

ENTRAÎNEMENT INTENSIF ET ADAPTATIONS DU SYSTEME NEUROMUSCULAIRE D'ENFANT PRE PUBERES

Reçu le 27/10/2001 – Accepté le 06/11/2003

Résumé

L'entraînement sportif induit des adaptations neuromusculaires identifiables grâce à l'analyse du signal électromyographique (EMG) produit lors des contractions. Dans ce contexte, par paramétrages temporel et fréquentiel du signal EMG, notre étude vise à discriminer lors d'efforts maximaux, des systèmes neuromusculaires d'enfants gymnastes sportifs de haut niveau de ceux d'enfants sédentaires.

Huit gymnastes (G) et six sédentaires (S), tous pré pubères, constituent la population expérimentale à qui nous avons demandé de réaliser trois contractions maximales brèves d'une durée unitaire de cinq secondes de leurs *biceps brachii* (test 1) et une contraction maximale de vingt secondes (test 2). Des calculs de RMS et de MPF ont été effectués et des comparaisons inter populations ont été réalisés.

Il en résulte que le groupe G présente des RMS statistiquement supérieures à celles du groupe S et des MPF plus élevées. La fatigue induit pour sa part des régressions de MPF statistiquement plus amples lors du test 2 chez les gymnastes.

Ces résultats nous font supposer qu'en l'absence d'hypertrophie musculaire, l'entraînement intensif en gymnastique induit chez l'enfant une sommation spatiale et un plus grand recrutement des fibres de type 2. Par ailleurs, une progression du pourcentage de fibres de type 2 ou de leur surface pourrait aussi expliquer chez les jeunes gymnastes des MPF plus élevées et des régressions plus rapides de ces dernières lors de la fatigue musculaire.

Mots clés: Entraînement, enfant, muscle, électromyographie.

Abstract

Chronic exercises are known to induce functional neuro-muscular adaptations assessable by surface electromyographical signal analysis. This study tried to appreciate in which extent temporal or spectral EMG parameters are able to discriminate gymnasts to sedentary young boys during a short or a long Maximal Voluntary Isometric Contraction.

Eight young gymnasts (G) and six sedentary children (S) performed three brief maximal *biceps brachii* contractions of second each (test1) and one twenties second maximal contraction (test2). The Root Mean Square (RMS) and the Mean Power Frequency (MPF) maximal values or kinetics were compared.

G subjects presented a higher maximal RMS compared to S and a higher maximal MPF. Fatigue induced a greater MPF's downshift for G group, whereas no difference was noted for RMS.

These results suggest that children neuro-muscular adaptations to intensive gymnastic training could be a greater fibre space summation and may be a larger recruitment of fast fibres. Moreover, a higher absolute or relative fibres 2 percentage of young gymnasts *biceps* could explain the greater maximal MPF value and the speeder downshift observed.

Keywords: Chronic exercises, children, muscle, electromyography.

P. GERMAIN ^{1,2}
R. HALIN ¹
Z. TAOUTAOU ²
N. MIMOUNI ²
O. BUTTELLI ¹

¹ Université d'Orléans
Faculté du Sport et
de l'Éducation Physique
Laboratoire de la
Performance Motrice
Equipe AMCO
Rue de Vendôme, BP 6237
45062 Orléans cedex 2 (France)

² INFS/STS de Dély Ibrahim
Laboratoire Anthropos
Cité du 19 juin
BP 71, El Biar (Algérie)

ملخص

يؤدي التدريب إلى تكيفات عصبية عضلية ناتجة عن الإقباضات بمعابر زمنية وترددية لإشارة مخطط الطاقة العضلية EMG. تهدف هذه الدراسة إلى التمييز بين الأنظمة العصبية العضلية لدى الأطفال الذين يمارسون رياضة الجمباز في مستوى عالي وأطفال لا يمارسون أي نوع من الرياضة (ويمثلون المجموعة التجريبية).

