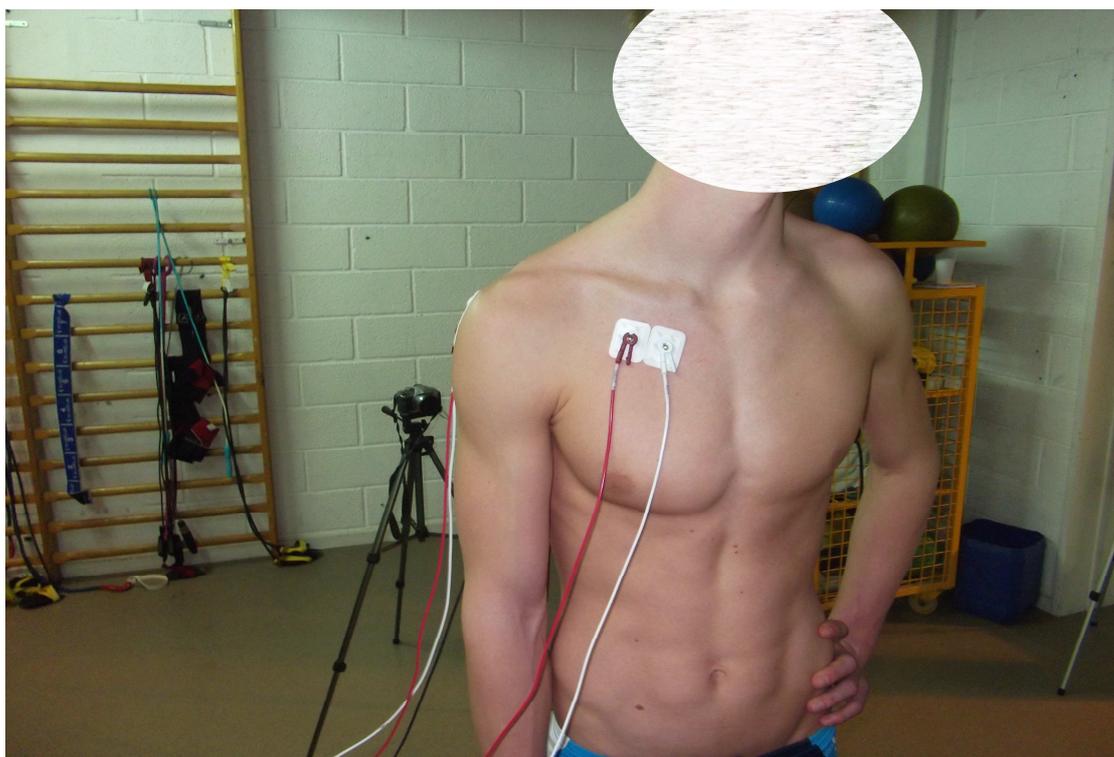


Figure 11-3 - Position électrodes bipolaires - Grand Pectoral

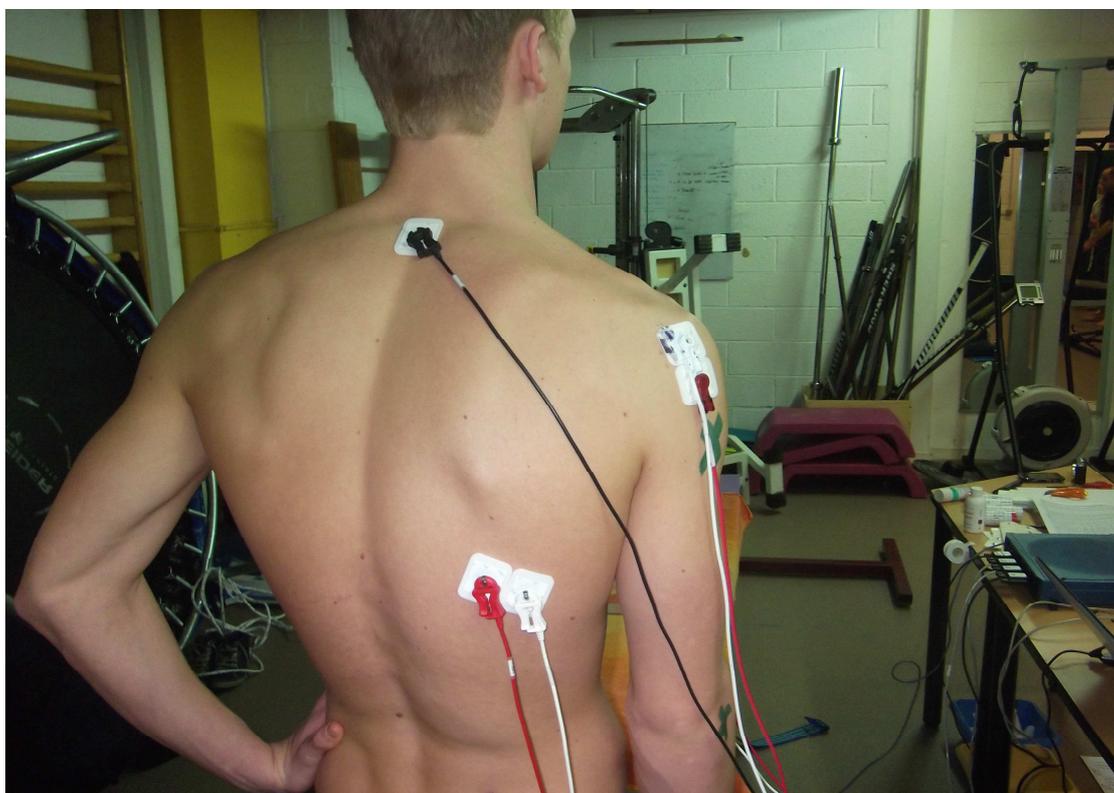


Figure 11-4 - Positionnement des électrodes - Grand Dorsal et Deltoïde Postérieur

