



HAL
open science

EVALUATION DES CAPACITES PHYSIQUES DES ATHLETES SPECIALISTES DE COURSE FAUTEUIL.-Identification des facteurs limitant la performance

Jean-Michel Lévêque, Antoine Couturier, Daniel Dinu, Bruno Gajer,
Christophe Hausswirth, Anne Michaut, Jacques Quièvre, Christian Miller

► To cite this version:

Jean-Michel Lévêque, Antoine Couturier, Daniel Dinu, Bruno Gajer, Christophe Hausswirth, et al..
EVALUATION DES CAPACITES PHYSIQUES DES ATHLETES SPECIALISTES DE COURSE
FAUTEUIL.-Identification des facteurs limitant la performance. [Rapport de recherche] 01-031, Insti-
tut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). 2004. hal-01871836

HAL Id: hal-01871836

<https://insep.hal.science//hal-01871836>

Submitted on 11 Sep 2018

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.



DEPARTEMENT DES SCIENCES DU SPORT

LABORATOIRE DE BIOMECHANIQUE ET PHYSIOLOGIE

***EVALUATION DES CAPACITES PHYSIQUES DES ATHLETES
SPECIALISTES DE COURSE FAUTEUIL.
-Identification des facteurs limitant la performance-***

LEVEQUE Jean-Michel ¹

Collaborateurs Scientifiques :

COUTURIER A.¹, DINU D.¹, GAJER B.¹, HANON C.¹, HAUSSWIRTH C.¹, MICHAUT A.¹,
QUIEVRE J.¹, RIQUET A.¹ et MILLER C.¹

Collaborateur Fédéral : GERGÈS Patrice ²

Travail effectué par

¹ Laboratoire de Biomécanique et Physiologie, INSEP (Responsable : C. MILLER)

En collaboration avec

² Fédération Française d'Athlétisme Handisport

octobre 2004

SOMMAIRE.

<u>I. INTRODUCTION.</u>	4
<u>II. REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES.</u>	6
<u>EVALUATION INDIVIDUELLE DE LA PERFORMANCE SUR 800M EN FAUTEUIL.</u>	6
<u>EVALUATION DU METABOLISME AEROBIE.</u>	7
<u>REPONSES PHYSIOLOGIQUES ET EXERCICE SOLLICITANT LES MEMBRES SUPERIEURS.</u>	8
<u>DETERMINATIONS DES SEUILS VENTILATOIRES.</u>	10
<u>QUALITES MUSCULAIRES ET PERFORMANCE.</u>	11
<u>III. METHODOLOGIE.</u>	13
<u>III.1. SUJETS.</u>	13
<u>III.2. ERGOMETRE.</u>	13
<u>III.3. PROCEDURE EXPERIMENTALE.</u>	14
<u>III.4. TEST D’EVALUATION DES QUALITES MUSCULAIRES.</u>	15
<u>III.5. TEST DE DETERMINATION DE $\dot{V}O_{2MAX}$.</u>	16
<u>III.6. TEST MAXIMAL D’1MIN 30S.</u>	17
<i>III.6.1. Recueil des données.</i>	17
<i>III.6.2. Traitement des données.</i>	20
<u>III.7. TRAITEMENT STATISTIQUE.</u>	25
<u>IV. RESULTATS.</u>	26
<u>IV.1. EXERCICE DE DEVELOPPE COUCHE (DC).</u>	26
<u>IV.2. TEST DE CONSOMMATION MAXIMALE D’OXYGENE EN FAUTEUIL.</u>	27
<u>IV.3. TEST MAXIMAL D’1MIN 30S EN FAUTEUIL.</u>	28
<i>IV.3.1. Variables physiologiques.</i>	28
<i>IV.3.2. Evaluation de la performance.</i>	29
<i>Relations entre la performance et les paramètres musculaires :</i>	31
<i>Relations entre la performance et les paramètres physiologiques :</i>	32
<i>IV.3.3. Evolution du pattern gestuel – influence de la fatigue.</i>	33
<i>Paramètres mécaniques :</i>	33
<i>Paramètres cinématiques :</i>	34

<i>Paramètres électromyographiques :</i>	37
- <i>Analyse descriptive :</i>	38
- <i>Modification de l'activité EMGi au cours de l'épreuve :</i>	40
<u>V. INTERPRETATION DES RESULTATS.</u>	41
<u>V.1. EVOLUTION DE LA VITESSE AU COURS DE L'EPREUVE : IDENTIFICATION DE PROFIL INDIVIDUEL.</u>	41
<u>V.2. RELATIONS ENTRE LA PERFORMANCE AU TEST ET LES CAPACITES PHYSIQUES.</u>	42
<i>Capacités musculaires :</i>	42
<i>Aptitude aérobie :</i>	43
<u>V.3. PERFORMANCE ET ANALYSE EMG.</u>	44
<i>Patterns d'activité musculaire :</i>	44
<i>Analyse de la fatigue:</i>	45
<u>VI CONCLUSION.</u>	46
<u>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.</u>	47
<u>TABLEAUX ANNEXES : VARIABLES INDIVIDUELLES / PARAMETRES MECANIQUES.</u>	50

I. INTRODUCTION.

La course en fauteuil roulant (ou « course fauteuil ») figure certainement parmi les plus vieilles disciplines sportives pratiquées par les personnes handicapées physiques (paraplégiques, tétraplégiques, poliomyélites...). En compétition, les athlètes utilisent un fauteuil spécifique à trois roues (2 grandes roues à l'arrière et une plus petite à l'avant ; cf. *photo 1*) et leur déplacement (accélération du fauteuil) s'effectue par une poussée simultanée des mains sur les cerceaux fixés aux roues arrières (i.e., « mains courantes »). A l'origine, l'objectif de cette pratique sportive était de réduire les risques de maladies cardiovasculaires pouvant être occasionnées par l'inactivité des personnes handicapées et constituait par ailleurs un moyen privilégié d'épanouissement et d'insertion sociale. La première rencontre sportive en fauteuil roulant fût organisée à l'occasion de la cérémonie d'ouverture des jeux olympiques de Londres (1948). Depuis, le handisport en général, et la course fauteuil en particulier ont pris un essor considérable dans plusieurs pays (78 nations présentes aux 3^{ème} championnats du monde d'athlétisme handisport à Villeneuve d'Ascq, 2002) ; les compétitions se sont structurées et organisées en championnats d'Europe et du monde sous l'impulsion des fédérations nationales (par exemple la Fédération Française Handisport : FFH) et de l'Internationale Paralympique Committee (IPC, fondée en 1989). Aujourd'hui, la course fauteuil constitue une discipline de « Haut niveau » à part entière et les exigences des sportifs et entraîneurs sont comparables à celles des sportifs de haut niveau. Cette évolution pose les problématiques inhérentes aux exigences de la haute compétition (développement technologique, suivi médico-sportif...) et en particulier celles liées à la détermination de contenus d'entraînement précis reposant sur une meilleure connaissance des contraintes de cette activité. A ce jour, les prescriptions d'entraînement s'inspirent par défaut, avec plus ou moins de réussite, de pratiques sportives parentes comme l'athlétisme et le cyclisme. En effet, les distances de courses sont les mêmes qu'en course à pied (100, 200, 400, 800, 1500, 5000 mètres et marathon). Cependant, aucune preuve objective n'a pu être apportée de la pertinence, tant biomécanique que physiologique, de ces modèles. C'est pourquoi, sous l'impulsion de la Fédération Française d'Athlétisme Handisport, cette expérimentation a été réalisée avec les athlètes de l'équipe de France de course fauteuil évalués au sein du Laboratoire de Biomécanique et Physiologie de « l'Institut National du Sport et de l'Education Physique » (INSEP). Ce travail devrait participer à la construction de documents de formation pour les entraîneurs pour l'olympiade 2008. Il présente un double objectif.