طلب من المجموعة التجريبية القيام بثلاث انقباضات قصوى وقصيرة ومحددة في الزمن بخمس ثواني وذلك باستخدام العضلة ذات الرأسين العضوية (اختبار1)، والقيام بانقباض واحد حاد لمدة ثانية (اختبار2). وتم حساب RMS و MPF والقيام بمقارنات بين المجموعتين بناء على قاعدة الاشارات EMG. دلت نتائج الدراسة أنه عند غياب التضخم العضلي، فإن التدريب المكثف في الجمباز يؤدي إلى إثارة مكانية في العضلات وإلى الاستخدام الكثير للألياف من نوع 2. ومن جهة أخرى فإن تزايد النسبة بالنسبة للألياف من النوع 2 أو سطحها يمكنه أيضا أن يوضح النسبة العليا لـ MPF وتراجعها السريع خلال التعب العضلي لدى الشباب الممارس لرياضة الجمباز.

الكلمات المفتاحية: تريب، طفل، عضلة، مخطط الطاقة العضلية.

INTRODUCTION

Le muscle évolue durant la croissance de l'enfant.

Sur un plan structural, la littérature rapporte, par exemple, la possibilité d'un doublement, d'une part du diamètre des fibres musculaires entre 1 an et 5 ans [1], et d'autre part, de leurs surfaces de section transversale (SST) entre 8 et 12 ans [2,3]. Par ailleurs, le pourcentage des fibres 1 diminuerait entre 5 et 20 ans et les fibres 2a seraient davantage exprimées que les fibres 2b durant l'enfance et l'adolescence. Un pourcentage élevé de fibres 2c chez l'enfant pourrait permettre d'expliquer ce phénomène selon Staron [4].

Ces adaptations structurales s'accompagnent de quelques modifications fonctionnelles. En effet, la force musculaire augmente de façon importante durant l'enfance et l'adolescence. Elle est fortement influencée par les dimensions et la composition corporelle, la SST [5] jouant sur ce plan un rôle primordial. Par contre, il est notable que la force spécifique (force/SST) reste constante de l'enfance à l'âge adulte [6].

Outre la croissance, l'entraînement sportif peut aussi provoquer des adaptations du système neuromusculaire.

Chez l'adulte, pour qui la littérature est abondante, un entraînement de la force peut induire une augmentation de la SST, une hypertrophie privilégiée des fibres de type 2 et un accroissement du nombre de

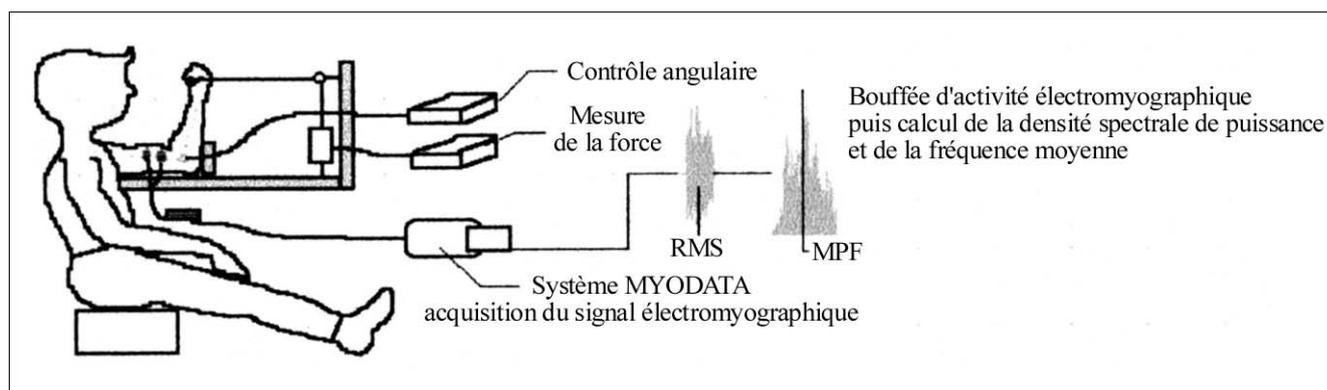


Figure 1: Ergomètre et chaîne d'acquisition du signal EMG (électrodes, système d'acquisition Myodata et logiciel de traitement).

myofibrilles, sans modification de leur densité [7]. Ces adaptations structurales peuvent être liées sur le plan fonctionnel à une élévation des possibilités de recrutement et/ou à une modification de la commande nerveuse [8].