3) Positionnement du nageur - Test EMG

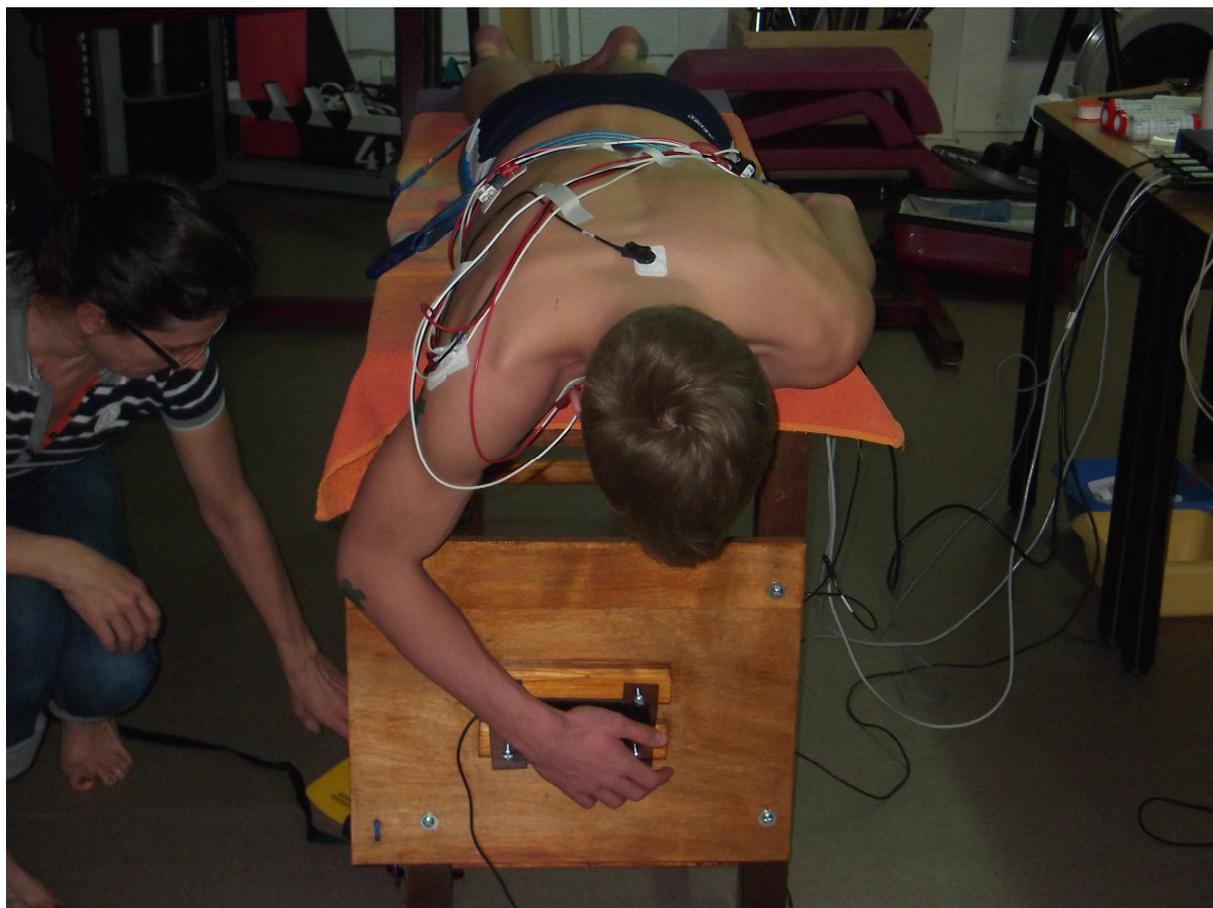


Figure 11-5 - Placement du bras du nageur lors du test de pression (InswEEP, Maglischo 1993)