Le premier objectif de ce travail était d'étudier les relations entre les caractéristiques physiques spécifiques des athlètes de haut-niveau (caractéristiques physiologiques et qualités musculaires spécifiques) et la performance effectuée en fauteuil roulant sur une distance de course de 800 mètres. Le choix de la distance de course (800 m) s'explique notamment par le fait qu'en course fauteuil, les athlètes concourent sur plusieurs distances et que, malgré leur spécialités, un grand nombre d'athlètes effectuent cette distance. Le second objectif était d'identifier les principales modifications d'ordre mécanique, neuromusculaire et physiologique intervenant lors d'une simulation de course et pouvant être responsables de la diminution de performance.



Photo 1 : Fauteuil spécifique de compétition.

II. REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES.

Evaluation individuelle de la performance sur 800m en fauteuil.

Une « course fauteuil » effectuée sur une distance de 800 mètres dure environ 1 minute 45 secondes (record d'Europe : 1min 38s, Joël JEANNOT). Parmi les facteurs pouvant influencer la performance en course, les aspects tactiques doivent être pris en compte. En effet, ce type de course est effectué en groupe et l'athlète a la possibilité de minimiser les résistances aérodynamiques en se déplaçant derrière d'autres athlètes (technique dite de « drafting »). Il a été montré, pour d'autres activités comme le cyclisme, que cette technique de « drafting » pouvait permettre de minimiser la dépense énergétique pour une même vitesse et d'améliorer la performance (Hausswirth et coll., 2001). Dans un cadre d'évaluation des athlètes, indépendamment des facteurs tactiques, la performance doit donc être réalisée de manière individuelle. Il est alors possible de mesurer, soit le temps nécessaire pour parcourir une distance donnée, soit la distance parcourue sur une période fixe. Pour des activités comme le cyclisme (Ayalon et coll., 1974), la course à pied (Nummela et coll., 1996) ou même le kayak (Fry et Morton, 1991) une durée d'effort fixe est souvent utilisée pour évaluer les athlètes (30 secondes ou 1 minute d'effort). Ce type d'évaluation est intéressant dans la mesure où il ne constitue pas une simple performance chronométrique, et permet de distinguer la répartition de l'effort à partir des indices suivants : l'accélération, le pic de vitesse, le temps d'atteinte de cette vitesse maximale et la décélération (*cf. figure 1*). A partir de ces indices, différents « profils » d'athlètes peuvent alors être déterminés, mettant en avant les qualités individuelles ainsi que les éventuels points faibles devant être améliorés à l'entraînement. Dans le cadre de notre étude, nous avons choisi d'évaluer la performance des athlètes spécialistes de course fauteuil avec un test similaire. Les athlètes devaient parcourir la distance la plus importante en 1min 30s (durée d'effort similaire à celle obtenue sur 800 m). La performance est alors dépendante de la capacité à accélérer le fauteuil, à atteindre une vitesse maximale élevée ou à limiter la chute de vitesse en fin d'effort.

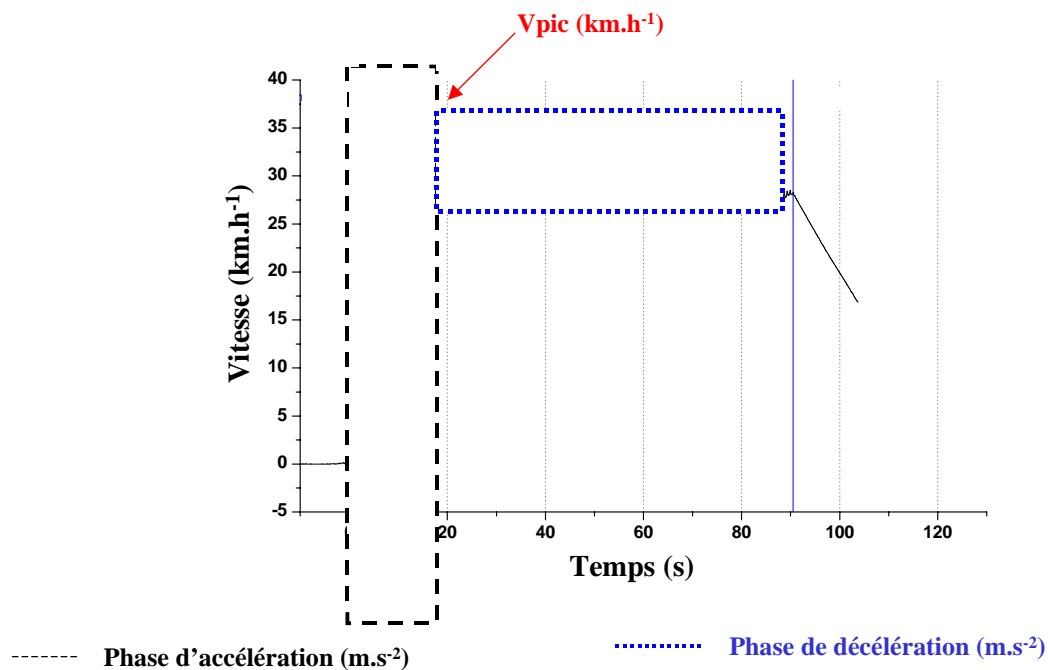


Figure 1 : Evolution de la vitesse au cours de l'exercice maximal d'1min 30s. La décélération est calculée à partir du rapport $(V_{fin} - V_{pic}) / (T_{fin} - T_{Vpic})$, où V_{fin} et T_{fin} représentent la vitesse et le temps de fin d'exercice, V_{pic} et T_{Vpic} représentent le pic de vitesse et le temps d'atteinte de V_{pic} .

Evaluation du métabolisme aérobie.

Comme pour toute activité sportive, différentes filières énergétiques (aérobie et anaérobies) sont mises à contribution lors d'une course sur 800 m. A notre connaissance, les parts respectives de ces différents métabolismes, pour couvrir la demande énergétique au cours d'un effort en fauteuil sur 800 m, n'ont jamais été étudiées. Des travaux de Spencer et Gastin (2001) ou Bishop et coll. (2002) ont respectivement montré pour la course à pied (sur 800 m) ou le kayak (sur 500 m), que la re-synthèse d'énergie provenait de manière prédominante du métabolisme aérobie. Par exemple, Spencer et Gastin (2001), concluent que la part du métabolisme aérobie est de 66% lors d'un 800 m en course à pied. Sur des durées d'effort comprises entre 1min 30s et 2 minutes, il semble donc que la part du métabolisme aérobie ne soit pas négligeable en ce qui concerne la re-synthèse d'énergie nécessaire à la production d'un effort en fauteuil. En outre, pour des activités sollicitant les membres supérieurs comme le kayak, la performance sur 500 m (effort d'environ 1min 40s) est étroitement dépendante de la puissance maximale aérobie des membres supérieurs (Tesch, 1983). Cette étude devait nous permettre de vérifier si la puissance maximale du métabolisme aérobie évaluée au cours d'un exercice spécifique de l'activité, constitue un facteur de performance sur 800 m.

La puissance maximale du métabolisme aérobie correspond au débit maximal de re-synthèse de l'ATP (*i.e.*, Adénosine Triphosphate, correspondant à la seule source d'énergie chimique directement utilisable par le muscle lors de la contraction). Elle peut être estimée par la mesure de la consommation maximale d'oxygène ($\zeta\text{O}_2\text{max}$, exprimée en $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ ou en $\text{mL}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$). Dans la littérature, les valeurs de $\zeta\text{O}_2\text{max}$ mesurées lors d'un exercice « spécifique fauteuil » chez des athlètes paraplégiques entraînés varient entre $2,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ et $3 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ (Veeger et coll., 1991 ; Tolfrey et coll., 2001). Des valeurs comprises entre $1,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ et $2 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ sont enregistrées chez des personnes paraplégiques d'un moindre niveau d'entraînement (Campbell et coll., 1997). Ces valeurs, issues la littérature, sont plus faibles que celles obtenues en course à pied chez des spécialistes de 800 et 1500 m (entre $4,5$ et $5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ dans l'étude de Spencer et Gastin, 2001). Ce constat pourrait en partie s'expliquer par une moindre masse musculaire des membres supérieurs comparativement aux membres inférieurs. Cependant, chez des spécialistes de kayak, les valeurs de $\zeta\text{O}_2\text{max}$ varient entre $3,8$ et $4,8 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ (Fry et Morton, 1991). Etant donné que très peu d'études se sont intéressées à l'évaluation d'une population de très haut niveau de performance en fauteuil, il est intéressant de comparer les valeurs de $\zeta\text{O}_2\text{max}$ obtenues chez ces athlètes membres de l'équipe de France avec d'autres spécialistes d'activités sollicitant les membres supérieurs.