Avant l'âge adulte, l'entraînement peut aussi avoir pour incidence une augmentation de la force [9,10,11]. Chez l'adolescent ce phénomène peut être associée à une hypertrophie musculaire et/ou à une modification de la commande nerveuse [2]. Par contre, lors de l'enfance, dans le contexte d'un nombre d'expérimentations beaucoup plus restreint, peu rapportent des progressions de volumes musculaires liés à l'entraînement [10,12], l'élévation de la force ne s'expliquant que par une optimisation de la commande motrice [13,2,9].

Dans ce contexte, la modélisation du signal électromyographique (EMG) proposée par De Luca [14] permettant de donner une signification biologique structurale et fonctionnelle à la grandeur physique qu'est le champ électromagnétique provoqué par les mouvements ioniques cellulaires, nous pouvons faire l'hypothèse que des paramètres temporels et fréquentiels de l'EMG devraient nous permettre de différencier des muscles ou activités musculaires d'enfants « sédentaires » de ceux et celles d'enfants gymnastes d'élite.

MATERIEL ET METHODES

Population d'étude et choix du muscle

Notre population était composée d'un groupe de 8 gymnastes d'élite pré pubères selon Tanner et col. [15] (11,2 ans \pm 1,6, 140 cm \pm 8,5), 34,4 kg \pm 8,4) s'entraînant de 15 à 20 heures par semaine et d'un groupe de 9 enfants pré pubères sans entraînement intensif spécifique (10,8 ans \pm 0,6, 142,8 cm \pm 8,6, 36,8 kg \pm 6,7).

Nous avons choisi d'étudier l'activité électromyographique de la partie courte du biceps brachial, d'une part parce que ce muscle est considérablement plus sollicité chez les gymnastes (*versus* des enfants non gymnastes), et d'autre part parce qu'un test de Student pour séries non-appariées ne faisait apparaître aucune différence statistiquement significative entre les plis cutanés et la SST [16] des bras de nos deux populations.

Protocole

Après un échauffement constitué par 15 contractions

isométriques sous-maximales de 10 secondes suivies de 5 contractions maximales de 5 secondes, 3 minutes de récupération étaient imposées avant le début de deux épreuves.

L'épreuve maximale

Les sujets réalisaient 3 contractions isométriques maximales de 5 secondes séparées chacune par deux minutes de repos.

L'épreuve de fatigue

Suite à l'épreuve maximale et après trois minutes de récupération, chaque sujet effectuait 1 contraction isométrique maximale maintenue 20 secondes.

Ergomètre, capteurs et chaîne d'acquisition du signal EMG

Un ergomètre conçu et réalisé par notre laboratoire était spécialement adapté pour cette expérimentation (schéma N°1). Afin d'éviter des biais méthodologiques liés à des positions variables entre sujets (et donc des sollicitations musculaires différentes), les positions articulaires étaient contrôlées, la position des capteurs de force était adaptée à la morphologie de chaque enfant, la paroi thoracique était en contact avec la face avant de l'ergomètre et les pieds étaient posés sur un support ne permettant aucune stratégie de tirage ou de poussée des membres inférieurs.

Une jauge de contrainte (Alpha-P, Kosmos Ditel digital meters) permettait de mesurer le moment des forces produites et l'angle articulaire du coude était contrôlé par un goniomètre électronique (Alpha-C, Kosmos Ditel digital meters).