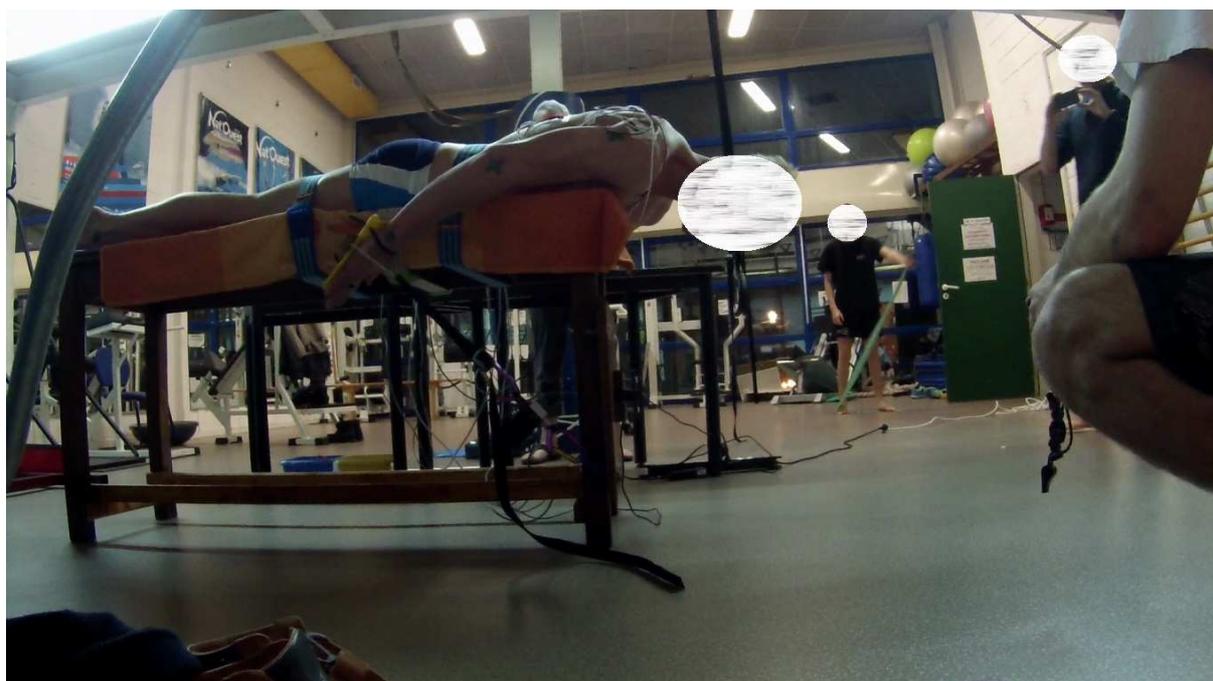


Figure 11-6 - Placement du bras du nageur lors du test de poussée

4) Repères corporels

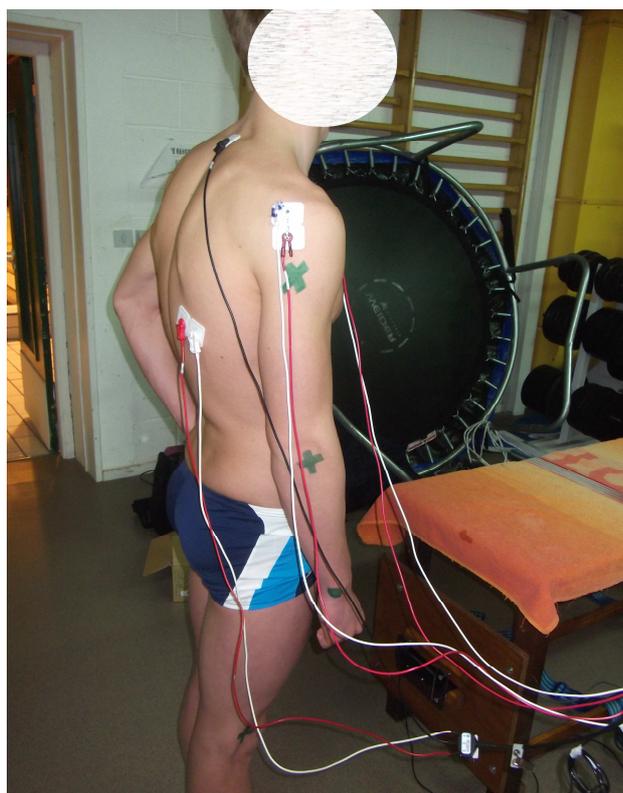


Figure 11-7 - Placement des repères corporels par un feutre indélébile

5) Placements des dynamomètres

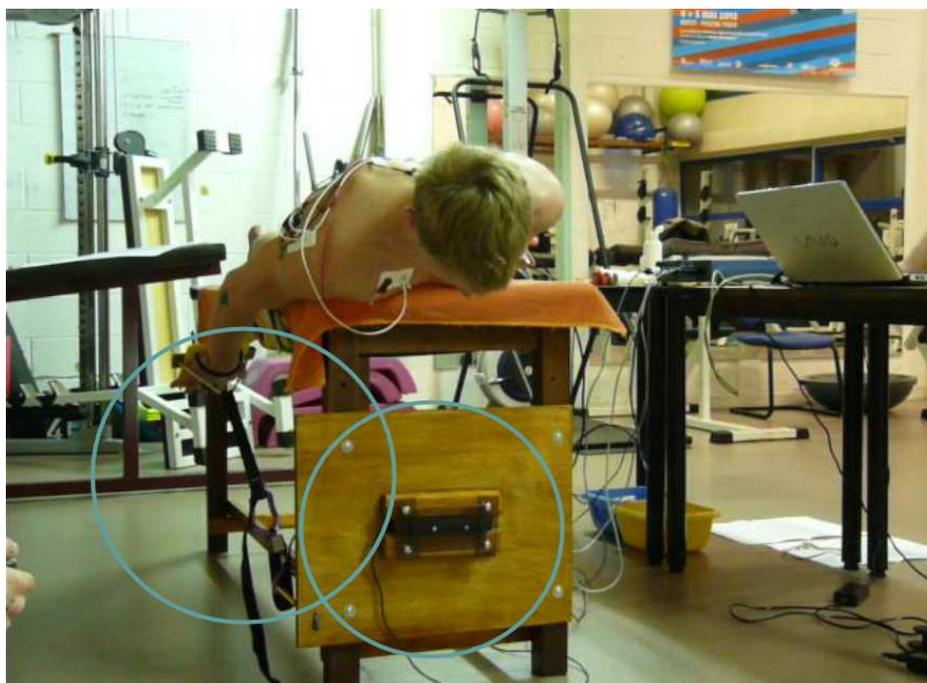


Figure 11-8 - Localisation des dynamomètres

6) Cage de calibration de la caméra pour le recueil de données biomécaniques

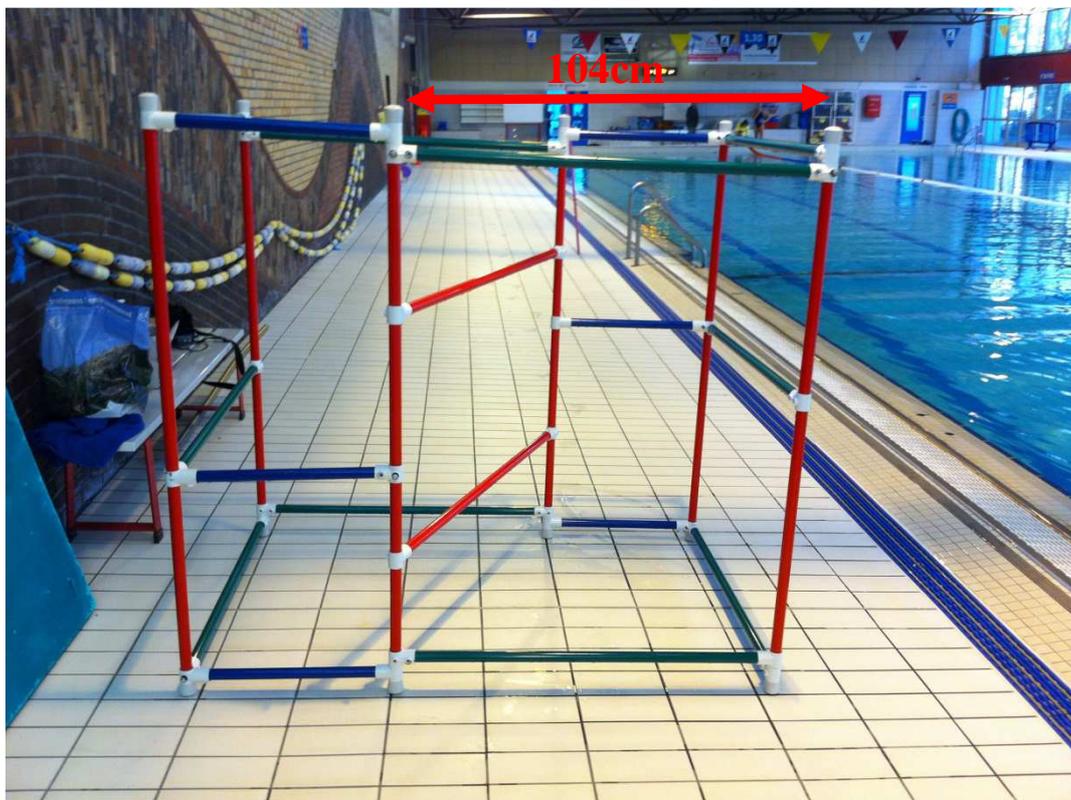


Figure 11-9 - Cage d'Apprentissage dont les mensurations sont connues

7) Exemple d'enregistrement électromyographique sur le BIOPAC