Réponses physiologiques et exercice sollicitant les membres supérieurs.

La puissance maximale du métabolisme aérobie ($\zeta\text{O}_2\text{max}$) peut être modifiée par des adaptations dites centrales ou périphériques. Les adaptations centrales correspondent à l'apport d'oxygène au niveau des muscles actifs par l'intermédiaire du système cardiovasculaire. Dans ce cas, la valeur de ζO_2 est influencée par la valeur du débit cardiaque (\dot{Q}_c), elle même dépendante de la Fréquence cardiaque (FC) et du Volume d'éjection Systolique (VES). Les adaptations périphériques correspondent au prélèvement d'oxygène au niveau des muscles actifs ainsi qu'à la capacité à re-synthétiser l'ATP par les processus oxydatifs. Ces adaptations périphériques apparaissent être le facteur limitant de $\zeta\text{O}_2\text{max}$ au cours d'exercices sollicitant de faibles masses musculaires comme par exemple les exercices sollicitant les membres supérieurs. Les valeurs de $\zeta\text{O}_2\text{max}$ obtenues par des personnes valides lors d'un exercice sollicitant les membres supérieurs (exercice de pédalage de bras), sont inférieures à celles obtenues lors d'un exercice sollicitant les membres inférieurs (course à pied, cyclisme). Cette différence peut s'expliquer par une moindre masse musculaire mise en jeu au cours d'un exercice sollicitant les membres supérieurs. Chez des sédentaires, la valeur

maximale de $\dot{V}O_2$ obtenue avec les bras ($\dot{V}O_{2\max}$ bras) correspond à moins de 60% de la valeur maximale obtenue avec les jambes ($\dot{V}O_{2\max}$ jambes). Cependant, il faut noter que, pour des personnes entraînées avec les jambes, $\dot{V}O_{2\max}$ bras peut augmenter et atteindre jusqu'à 75-85 % de $\dot{V}O_{2\max}$ jambes. Cette amélioration témoigne certainement d'une adaptation des « facteurs centraux ». Après un entraînement spécifique des membres supérieurs, $\dot{V}O_{2\max}$ bras peut atteindre 90-95 % de $\dot{V}O_{2\max}$ jambes (Sawka, 1986). Dans ce cas, les progrès semblent attribués à des adaptations périphériques. Celles-ci sont principalement caractérisées par une augmentation de la densité capillaire au niveau des muscles actifs ou une amélioration du potentiel oxydatif des muscles actifs (augmentation de la densité mitochondriale et du nombre d'enzymes oxydatives). Par ailleurs, indépendamment de ces adaptations physiologiques, la valeur de $\dot{V}O_{2\max}$ bras peut être limitée du fait d'une masse musculaire insuffisante ne permettant pas d'atteindre des valeurs de puissance suffisamment importante. Dans ce cas, l'augmentation de la masse musculaire peut permettre d'augmenter la valeur de $\dot{V}O_{2\max}$ bras.

Si $\dot{V}O_{2\max}$ constitue effectivement un facteur de performance, il semble que ce ne soit pas le seul. Un autre facteur de la performance « aérobie » est habituellement identifié par le terme « endurance ». Selon Péronnet et Thibault (1987), l'endurance constitue la capacité à maintenir une puissance relative élevée du $\dot{V}O_{2\max}$ ou de la vitesse maximale aérobie (VMA, vitesse associée à l'atteinte de $\dot{V}O_{2\max}$) pendant une période prolongée. Selon ces auteurs, $\dot{V}O_{2\max}$ et endurance sont indépendants et déterminent indépendamment, et à des degrés divers, la performance. Par exemple, on peut envisager l'hypothèse que l'endurance pourrait influencer la phase de décélération évoquée précédemment. Malheureusement, l'endurance est une qualité physique définie et utilisée de façon moins précise que $\dot{V}O_{2\max}$. Cette qualité peut être estimée à partir des seuils anaérobies déterminés soit par mesure de la lactatémie au cours d'un test d'intensité progressive, soit par la méthode des seuils ventilatoires (Ahmaidi et coll., 1992).

Déterminations des seuils ventilatoires.

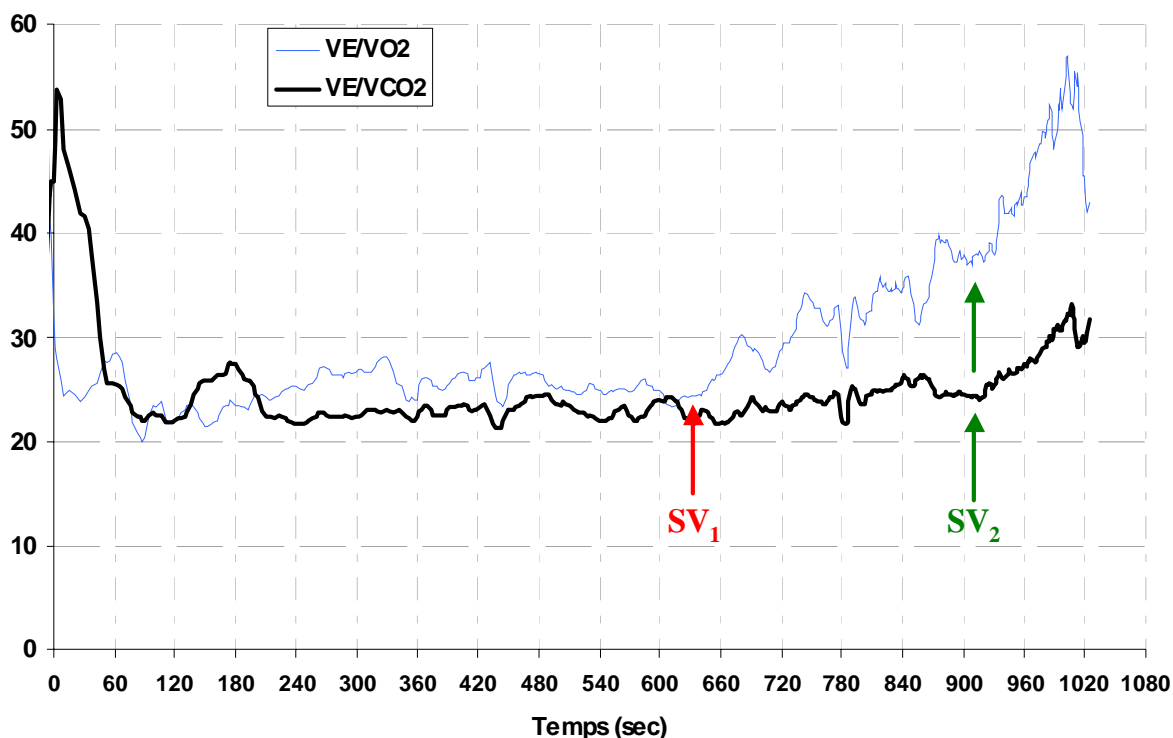


Figure 2 : Exemple de détermination des seuils ventilatoires à partir de l'évolution des équivalents ventilatoires pour l'oxygène (V_E/VO_2) et pour le dioxyde de carbone (V_E/VCO_2).

SV_1 : Premier seuil ventilatoire. SV_2 : Deuxième seuil ventilatoire.

Protocole : augmentation de 1 km/h toutes les 60 sec. (départ à 14 km/h).