Après une abrasion et un dégraissage de la peau (mélange 1/3 alcool, 1/3 éther, 1/3 acétone) afin de diminuer la résistance inter-électrode (résistance inférieure à 10 kOhms), des électrodes de surface Ag/AgCl de 4 mm de diamètre étaient placées, sur un biceps contracté, parallèlement aux fibres musculaires de son chef court, entre le point moteur (estimé d'après les travaux de Zipp [17]) et l'insertion tendineuse distale (une électrode de référence étant placée sur l'acromion). Les collerettes des électrodes étaient accolées, nous assurant une distance inter-électrode fixe d'un sujet à l'autre de 2 cm. Le signal EMG analogique était pré-amplifié au niveau des électrodes (gain de 600), puis acquis et converti en données numériques par un système portable Myodata (Mazet

Electronique, France). La bande passante était de 0-400 Hz, le taux de réjection du mode commun de 100 décibels et la fréquence d'échantillonnage de 1024Hz. Le signal était stocké puis interfacé à un ordinateur par une carte flash PCMCIA, puis traité par le logiciel *Me2F* (Mazet Electronique, France).

Traitement du signal et traitement statistique

Lors des test maximaux, pour chaque calcul, la première et la dernière seconde de chaque contraction étaient systématiquement éliminées. Les *Root Mean Square* (RMS) étaient calculées avec un temps d'intégration de 0,1 seconde sur la fenêtre centrale de 3 secondes. Le calcul de la fréquence moyenne du signal (MPF) était réalisé pour une Densité Spectrale de Puissance obtenue sur cette même fenêtre.

En référence aux travaux de Merletti et Roy [18], durant les dix première secondes du test fatiguant les RMS et MPF étaient calculées pour des fenêtres de 0,5 secondes superposées de 0,25 seconde [19]. Pour étudier l'évolution de chacun des paramètres, les valeurs à chaque instant « t » étaient exprimées en pourcentage de la valeur maximale rencontrée pour chaque sujet : $t/valeur\ maximale \times 100$. Les fichiers normalisés étaient nommés RMSn, MPFn.

Les traitements statistiques étaient effectués par le logiciel *Sigma Stat* (Jandel Scientific, FRD). Les fichiers de valeurs des groupes entraînés et non-entraînés étaient comparés par un test de Student pour séries non-appariées. Le seuil de significativité était fixé à $p \leq 0,05$. Lors du test de fatigue, les évolutions des paramètres étaient représentées par des droites de régressions linéaires et les coefficients de pentes étaient comparés par un test de Student pour séries non-appariées.

RESULTATS

Lors des contractions maximales, les sujets entraînés présentent des RMS moyennes statistiquement supérieures aux RMS moyennes des sujets non-entraînés ($0,82 \pm 0,56$ vs $0,45 \pm 0,36$ Volt respectivement, $p < 0,05$) (Fig.1) et des moyennes de MPF très significativement supérieures ($133,13$ vs $119,78 \pm 11,07$ Hz respectivement, $p < 0,01$) (Fig.2).

Lors du test de fatigue, aucune différence statistique n'apparaît entre les coefficients directeurs des droites de régressions des RMSn chez les sujets entraînés et non-entraînés (Fig.3). Par contre, une différence significative existe entre les coefficients directeurs des régressions linéaires des MPFn de chaque population ($-0,88 \pm 0,21$ vs $-0,5 \pm 0,27$ respectivement, $p < 0,05$) (Fig.4).

DISCUSSION

Notre étude met en évidence des différences entre les paramètres EMG des groupes d'enfants entraînés et non-entraînés. Ces différences s'expriment lors des tests brefs maximaux par des RMS et des MPF en moyenne supérieures chez les gymnastes et par une décroissance des MPF plus rapide chez les sujets entraînés durant les 10 premières secondes des tests de fatigue.

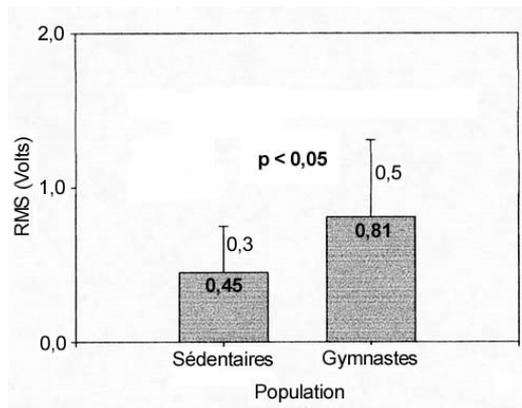


Figure 1: RMS lors du test bref à intensité maximale.