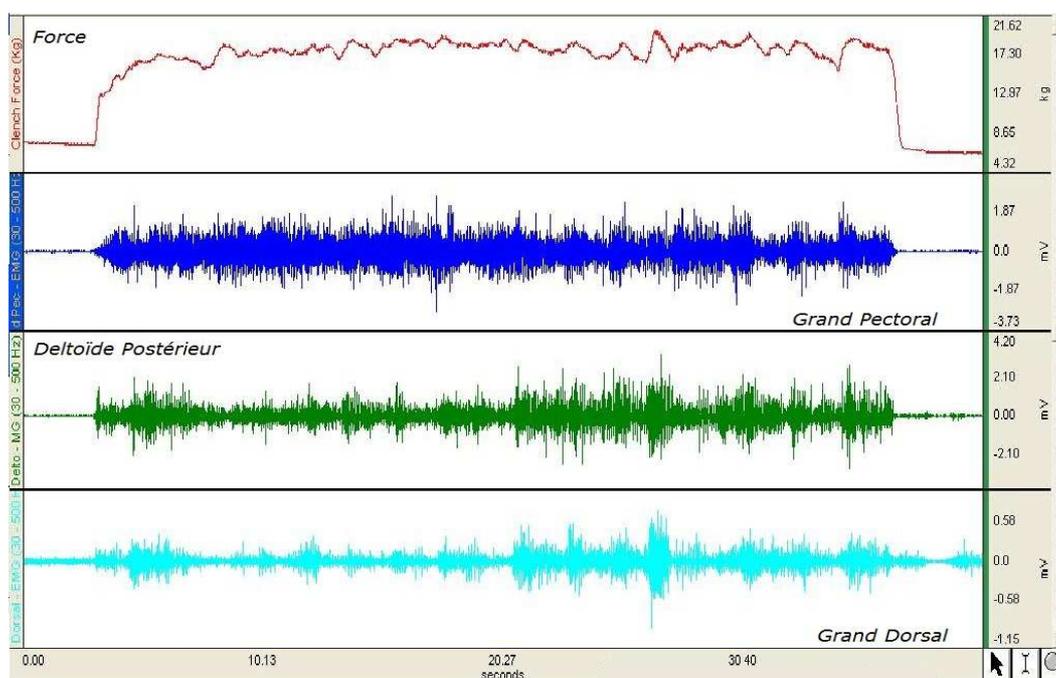


Figure 11-10 - Enregistrement BIOPAC

8) Comparaison résultats EMG en fixation avant le 2000m – Courbes Mixtes

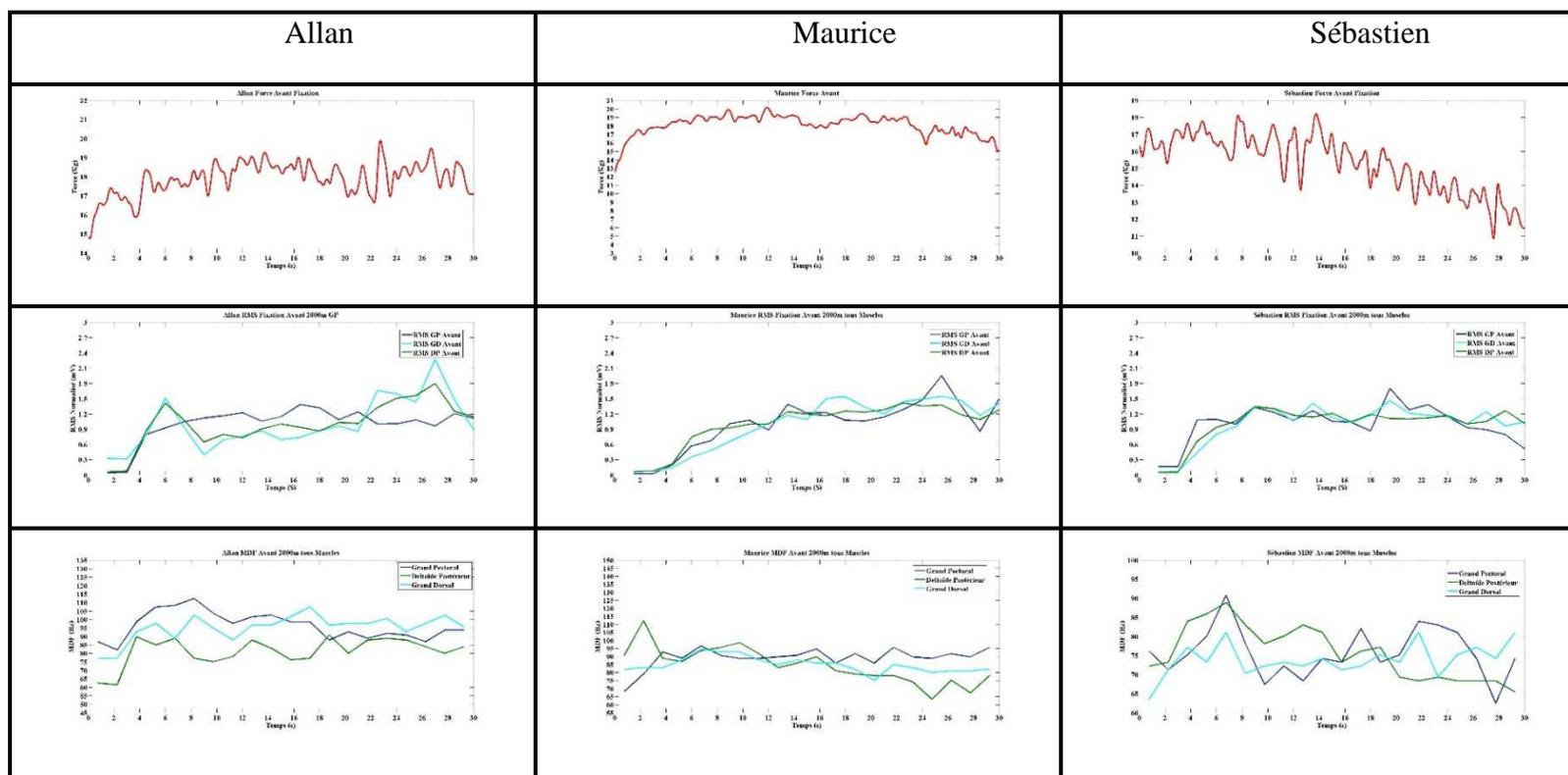


Tableau 11-1 - Tableau comparatif inter-sujets des variables de force, de RMS et de MDF en phase de fixation avant le 2000m

9) Comparaison résultats EMG en fixation après le 2000m – Courbes Mixtes

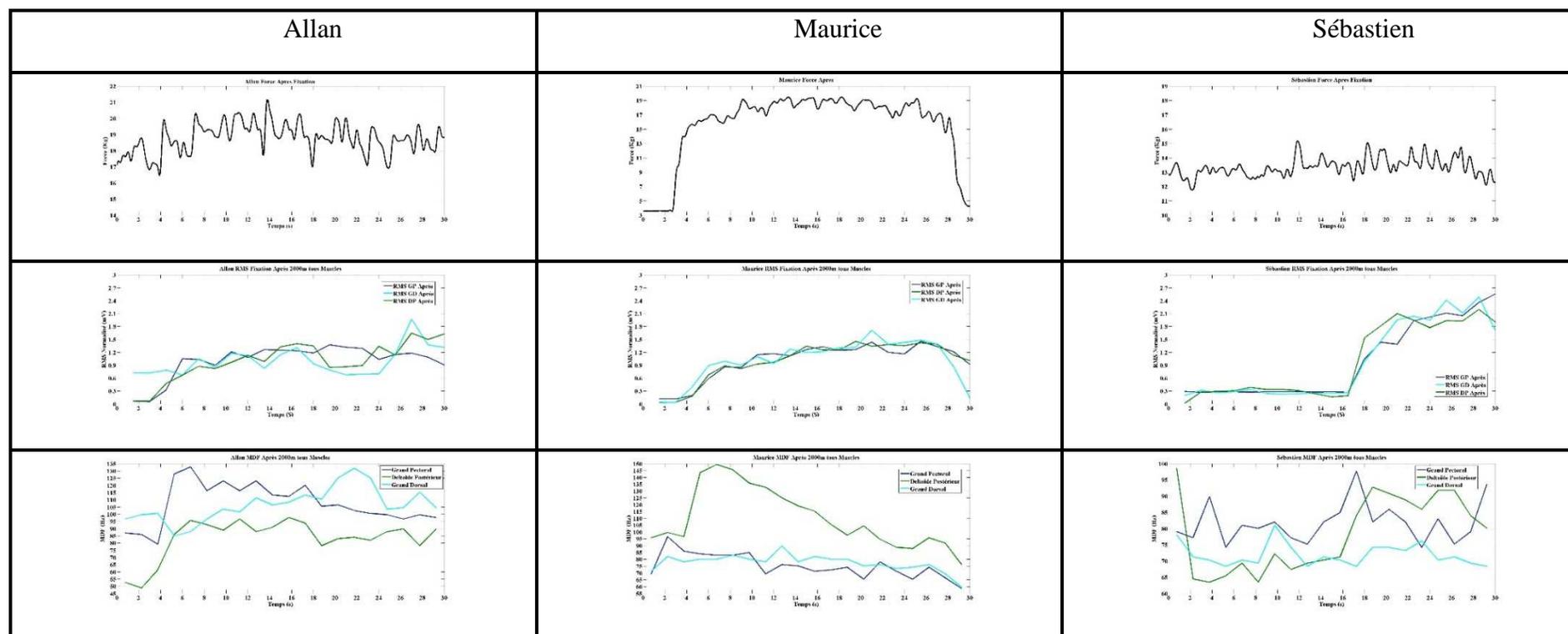


Tableau 11-2 - Tableau comparatif inter-sujets des variables de force, de RMS et de MDF en phase de fixation après le 2000m