Pour les exercices réalisés à intensité modérée (jusqu'à environ 60% de ζO_{2max} selon les sujets), le débit ventilatoire (ζ_E) augmente linéairement avec l'intensité d'exercice et l'augmentation de la consommation d'oxygène qui l'accompagne. L'équivalent respiratoire en O_2 (rapport $\zeta_E/\zeta O_2$) reste alors constant à ces intensités (cf. figure 2). Au delà d'une intensité seuil (environ 60 % de ζO_{2max}), la ventilation augmente plus vite que ζO_2 .

L'étude de la ventilation lors d'exercices d'intensité croissante permet d'observer deux cassures dans l'évolution du débit ventilatoire (ζ_E). La première « cassure » est nommée « premier seuil ventilatoire » (SV_1) ; elle est assimilée par Wasserman et coll. (1973) au seuil aérobie (estimation premier seuil lactique : première augmentation de la lactatémie située aux environs de 2 mmol.l⁻¹). Elle est située le plus souvent entre 50 et 60 % de ζO_{2max} . L'explication classique de cette cassure est la suivante : à partir d'une certaine vitesse, le métabolisme aérobie n'est plus capable seul de fournir l'intégralité de l'énergie nécessaire à la

re-synthèse de l'ATP. Le métabolisme anaérobie participe donc à la production d'énergie, ce qui aboutit à une formation d'acide lactique et une baisse du pH (augmentation de la concentration en H^+). L'organisme s'adapte alors en « neutralisant » les protons H^+ à l'aide de « systèmes tampons » comme le bicarbonate (HCO_3^-). Il en résulte une augmentation de la production de CO_2 provoquant une stimulation de la ventilation. Après SV_1 , l'augmentation de ζ_E avec la puissance est donc majorée, comparativement à l'augmentation précédente, alors que ζ_{O_2} continue d'augmenter avec une pente constante ; cela se traduit par une augmentation franche du rapport ζ_E/ζ_{O_2} alors que le rapport ζ_E/ζ_{CO_2} reste stable au cours du temps.

La deuxième cassure, située le plus souvent entre 80 et 90 % de ζ_{O_2max} , est appelée seuil de « décompensation de l'acidose métabolique ». Cette deuxième cassure dans l'évolution de ζ_E est essentiellement expliquée par une acidose (diminution du pH), le pouvoir tampon du bicarbonate devenant alors insuffisant. SV_2 correspond alors à la deuxième majoration nette de l'augmentation de ζ_E avec l'intensité de l'exercice et donc à la deuxième augmentation franche du rapport ζ_E/ζ_{O_2} accompagnée cette fois par une augmentation du rapport ζ_E/ζ_{CO_2} . Ce deuxième seuil ventilatoire est utilisé pour estimer le deuxième seuil lactique (2^{ème} inflexion dans la courbe d'évolution de la lactatémie, elle est située aux alentours d'une valeur de 4 mmol.l^{-1}).

La détermination de ces seuils représente un intérêt certain dans l'évaluation du sportif dans la mesure où ils permettent d'apprécier l'endurance du sujet. Avec l'entraînement (et en fonction de l'endurance du sujet), on peut voir un décalage de ces seuils vers la droite, sans pour autant observer une modification de ζ_{O_2max} .

Qualités musculaires et performance.

Pour déplacer le système « athlète-fauteuil », l'athlète exerce une action simultanée des mains sur « mains courantes » des roues du fauteuil. La participation des muscles antépulseurs de l'épaule (deltoïdeus anterior et pectoralis major) et extenseurs du coude apparaît être prédominante dans cette action de propulsion (Chow et coll., 2000 ; Kawazu et coll., 1999 ; Mayer et coll., 1998 ; Mulroy et coll., 1996 ; Van der Helm et coll., 1996 ; Vanlandewijck et coll., 2001). A` notre connaissance, il n'existe pas de données de la littérature concernant une éventuelle relation entre les qualités musculaires spécifiques des muscles actifs et la performance sur 800 m en fauteuil. En course à pied ou en kayak, pour des

durées d'effort similaires, il semble que les qualités de force et puissance maximales des principaux muscles agonistes puissent influencer la performance et plus particulièrement certaines phases de la course. Fry et Morton (1991) ont mis en évidence que les kayakistes les plus performants sur 500 m possèdent les niveaux de force maximale les plus élevés lors d'un exercice spécifique de rétropropulsion des épaules. Lors d'un exercice de sprint en course à pied, Sleivert et Taingahue (2003) montrent que la capacité d'accélération est dépendante du niveau de puissance maximale obtenue lors d'un exercice de squat.

Cette étude a donc pour objectif de déterminer le potentiel physique (musculaire et énergétique) qu'exige la compétition de haut niveau en « course fauteuil ». Les qualités physiques évaluées sont les suivantes : 1) qualités musculaires de force et puissance maximales des antépulseurs des épaules, 2) potentiel maximal aérobie ($\dot{V}O_2\text{max}$) en fauteuil, 3) qualité d'endurance (détermination des seuils ventilatoires). Indépendamment des aspects tactiques, la performance sur 800 m en course fauteuil est dépendante de la capacité des athlètes à atteindre une vitesse importante (vitesse maximale) le plus vite possible (capacité à accélérer le système « fauteuil-athlète ») et à maintenir cette vitesse le plus longtemps possible (minimiser la décélération). Les hypothèses de notre étude sont les suivantes : certaines qualités musculaires (force ou puissance maximales des membres supérieurs) et certains paramètres physiologiques (puissance maximale du métabolisme aérobie ou qualité d'endurance) influenceraient spécifiquement la performance sur 800 m en course fauteuil et/ou l'une des phases d'accélération, de pic de vitesse ou de décélération.

III. METHODOLOGIE.

III.1. Sujets.

Sept athlètes de l'équipe de France masculine de course en fauteuil ont participé à cette expérimentation (âge : $34,7 \pm 4,2$ ans ; taille : $178,9 \pm 9,7$ cm ; masse : $68,7 \pm 9,1$ kg). Ces athlètes concouraient dans la catégorie « paraplégique » (par opposition à la catégorie « tétraplégique »). Ils étaient préalablement informés sur les procédures d'expérimentation et se sont engagés à s'investir pleinement sur tous les tests proposés.

III.2. Ergomètre.

L'ensemble des tests s'est effectué en laboratoire. Les athlètes étaient évalués dans leurs fauteuils personnels grâce à l'utilisation d'un ergomètre à frein électromagnétique spécialement adapté aux exercices en fauteuil roulant (Ergomètre VP100 HTE, Medical Developpement, Saint Etienne, France). L'utilisation de cet ergomètre, validé par Devillard et coll. (2001), permettait de reproduire aussi fidèlement que possible les conditions du terrain tout en offrant un cadre favorable à un travail de recherche.

L'ergomètre était composé d'une plate forme comportant deux rouleaux. Le fauteuil était fixé sur la plate forme de manière à limiter les mouvements sur l'axe antéro-postérieur. Les roues arrières reposaient sur les deux rouleaux inclinés de manière à former un angle de 90° avec la roue (*cf. photo 2*). Les rouleaux étaient équipés en leur axe de capteurs de vitesse et de capteurs de force permettant de recueillir la vitesse de déplacement ainsi que la force exercée par l'athlète sur la « main courante » à chaque cycle de bras (fréquence d'acquisition des données : 100 Hz).

Préalablement à chaque test, nous avons évalué les résistances à l'avancement dues aux frottements du « système roulant » (rotation des rouleaux autour de leur axe et interface pneus-rouleaux). En effet, l'ergomètre VP100 HTE propose dans son logiciel de pilotage un programme permettant de mesurer et de tenir compte de ces résistances (Couple résiduel : Cr). Ce couple résiduel était mesuré sur l'ergomètre après que la pression des pneus ait été vérifiée et standardisée à 4 bars. L'exercice de mesure du Cr consistait à lancer les roues du fauteuil (pour atteindre une vitesse d'environ 10 km.h^{-1}) et à les laisser tourner

jusqu'à leur arrêt sans qu'aucune action motrice ne soit effectuée. La position de l'athlète dans son fauteuil était standardisée et correspondait à celle qui était adoptée pendant le test (athlète penché en avant). Le couple résiduel obtenu était exprimé en Newton-mètre (N.m) et correspondait au calcul suivant :

$C_r = I\theta$ où I représente l'inertie simulée par les rouleaux et θ , l'accélération angulaire égale à la dérivée de la vitesse angulaire par rapport au temps.