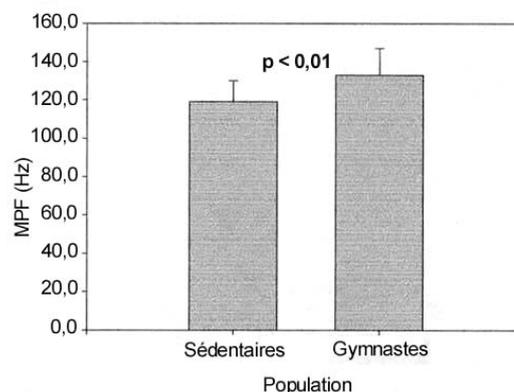


Figure 2: MPF lors du test bref à intensité maximale.

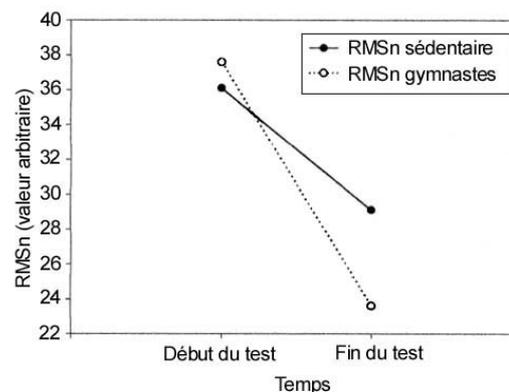


Figure 3: Evolution des RMSn entre le début et la fin du test de fatigue.

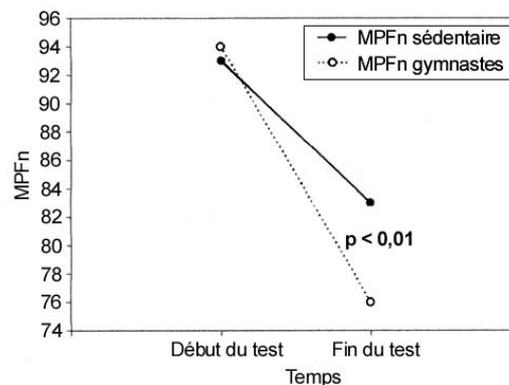


Figure 4: Evolution des MPFn entre le début et la fin du test de fatigue.

L'entraînement de la force musculaire engendre une augmentation de l'activité neuro-musculaire à l'effort maximal bref chez l'adulte [20,21]. Chez l'enfant plusieurs études mènent à cette même conclusion car : d'une part, une moindre différence entre la force développée au cours d'une contraction maximale volontaire (MVC) et celle assistée par « twitch interpolation » a été observée après entraînement [9]; et d'autre part, une augmentation de l'EMG intégré maximal est rapportée par Komi *et al.* [22] ou Ozmun *et al.* [10], suite à un entraînement visant à améliorer la force musculaire. Les résultats de notre étude (bien qu'elle ne fasse qu'étudier des sujets à un instant « t », car nous n'appréhendons pas les incidences de stimuli entre des instants « t1 » et « t2 ») vont donc dans le même sens que ceux de ces travaux longitudinaux. En effet, nous constatons une RMS significativement supérieure pour la population de sujets entraînés en gymnastique. De plus, la propagation du signal myo-électrique, du niveau cellulaire vers les électrodes de recueil, pouvant être influencée par l'épaisseur des tissus s'interposant entre ces éléments [23], nous avons mesuré puis comparé l'épaisseur des plis sous cutanés de nos deux groupes. N'ayant pas pu mettre en évidence une différence significative ou une corrélation entre les RMS et les valeurs des plis, nous pouvons raisonnablement écarter l'hypothèse d'une incidence sensible de ce facteur.