10) Comparaison résultats EMG en poussée avant le 2000m – Courbes Mixtes

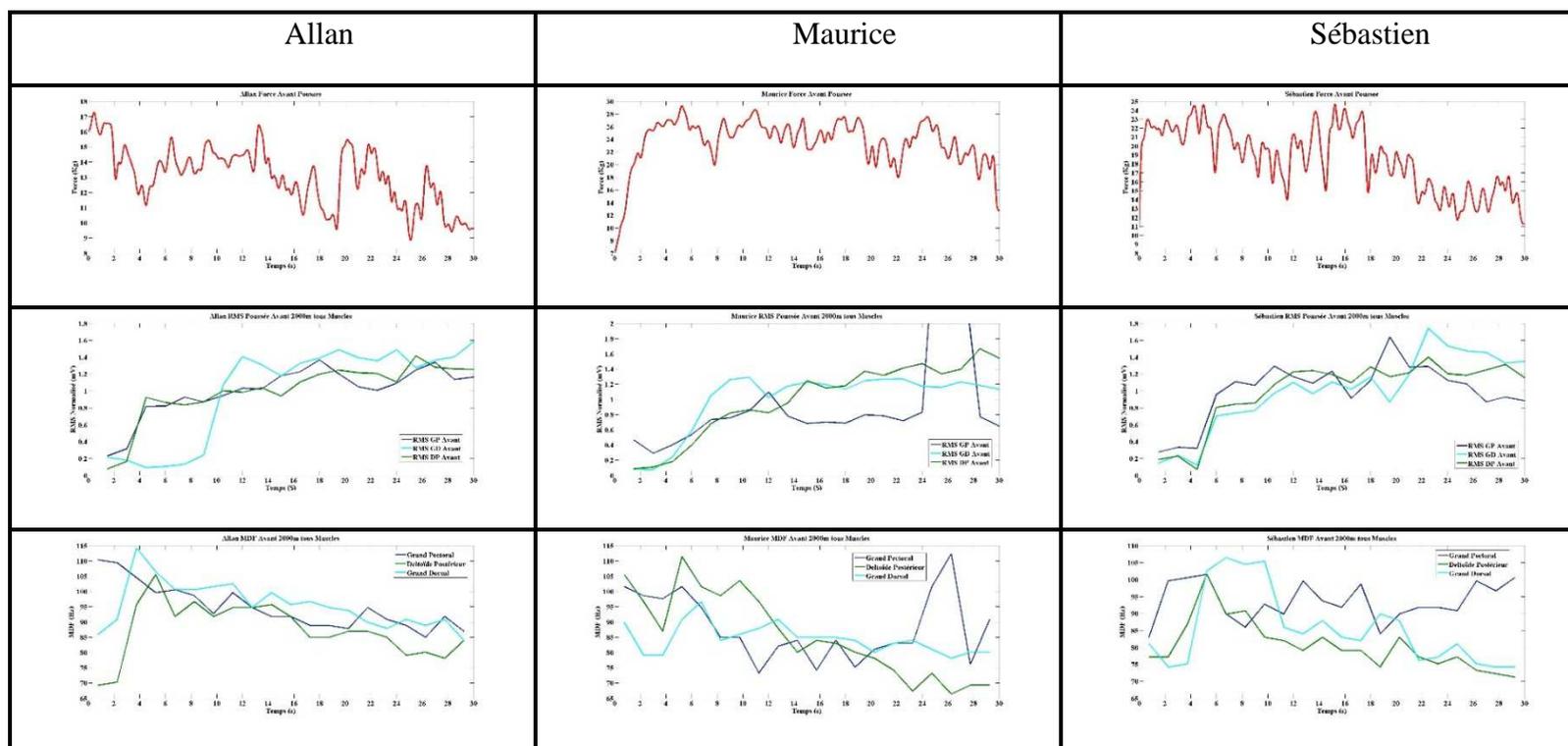


Tableau 11-3 - Tableau comparatif inter-sujets des variables de force, de RMS et de MDF en phase de poussée avant le 2000m