Photo 2 : *Représentation de l'ergomètre. Le fauteuil de l'athlète est fixé sur une plate forme instrumentée pour fournir les valeurs nécessaires à l'analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil. Les roues arrières sont posées sur deux rouleaux inclinables dans le plan frontal (angle de 90° entre la roue et le rouleau).*

III.3. Procédure expérimentale.

Cette étude était composée de deux sessions expérimentales réalisées en laboratoire. Un minimum de 48 heures était respecté entre chaque session.

Lors d'une première session d'évaluation, tous les athlètes ont effectué deux tests espacés d'une heure de récupération. Le premier test était toujours un test permettant de déterminer les niveaux de force et puissance maximales lors d'un mouvement de type «développé-couché » (DC) (mouvement sollicitant préférentiellement les chaînes musculaires

des antépulseurs de l'épaule et extenseurs du coude). Au cours du second test, les athlètes réalisaient, à l'aide de l'ergomètre précédemment décrit, un exercice continu d'intensité progressive classiquement utilisé pour déterminer le potentiel maximal aérobie (*i.e.*, $\dot{V}O_2\text{max}$: débit maximal de consommation d'oxygène, exprimé en $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ ou $\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$). La seconde session expérimentale était consacrée à l'étude des paramètres physiologiques, neuromusculaires et mécaniques lors d'un effort maximal d'1min 30s (départ arrêté) réalisé en fauteuil.

III.4. Test d'évaluation des qualités musculaires.

L'évaluation des qualités musculaires était réalisée à partir d'un ergomètre isocinétique adapté pour l'exercice de développé-couché (DC) (Ergomètre de type Ariel Computerized Exercise System « multifunction exercise », Ariel Dynamics Inc., Trabucco Canyon, USA) précédemment décrit par Jacobs et Pope (1986). Le test consistait en une série de 9 efforts maximaux isocinétiques en DC, réalisés à 2 minutes d'intervalle. Au cours de ces 9 efforts, la vitesse de déplacement du bras mécanique était successivement limitée à 2,5 - 2,0 - 1,5 - 1,0 - 0,70 - 0,50 - 0,32 - 0,16 et 0,08 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. Les conditions de réalisation des DC étaient standardisées pour chaque sujet (amplitude gestuelle, écartement des mains). Ils étaient attachés sur le banc par des sangles placées au niveau du tronc et du bassin (*cf. photo 3*).

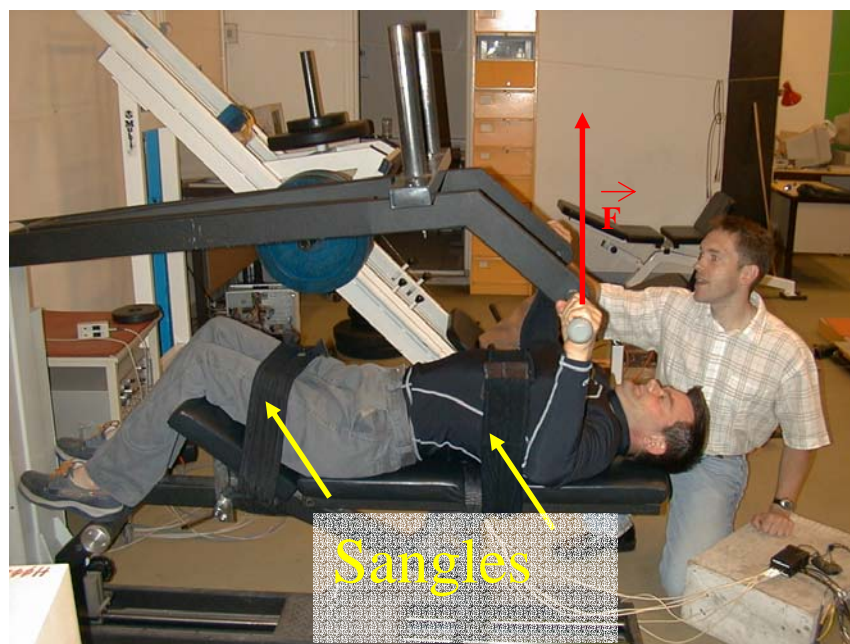


Photo 3 : Réalisation d'un Développé couché (DC) dans le dispositif ARIEL MULTIFONCTION.

A chaque essai, l'écartement des mains était standardisé. Le bras mécanique du dispositif ergométrique était positionné au départ sur la poitrine. A partir de cette position initiale, l'athlète devait effectuer un effort d'extension des bras jusqu'à la position finale (bras tendus, épaules non décollées), avec comme intention d'exercer la pression maximale sur le bras mécanique. C'est la force exercée sur le bras mécanique au cours de cet effort qui était prise en compte. Cette exploration fonctionnelle permettait d'apprécier les qualités suivantes :

- Force maximale (F_{max} , en kg) (mesure réalisée sur les vitesses les plus faibles).
- Puissance maximale (P_{max} , en $kg.m.s^{-1}$) (meilleur produit de la force produite par la vitesse de mobilisation du bras mécanique de l'ergomètre).
- Vitesse maximale de mobilisation du bras mécanique (V_{max} , en $m.s^{-1}$), sans résistance imposée.
- Force à grande vitesse (F_{200} , en kg) mesurée à une vitesse élevée ($2 m.s^{-1}$). Cette valeur est classiquement retenue comme un indice d'évaluation de l'explosivité de la force (Miller et coll., 1996).

III.5. Test de détermination de $\dot{V}O_{2max}$.

Après 5 minutes d'échauffement à $10 km.h^{-1}$, le test débutait à $15 km.h^{-1}$ et l'incrément de vitesse était de $1 km.h^{-1}$ toutes les minutes, jusqu'à l'arrêt volontaire du sujet (*i.e.*, lorsqu'il n'était plus capable de maintenir la vitesse imposée). Cet incrément avait été choisi à l'issue de pré-tests pour que la durée du protocole soit comprise entre 10 et 15 minutes. Les athlètes étaient encouragés afin que leur effort soit maintenu jusqu'à l'épuisement. Un écran positionné devant l'athlète le renseignait sur sa vitesse de déplacement. Les paramètres gazeux et respiratoires étaient enregistrés pendant toute la durée du test avec un système télémétrique de type Cosmed K4_{RQ} (Rome, Italie) validé scientifiquement (Hauswirth et coll., 1997). Des prélèvements sanguins au lobule de l'oreille étaient réalisés avant, à la fin et 3 minutes après le test afin de mesurer la lactatémie ($[La^-]$, en $mmol.L^{-1}$) avec un appareil « Lactate pro » (Arkray – Monitor, France) validé par Pyne et coll. (2000).

La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$, en $L.min^{-1}$ et $mL.kg^{-1}.min^{-1}$), le débit ventilatoire (\dot{V}_E , en $L.min^{-1}$), la fréquence respiratoire (FR, en $cycles.min^{-1}$) et la fréquence cardiaque (FC, en $batt.min^{-1}$) étaient les principaux paramètres pris en considération. Les

critères d'atteinte de $\zeta\text{O}_2\text{max}$ étaient une fréquence cardiaque à l'épuisement (FC_{max}) égale à la fréquence cardiaque maximale théorique $(220 - \text{âge}) \pm 10 \text{ batt.min}^{-1}$, une lactatémie de fin d'exercice ($[\text{La}^-]_{\text{max}}$) supérieure à 8 mmol.l^{-1} , un quotient respiratoire supérieur à 1,10 et un plafonnement de ζO_2 dans les derniers paliers (moins de $2 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ d'incrément entre deux paliers) (Howley et coll., 1995). $\zeta\text{O}_2\text{max}$ était alors définie comme la valeur moyenne sur 15 secondes au plateau. Les seuils ventilatoires (SV_1 et SV_2) étaient obtenus d'après la méthode de calcul proposée par Wasserman et coll. (1973). Cette méthode est présentée dans le chapitre « détermination des seuils ». Dans ce rapport, nous n'avons indiqué que les données correspondant à SV_2 dans la mesure où, d'une part, il n'était pas possible de distinguer SV_1 pour l'ensemble des sportifs et, d'autre part, elles semblent plus intéressantes à prendre en compte dans l'entraînement (Fréquence cardiaque au seuil, vitesse au seuil...).