Il est probable que les « sédentaires » (adultes et jeunes) ne sont pas en mesure de recruter toutes les Unités Motrices (UM) d'un muscle lors d'une contraction maximale et/ou d'activer chacune d'elles à leur fréquence optimale [24]. Plus que chez l'adulte, nous pouvons faire l'hypothèse que chez les enfants l'entraînement et les apprentissages moteurs qui lui sont associés contribueraient à résorber ce déficit puisque cette population se caractérise par une immaturité fonctionnelle de leur Système NeuroMusculaire (SNM) [13]. De plus, il pourrait être probable que ce phénomène soit accentué, dans le cas particulier de notre expérimentation, du fait que nous avons étudié le biceps brachial dont il est reconnu qu'un recrutement additionnel des UM peut avoir lieu jusqu'à des intensités de contractions proches de la force maximale volontaire [25].

Les mécanismes qui permettraient d'expliquer cette élévation des possibilités maximales de recrutement spatial sont encore peu connus chez l'enfant. Cependant, parmi les hypothèses possibles, celle selon laquelle une activité physique régulière mobilisant spécifiquement une articulation puisse induire un apprentissage au relâchement des muscles antagonistes est séduisante. En effet, outre l'effet mécanique direct lié à la résultante des forces internes, ceci pourrait contribuer à lever partiellement le réflexe d'inhibition réciproque [26] des antagonistes sur les agonistes. Ainsi, liés à ce réflexe, seraient limitées ; d'une part, la réduction quantitative de l'activité électromyographique [26]; et d'autre part, la baisse de la fréquence de décharge des UM [27]. Par ailleurs, l'hypothèse que l'entraînement puisse induire une meilleure synchronisation des UM à l'effort maximal [28] reste possible car cette adaptation fonctionnelle pourrait conduire à une élévation de la RMS. Cependant, le fait qu'un tel mécanisme ne concernerait que 8% au plus de toutes les

UM actives [29] et que la synchronisation induit théoriquement une baisse de la fréquence moyenne du signal, font que cette explication est peu probable.

Si nous faisons l'hypothèse d'un recrutement spatial plus grand chez les jeunes gymnastes, il est fort probable, selon la loi générale de recrutement proposée par Henneman *et al.* [30], que cela se fasse au profit des UM les plus rapides dont les seuils de recrutement sont les plus élevés. Cet élément contribuerait à expliquer chez le gymnaste, la MPF plus hautes lors des tests brefs maximaux car les UM rapides possèdent des fréquences de décharge [14] et des vitesses de conduction des potentiels d'action (VCPA) plus élevées [31] qui ensemble contribuent à enrichir la densité spectrale du signal électromyographique dans les hautes fréquences et à augmenter la MPF. De plus, les fibres rapides sont toutes particulièrement sensibles lors de la fatigue musculaire à d'amples modifications de leur environnement physico-chimique [32]. Sachant que cela induit directement une réduction de leur excitabilité membranaire, donc de leur fréquence d'excitation [33] et par voie de conséquence de leur fréquence de décharge [34] et de leur VCPA [35], nous pouvons alors expliquer la baisse plus importante de la MPF lors du test de fatigue chez l'enfant entraîné. Il est sur ce point remarquable que la baisse de 25% de la MPF chez le gymnaste est du même ordre que la baisse de 30% rapportée chez l'adulte par Moritani *et al.* [34] lors de tests du même type. Enfants entraînés et adultes auraient ils alors des caractéristiques fonctionnelles comparables ?