11) Comparaison résultats EMG en poussée après le 2000m – Courbes Mixtes

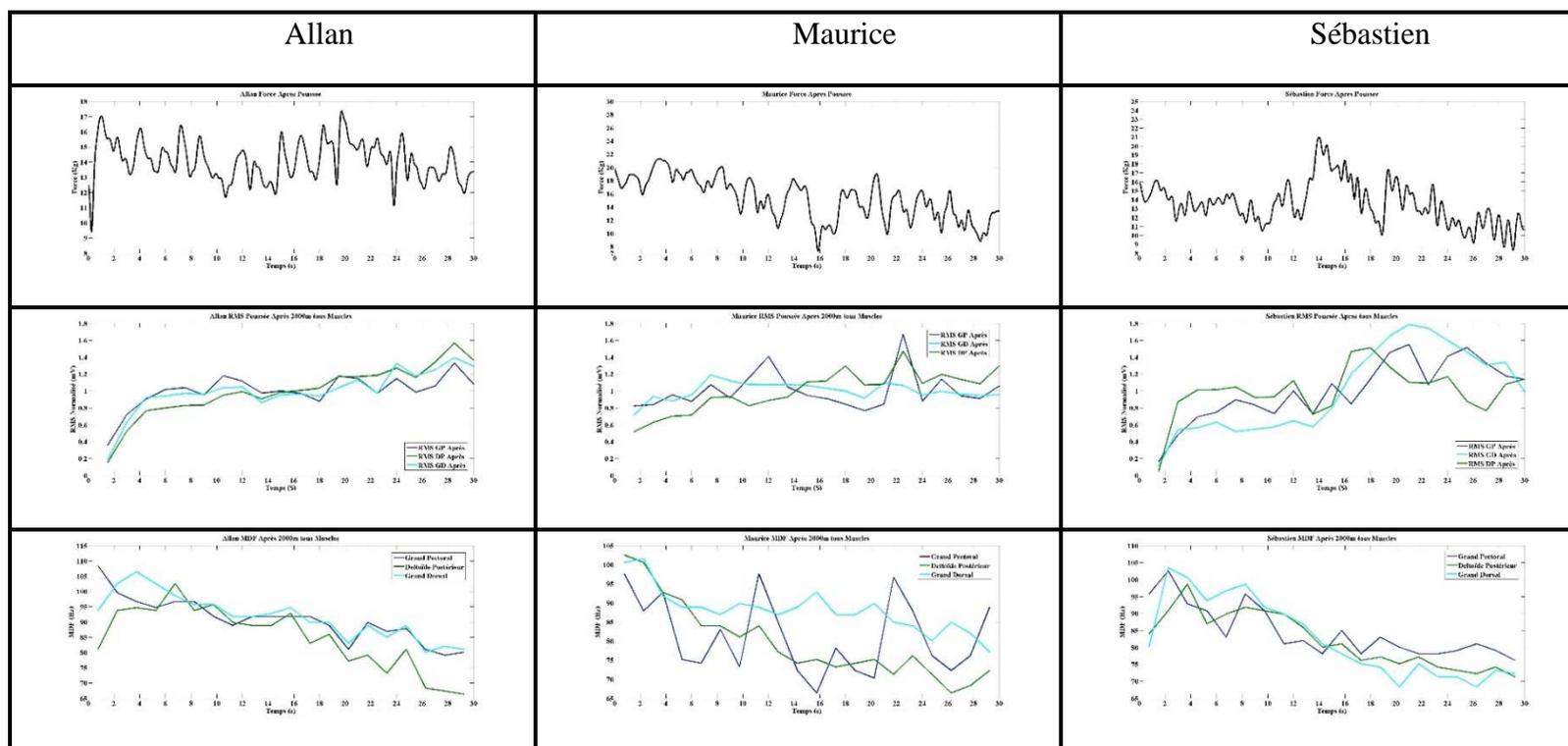


Tableau 11-4 - Tableau comparatif inter-sujets des variables de force, de RMS et de MDF en phase de poussée après le 2000m