III.6. Test maximal d'1min 30s.

Chaque test était précédé d'une période d'échauffement standardisée (10 minutes d'effort à une intensité de 60% de $\zeta\text{O}_2\text{max}$, suivies de 3 paliers de 30 secondes à 80, 90 et 100% de $\zeta\text{O}_2\text{max}$. Une période de récupération de 5 minutes séparait l'échauffement du début du test. Ce dernier débutait lorsque les valeurs de fréquence cardiaque et de ζO_2 se rapprochaient de celles relevées avant l'échauffement. Les athlètes devaient alors produire le maximum de vitesse pendant une période de 1 minute 30 secondes d'effort. Ils avaient pour consigne d'atteindre leur vitesse maximale le plus vite possible. La vitesse de déplacement n'était pas connue de l'athlète. Des encouragements étaient adressés afin de maintenir la vitesse la plus élevée pendant toute la durée du test.

III.6.1. Recueil des données.

Paramètres énergétiques : La consommation d'oxygène (ζO_2 , en L.min^{-1}), le débit ventilatoire (ζE , en L.min^{-1}) et la fréquence respiratoire étaient enregistrées et moyennées sur des périodes de 15 secondes (K4_{RQ} , Cosmed). La fréquence cardiaque a été enregistrée pendant toute la durée du test. La lactatémie pré et post exercice ($[\text{La}^-]_{\text{R}}$ et $[\text{La}^-]_{\text{pic}}$, en mmol.L^{-1}) était mesurée à partir de l'appareil Lactate Pro (prélèvements sanguins au lobule de l'oreille après la période d'échauffement, à l'arrêt de l'exercice, 1 minute et 3 minutes après l'arrêt de l'exercice). Ces mesures permettaient de caractériser les filières énergétiques mises en jeu lors d'un effort spécifique de la course en fauteuil.

Paramètres dynamiques : L'ergomètre utilisé et son module d'analyse étaient conçus pour recueillir la puissance fournie par l'athlète à chaque cycle de bras ainsi que l'évolution de la vitesse au cours du test.

Paramètres cinématiques : Un dispositif d'analyse vidéo était mis en place afin d'effectuer une analyse cinématique en 2 dimensions et ainsi, caractériser au cours du test les trajectoires et les vitesses angulaires des articulations du poignet et du coude dans le plan sagittal. Deux caméras VHS (Panasonic AG-455, fréquence d'acquisition : 50 Hz) étaient placées sur la droite du sujet (Distance Athlète-Caméras : 2 mètres ; Angle de 120° entre les caméras). Six marqueurs étaient préalablement disposés sur le côté droit du fauteuil et de l'athlète (sur l'axe de la roue, le pneu, le poignet, le coude, l'épaule et le cou ; cf. photo 4). Une « cage de calibration » était préalablement disposée sur la plate forme afin de procéder à un repérage spatial de l'environnement filmé.



Photo 4 : Dispositif expérimental mis en place pour l'analyse cinématique. Six marqueurs sont positionnés sur le côté droit : axe de la roue, pneu, poignet, coude, épaule et cou

Paramètres électromyographiques (EMG) : L'activité EMG était recueillie par dérivation bipolaire en utilisant des électrodes de surface de type « Argent-Chlorure d'argent » (type Blue Sensor, Medicotest, Danemark) disposées sur six faisceaux musculaires : Biceps Brachii, Deltoïdeus pars Anterior, Deltoïdeus pars Posterior, Pectoralis Major, Triceps Brachii et Trapezius. Ces muscles étaient reconnus comme étant particulièrement actifs dans cette activité (Chow et coll., 2000 ; Kawazu et coll., 1999 ; Mayer et coll., 1999 ; Mulroy et coll., 1996 ; Van der Helm et coll., 1996 ; Vanlandewijck et coll., 2001). Préalablement à l'enregistrement, la surface de la peau était frottée et nettoyée avec une solution d'alcool afin de réduire la valeur d'impédance. Pour chaque faisceau musculaire, la paire d'électrodes était fixée sur le « ventre » du muscle, dans l'axe longitudinal des fibres musculaires (espacement inter-électrodes d'environ 15 mm) (cf. photo 5). Une électrode de référence, permettant de relier le sujet à la masse, était placée sur la clavicule. Le signal EMG était préalablement amplifié ($Z_{input} = 2G\Omega$; gain = 600), transmis jusqu'à la carte d'acquisition numérique implantée dans le système informatique et recueilli au cours de l'exercice pour une analyse ultérieure (logiciel « Origine », OriginLab corporation, USA). Lors de l'acquisition, une bande passante de 5 à 500 Hz (Takaishi et coll., 1994) était utilisée et la fréquence d'acquisition était de 1000 Hz.

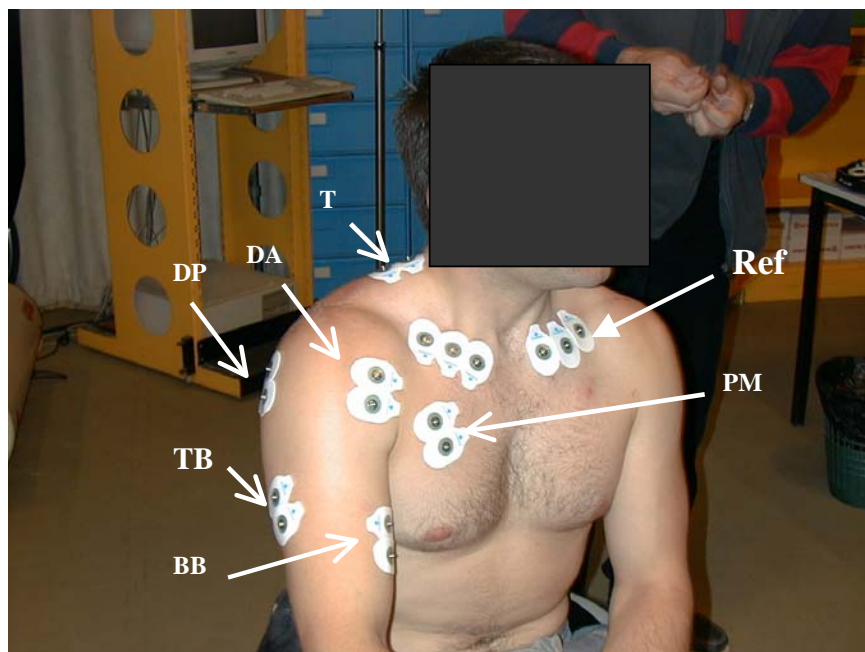


Photo 5 : Positionnement des électrodes de surface sur les 6 muscles analysés (2 électrodes par muscle espacées de 15mm) : Biceps Brachii (BB), Deltoïdeus pars Anterior (DA), Deltoïdeus pars Posterior (DP), Pectoralis Major (PM), Triceps Brachii (TB) et Trapezius (T). Les électrodes de références(Ref) sont placées sur les clavicules.

Synchronisation : Au début de l'acquisition, un dispositif électrique était activé afin de permettre la synchronisation ultérieure des paramètres dynamiques, cinématiques et électromyographiques. Cela se traduisait par l'émission simultanée d'un signal lumineux sur chacune des caméras et un signal électrique d'une amplitude de 2V sur les différents logiciels d'acquisition des données mécaniques et électromyographiques (signaux d'une durée de 2 secondes).

III.6.2. Traitement des données.