Les modifications, dues à l'entraînement, de la MPF et de sa cinétique au cours d'un exercice bref ou fatigant peuvent aussi être la conséquence d'une augmentation de surface ou de nombre des fibres rapides par rapport aux fibres lentes, d'autant plus que l'on s'adresse à une population de jeunes enfants [4]. Certes, la possibilité d'inter conversion myotypologique de fibres lentes vers des profils plus rapides est encore largement discutée chez l'adulte, mais même s'il est fort probable qu'une sommation spatiale plus ample des fibres rapides chez les jeunes gymnastes soit le principal facteur explicatif des différences observées, nous ne pouvons néanmoins pas n'écarter l'hypothèse de modifications myotypologiques induites par l'entraînement. De même, nous ne pouvons pas négliger l'hypothèse que l'entraînement intensif puisse induire chez l'enfant, et de façon complémentaire, des modifications de la jonction neuro-musculaire [36]. Une adaptation morphologique ou bien une augmentation des quanta de neurotransmetteurs libérés peuvent en effet élever le potentiel de plaque motrice, notamment au profit des fibres rapides dont les seuils de mise en activité sont les plus élevés.

REFERENCES

- [1]- Colling-Saltin A.S., "Skeletal muscle development in the human fetus and during childhood", *In*: K. Berg & B.O. Eriksson (Eds.), *Children and exercise IX*, Baltimore : University Park Press, (1980), pp.193-207.
- [2]- Blimkie C.J.R., "Age- and sex- associated variation in strength during childhood : anthropometric, morphologic, neurologic, biomechanical, endocrinologic, genetic and physical activity correlates", *In*: C.V. Gisolfi & D.R. Lamb