12) Répartition des distances parcourues par cycle de bras par Maurice

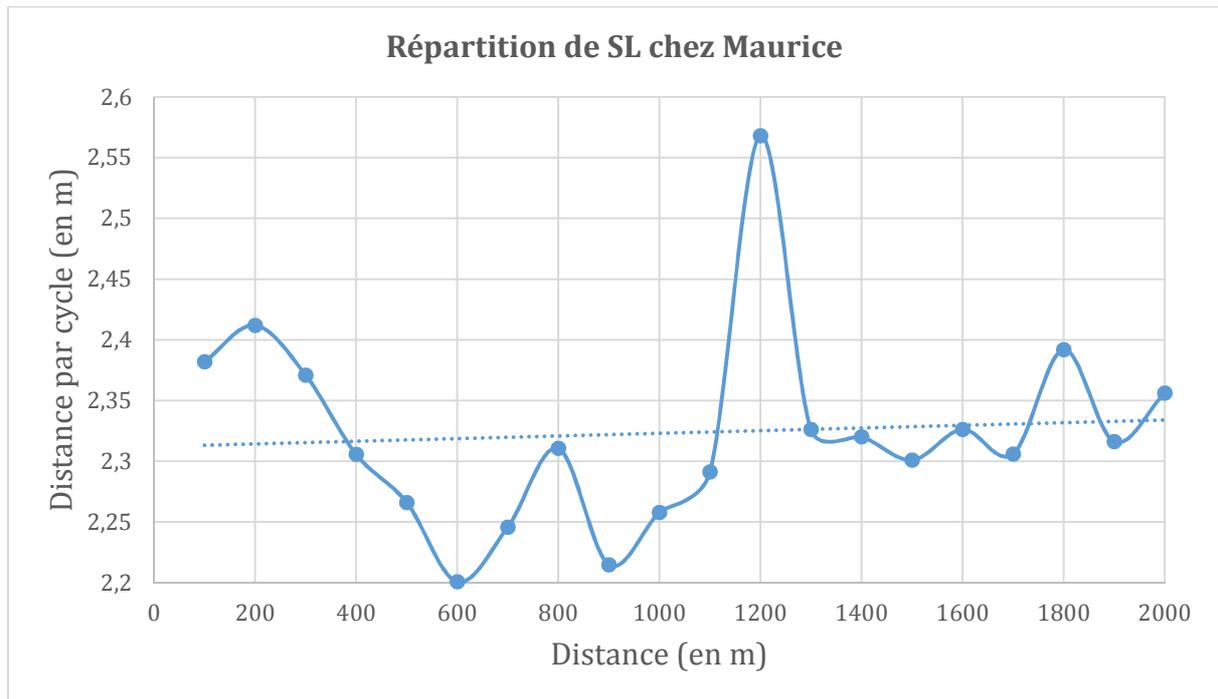


Figure 11-11 - Répartition des Stroke Length de Maurice par 100m

13) Répartition des fréquences de nage de Maurice sur le 2000m

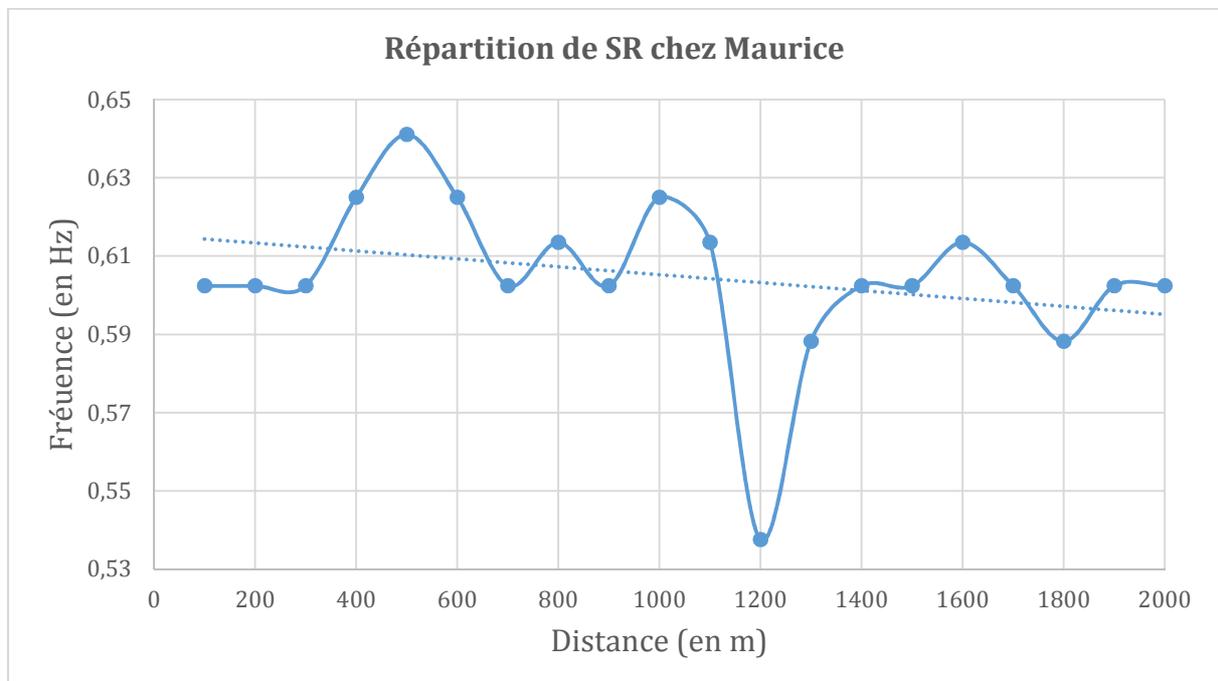


Figure 11-12 - Répartition des Stroke Rate de Maurice par 100m

14) Répartition des vitesses de Maurice sur le 2000m

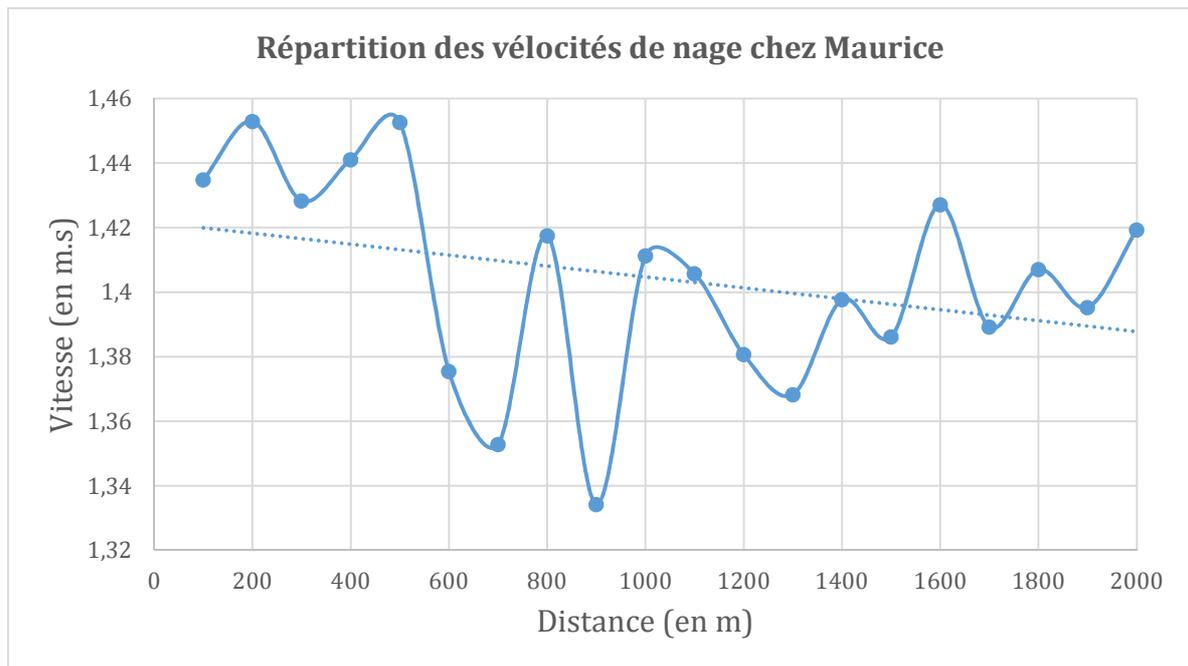


Figure 11-13 - Répartition des vitesses instantanées de Maurice par 100m

15) Durées totales des cycles de nage de Maurice sur le 2000m

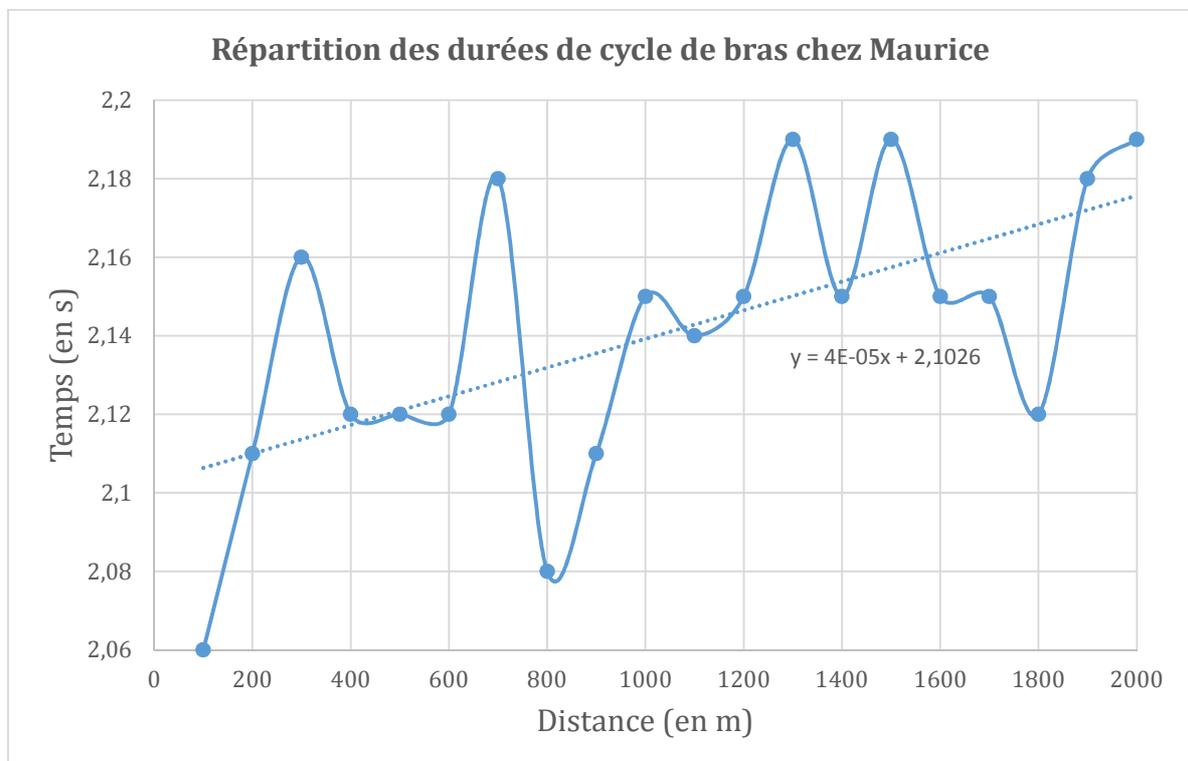


Figure 11-14 - Répartition des durées de cycle de bras de Maurice par 100m

16) Durées des différentes phases de cycle de nage

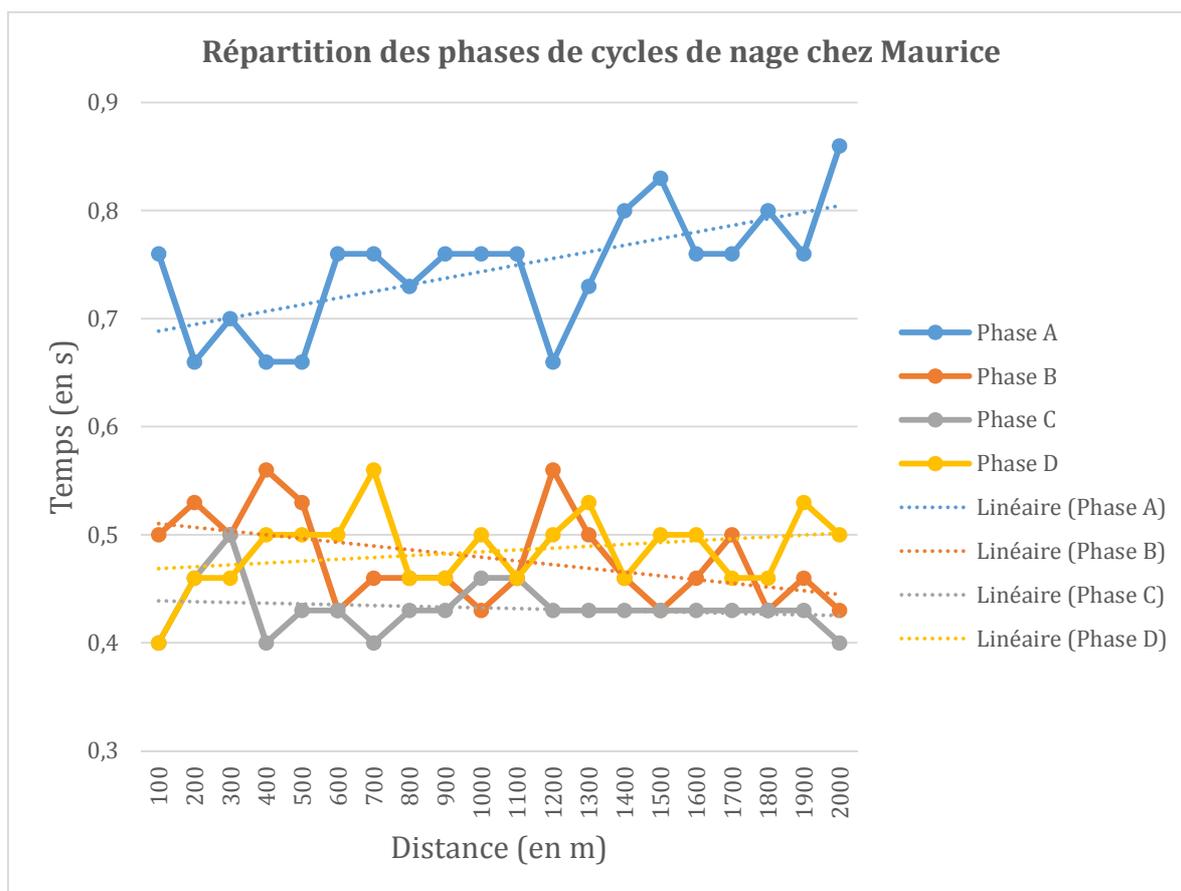


Figure 11-15 - Répartition des durées des différentes phases de cycles de nage selon le modèle de Chollet et al (2000)

17) Tableau de données biomécaniques de Maurice

Passage	Temps (s)	SL (m/cycle)	SR (Hz)	V (m.s ⁻¹)	Phase A (s)	Phase B (s)	Phase C (s)	Phase D (s)	Cycle (s)
50-100	66,78	2,382	0,602	1,435	0,76	0,5	0,4	0,4	2,06
150-200	72,85	2,412	0,602	1,453	0,66	0,53	0,46	0,46	2,11
250-300	71,86	2,371	0,602	1,428	0,7	0,5	0,5	0,46	2,16
350-400	70,92	2,306	0,625	1,441	0,66	0,56	0,4	0,5	2,12
450-500	71,77	2,266	0,641	1,453	0,66	0,53	0,43	0,5	2,12
550-600	72,98	2,201	0,625	1,375	0,76	0,43	0,43	0,5	2,12
650-700	72,58	2,246	0,602	1,353	0,76	0,46	0,4	0,56	2,18
750-800	73	2,311	0,613	1,418	0,73	0,46	0,43	0,46	2,08
850-900	73,78	2,215	0,602	1,334	0,76	0,46	0,43	0,46	2,11
950-1000	73,16	2,258	0,625	1,411	0,76	0,43	0,46	0,5	2,15
1050-1100	74,75	2,291	0,613	1,406	0,76	0,46	0,46	0,46	2,14
1150-1200	74,7	2,568	0,538	1,381	0,66	0,56	0,43	0,5	2,15
1250-1300	74,96	2,326	0,588	1,368	0,73	0,5	0,43	0,53	2,19
1350-1400	74,8	2,32	0,602	1,398	0,8	0,46	0,43	0,46	2,15
1450-1500	74,4	2,301	0,602	1,386	0,83	0,43	0,43	0,5	2,19
1550-1600	74,5	2,326	0,613	1,427	0,76	0,46	0,43	0,5	2,15
1650-1700	74,96	2,306	0,602	1,389	0,76	0,5	0,43	0,46	2,15
1750-1800	74	2,392	0,588	1,407	0,8	0,43	0,43	0,46	2,12
1850-1900	74,8	2,316	0,602	1,395	0,76	0,46	0,43	0,53	2,18
1950-2000	73,6	2,356	0,602	1,419	0,86	0,43	0,4	0,5	2,19

Tableau 11-5 - Données biomécaniques de Maurice par passages

18) Résumé

Les objectifs de l'étude sont d'analyser la fatigue périphérique des nageurs spécialistes de demi-fond lors d'un exercice continu intense de longue durée.