Les valeurs de vitesse enregistrées lors du test étaient moyennées par périodes de 5 secondes. Elles nous permettaient d'identifier, pour chaque athlète, les vitesses maximale (V_{pic} , en $km.h^{-1}$) et moyenne (V_{moy}), la distance parcourue au cours du test (D_{max} , en m) mais aussi, l'accélération (Acc , en $m.s^{-2}$), la décélération (Dec , en $m.s^{-2}$) et d'autres indices temporels tels que la distance parcourue en 15 secondes (D_{15} , en m, valeur influencée par les qualités d'accélération du sujet), le temps réalisé pour parcourir 100, 200 et 400 mètres (T_{100} , T_{200} et T_{400} , en s). Le logiciel de pilotage de l'ergomètre permettait d'enregistrer l'évolution de la puissance (puissance totale correspondant à la somme des puissances frein et accélératrice), d'identifier le pic de puissance (P_{pic} , en W), et d'accéder à des critères de qualité de la propulsion tels que la fréquence gestuelle (en Hz), le temps de cycle (T_c , en ms), le temps de poussée sur les mains courantes (T_p , en ms) et le rapport temps de poussée / temps de cycle (T_p/T_c).

Les différents indices déterminés à partir de l'analyse mécanique, cinématique ou électromyographique ont été calculés pour chaque sujet lors des 5 évènements suivants (*cf. figure 3*) :

- Le départ identifié par l'analyse des 5 premiers cycles.
- Le pic de puissance (P_{pic}) atteint pendant la phase d'accélération (A).
- La vitesse maximale (V_{pic}).
- L'instant « D » identifié par le calcul suivant : $[(190-TV_{pic})/2]+TV_{pic}$ (avec TV_{pic} correspondant au temps d'atteinte de V_{pic} , exprimé en s).
- La fin de l'exercice (190s) moins 5 secondes (Fin -5s).

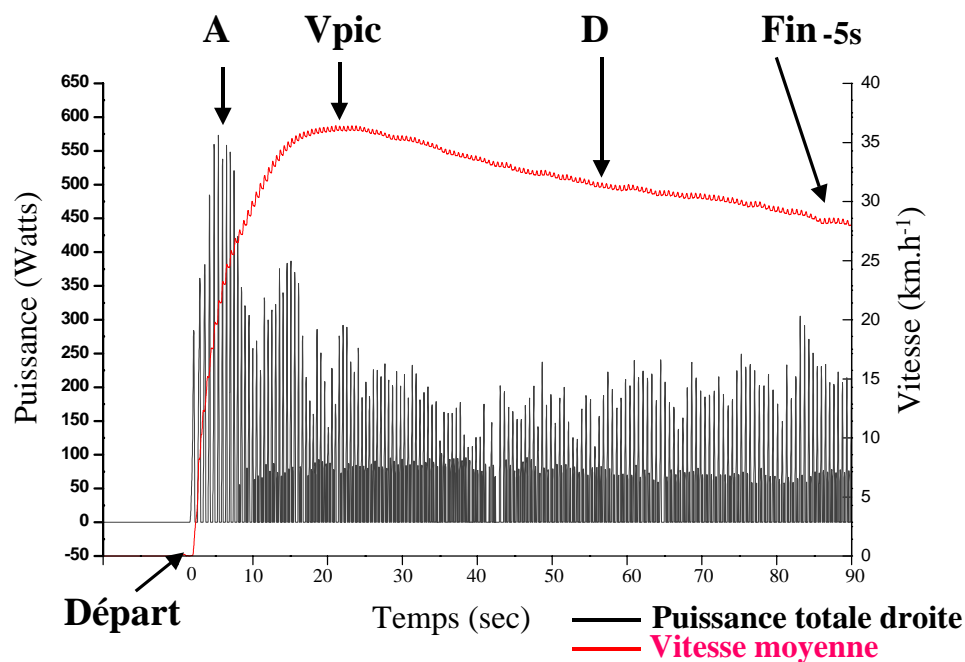


Figure 3 : Evolution de la vitesse de déplacement et de la puissance fournie par l'athlète sur la main courante droite lors du test maximal d'1min 30s. Cinq évènements peuvent être identifiés pour chaque athlète : Le départ, l'atteinte de la puissance pic (A), Vpic, D et la fin de l'exercice moins 5 secondes (Fin-5).

Paramètres cinématiques : Les données cinématiques ont été traitées avec le logiciel 3D vision permettant, à partir des films enregistrés avec les deux caméras, de reproduire le mouvement en 2 dimensions par l'intermédiaire d'une transformation linéaire directe (DLT) (Abdel-Aziz et Karara, 1971). Pour chacune des périodes identifiées, les positions du poignet et du coude étaient repérées image par image sur 3 cycles de bras consécutifs. Cette analyse nous permettait de déterminer et de comparer les trajectoires ainsi que les vitesses des articulations du poignet et du coude (cf. figure 4). L'évolution de ces paramètres (moyennes des cycles analysés) servait à caractériser, au cours de l'effort, l'incidence de la fatigue sur le pattern gestuel (comparaison des différents indices entre les évènements Vpic, D et Fin-5s). Sur les axes antéro-postérieur (Y, positif vers l'avant) et Vertical (Z, positif vers le haut), les indices considérés étaient les suivants :

- L'amplitude de la trajectoire ($Ampl_Z$, et $Ampl_Y$, en cm).
- La durée des phases ascendante et descendante (Durée Ph.Asc et Durée Ph.Desc, en s).
- Le pic de vitesse en phases ascendante et descendante (V_{Zasc} et V_{Zdesc} , en $m.s^{-1}$).
- Le pic de vitesse vers l'avant ou vers l'arrière (V_{Zavt} et V_{Zarr} , en $m.s^{-1}$).

- Les écarts de positions (hautes, basses, avants ou arrières) entre le coude et le poignet. Une variation de ces écarts au cours de l'exercice nous renseigne sur le degré de flexion du coude en position haute du cycle de bras.
- Les écarts de vitesses maximales (en phases ascendantes, descendantes, vers l'avant ou vers l'arrière) entre le coude et le poignet.