- (Eds.), *Perspectives in exercise science and sports medicine: Youth, exercise and sport*, Indianapolis: Benchmark Press, Inc., Vol. II, (1989), pp.99-163.
- [3]- Blimkie C.J.R., "Resistance training during pre- and early puberty: efficacy, trainability, mechanisms, and persistence", *Can. J. Sport. Sci.*, 17(4), (1992), pp.264-279.
- [4]- Staron R.S., "Human skeletal muscle fiber types: delineation, development and distribution", *Can. J. Appl. Physiol.*, 22(4), (1997), pp.307-327.
- [5]- Funato K., Fukunaga T., Asami T. and Ikeda S., "Strength training for prepubescent boys and girls", In: *Proceedings Of The Department of Sport Science, College of Arts and Science, Univ. of Tokyo*, 21, (1987), pp.9-19.
- [6]- Davies C.T.M., "Strength and mechanical properties of muscle in children and young adults", *Scand. J. Sports Sci.*, 7, (1985), pp.11-15.
- [7]- Mc Dougall J.D., "Adaptability of muscle to strength training: a cellular approach", *Int. Series Sport Sci.*, 16, (1986), pp.501-513.
- [8]- Cometti G., "Les bases scientifiques de la musculation", Presses Universitaires de Bourgogne, Tome 1, (1987), 350p.
- [9]- Ramsay J.A., Blimkie C.J.R., Smith K., Garner S., MacDougall J.D. and Sale D.G., "Strength training effects in prepubescent boys", *Med. Sci. Sports Exerc.*, 22, (1990), pp.605-614.
- [10]- Ozmun J.C., Mikesky A.E. and Surburg P.R., "Neuromuscular adaptations following prepubescent strength training", *Med. Sci. Sports Exerc.*, 26(4), (1994), pp.510-514.
- [11]- Öberg T., Karsznia B., Gäre B.A. and Lagerstrand A., "Physical training of children with juvenile chronic arthritis", *Scand. J. Rheumatol.*, 23, (1994), pp.92-95.
- [12]- Narici M.V., Roi G.S., Landoni L., Minetti A.E. and Cerretelli P., "Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps", *Eur. J. Appl. Physiol.*, 59, (1989), pp.310-319.
- [13]- Belanger A.Y. and McComas A.J., "Contractile properties of human skeletal muscle in childhood and adolescence", *Eur. J. Appl. Physiol.*, 58, (1989), pp.563-567.
- [14]- De Luca C.J., "Physiology and mathematics of myoelectric signals", *IEEE Trans. Biomed. Engin.*, 26(6), (1979), pp.313-325.
- [15]- Tanner J.R., Withhouse R.H., Cameron N., Marshall W.A., Healy J.R., Goldstein H., "Assessment of skeletal maturity and prediction of adult height", London: Academic Press, (1975), pp.4-93.
- [16]- Moritani T. and DeVries H.A., "Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain", *Am. J. Physical Med.*, 58(3), (1979), pp.115-130.
- [17]- Zipp P., "Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography", *Eur. J. Appl. Physiol.*, 50, (1982), pp.41-54.
- [18]- Merletti R. and Roy S., "Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions", *JOSPT*. 24(6), (1996), pp.342-353.
- [19]- Bilodeau M., Cincera M., Gervais S., Arseneault A.B., Gravel D., Lepage Y. and McKinley P., "Changes in the electromyographic power spectrum distribution caused by a progressive increase in the level of force", *Eur. J. Appl. Physiol.*, 71, (1995), pp.113-123.
- [20]- Häkkinen K., Pakarinen A. and Kallinen M., "Neuromuscular adaptations and serum hormones in women during short-term intensive strength training", *Eur. J. Appl. Physiol.*, 64, (1992), pp.106-111.
- [21]- Bandy W.D. and Hanten W.P., "Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following isometric training", *Physical Therapy*, 73(7), (1993), pp.455-467.
- [22]- Komi P.V., Viitasalo J.T., Rauramaa R. and Vihko V., "Effect of isometric strength training and mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function", *Eur. J. Appl. Physiol.*, 40, (1978), pp.45-55.
- [23]- Lindström L. and Petersen I., "Power spectrum analysis of EMG signals and its applications. In: Desmedt J.E. (Eds.): computer-aided electromyography", *Prog. Clin. Neurophysiol.*, Karger, Basel, 10, (1983), pp.1-51.
- [24]- De Luca C.J., Lefever R.S., McCue M.P. and Xenakis A.P., "Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions", *J. Physiol.*, 329, (1982), pp.113-128.
- [25]- Kukulka C.G. and Clamann P.H., "Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contraction", *Brain Res.*, 219, (1981), pp.45-55.
- [26]- Tyler A.E., Hutton R.S., "Was Sherrington right about co-contractions?", *Brain. Res.*, 370(1), (1986), pp.171-175.
- [27]- Gydikov A., Kostov K., Kossev A., Kosarov D., "Estimation of the spreading velocity and the parameters of the muscle potentials by averaging of the summated electromyogram", *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 24(3), (1984), pp.191-212.
- [28]- Milner-Brown H.S., Stein R.B. and Lee R.G., "Synchronisation of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes", *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 38, (1975), pp.245-254.
- [29]- De Luca C.J., "The use of surface electromyography in biomechanics", *J. Appl. Physiol.*, 13, (1997), pp.135-163.
- [30]- Henneman E., Somjen G. and Carpentier D.O., "Functional significance of cell size in spinal motoneurons", *J. Neurophysiol.*, 28, (1965), pp.560-580.
- [31]- Bromm H., De Luca C.J., Mambrito B., "Motor unit recruitment and firing rates interaction in the control of human muscles", *Brain Res.*, Jul 1, 337(2), (1985), pp.311-319.
- [32]- Medbov J.I., Sejersted O.M., "Acid-base and electrolyte balance after exhausting exercise in endurance-trained and sprint-trained subjects", *Acta Physiol. Scand.*, 125(1), (1985), pp.97-109
- [33]- Bigland-Ritchie B., Johansson R., Lippold O.C.J., Smith S. and Woods J.J., "Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions", *J. Physiol.*, 340, (1983), pp.335-346.
- [34]- Moritani T., Muro M. and Nagata A., "Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue", *J. Appl. Physiol.*, 60(4), (1986), pp.1179-1185.
- [35]- Yaar I. and Niles L., "Muscle fiber conduction velocity and mean power spectrum frequency in neuromuscular disorders and in fatigue", *Muscle & Nerve*, 15, (1992), pp.780-787.
- [36]- Panenic R, Gardiner P.F., "The case for adaptability of the neuromuscular junction to endurance exercise training", *Can. J. Appl. Physiol.*, 23(4), (1998), pp.339-360. □