Trois hommes de niveau National ont réalisé un 2000m (exercice aérobic). L'évaluation de la fatigue musculaire a été effectuée grâce à des mesures électromyographiques en isométrie maximale hors eau (RMS et MDF) et dynamométriques sur deux positions (traction et poussée) sur le côté droit (Grand Pectoral, Grand Dorsal, Deltoïde Postérieur). Les performances des nageurs ont été prises en compte. Une analyse biomécanique 2D du nageur le plus expérimenté a été réalisée pour relier les mesures EMG à la dégradation de la nage.

Les résultats montrent que les MDF diminuent après l'exercice de natation, alors que les amplitudes du signal sont constantes. Un seul nageur atteint la performance souhaitée. L'analyse biomécanique montre une diminution de la fréquence de nage et une augmentation de la durée des cycles à vitesse constante.

Ces constats objectivent une fatigue musculaire chez les nageurs secondaires à certains facteurs contextuels (dispositif de mesures, charges d'entraînement). L'amélioration de notre protocole expérimental pourrait fournir aux entraîneurs des informations essentielles pour l'analyse de la fatigue de leurs athlètes et la programmation de leurs entraînements.

Mots clefs : Natation -
Electromyographie de surface -
Biomécanique - Fatigue - Dynamométrie.

19) Abstract

The aim of the present study was to analyze the peripheral fatigue of swimmers specialists on middle-distance swimming on a continuous long duration intense exercise.

Three males national level had carry out a 2000m swim aerobic exercise. The fatigue evaluation had carry out by electromyography measures in maximal isometric contraction on land (RMS and MDF) and dynamometry on two positions (Insweep and Downsweep) on right side (Pectoralis Major, Latissimus Dorsi, Posterior Deltoideus). Performances were also analyzed. A 2D biomechanical analysis was carried out on the most experimented swimmer to link EMG data to technical disorders.

Results showed MDF decrease after swimming exercise, whereas RMS remained constant. Only one swimmer achieved the performance wanted. Biomechanical analysis showed a decrease in stroke rate, an increase in cycle duration without velocity variation.

These data show a muscular fatigue on swimmers that can be explained by contextual factors (measurement device, training charges). Improvement of experimental protocol could give useful informations to coaches for fatigue analysis of their athlete to adapt their training programs.

Key words : Swimming - Surface electromyography - Biomechanics - Fatigue - Dynamometry.