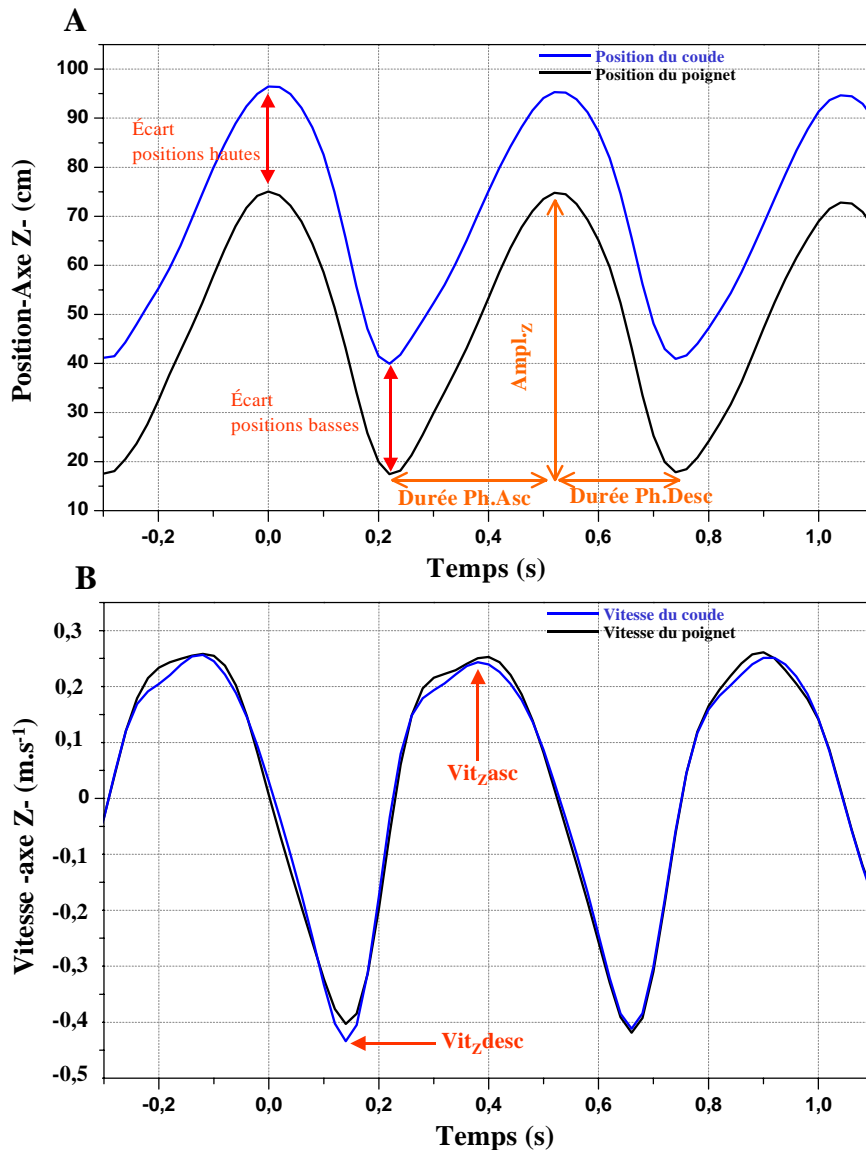


Figure 4 : Positions (A) et vitesses (B) du poignet et du coude obtenues, en fonction du temps, par un athlète à V_{pic} ($t = 0$: position haute du poignet). Les paramètres considérés sur l'axe vertical (Z, positif vers le haut) sont l'amplitude ($Ampl.Z$, en cm), la durée des phases ascendante et descendante ($Durée Ph Asc$ et $Durée Ph Desc$, en s) le pic de vitesse en phases ascendante et descendante (respectivement V_{zasc} et V_{zdesc} , en $m.s^{-1}$) et l'écart entre le coude et le poignet des positions hautes et basses.

Paramètres électromyographiques : L'analyse de l'activité EMG prenait en considération le signal intégré (EMG intégré, EMGi en mV.s) calculé pour toutes les bouffées à partir du signal redressé. Pour chaque muscle analysé, l'EMGi était normalisé (EMGi normalisé, EMGin) par bouffée, et par rapport à son activité maximale (EMGimax obtenu sur une période de 0,5s) enregistrée lors d'exercices spécifiques au cours desquels les athlètes devaient effectuer une contraction maximale volontaire isométrique (CMVi) d'une durée de 3 secondes (exercices réalisés préalablement au test d'1min 30s). Trois exercices étaient proposés dans un ordre aléatoire (2 répétitions par exercice et 2 minutes de récupération entre chaque répétition) :

- Un exercice d'antépulsion des épaules effectué dans la position couchée, les bras formant un angle de 90° au niveau du coude (cf. figure 5A), permettait de déterminer l'activité maximale (EMGimax) du *Pectoralis major*, du *Deltoideus anterior* et du *Triceps Brachii*.
- Un exercice de rétropulsion des épaules effectué dans la même position que celle décrite précédemment (tronc et bassin fixés au banc par des sangles) permettait de déterminer EMGimax du *Deltoideus posterior* et du *Biceps Brachii* (cf. figure 5B).
- Un exercice d'élévation des épaules effectué en position assise permettait de déterminer EMGimax du *Trapezius* (cf. figure 5C).

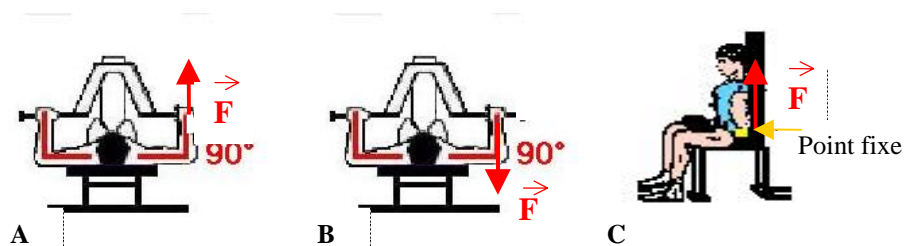


Figure 5 : Postures imposées pour effectuer les contractions maximales volontaires en modalité isométrique (CMVi). A : antépulsion des épaules et extension des bras ; B : rétropulsion des épaules et flexion des bras (tronc et bassin fixés sur le banc); C : élévation des épaules effectuée en position assise.

Afin d'identifier l'influence de l'exercice en fauteuil sur la fatigue neuromusculaire nous avons analysé l'évolution de l'activité musculaire entre les instants Vpic, D et Fin-5. Pour palier à la variation de puissance exercée sur la main courante à chaque

cycle de bras, c'est le rapport « EMGi/P » qui était pris en compte (où, P correspond au pic de puissance totale mesuré à chaque cycle) (Vandewalle et coll., 1991). A chaque période, 10 bouffées étaient analysées (5 bouffées de part et d'autre de l'instant considéré).

Un second niveau d'analyse consistait à déterminer la répartition de l'activité musculaire entre les phases de propulsion et aérienne constituant le cycle de bras (cf. figure 6). La valeur d'EMGi mesurée sur un muscle était alors exprimée, à chaque phase, en pourcentage de l'EMGi mesuré sur l'ensemble du cycle de bras.

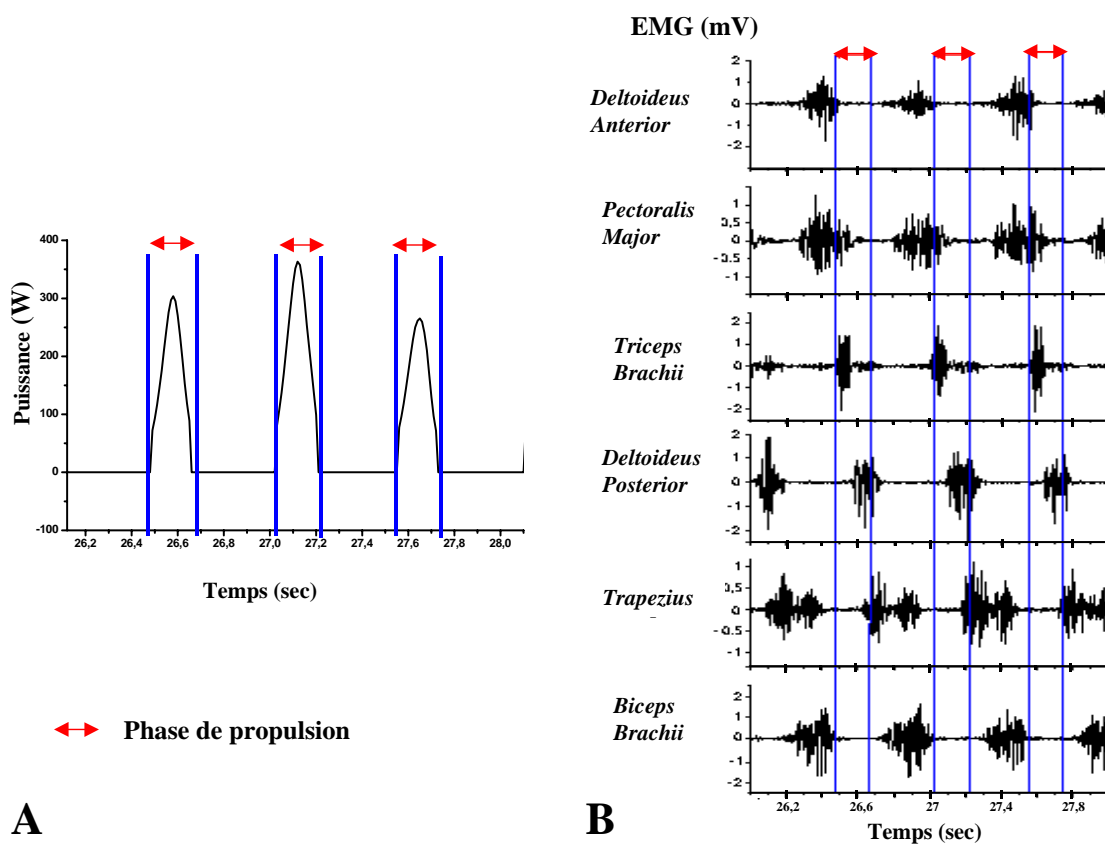


Figure 6 : A) Evolution de la puissance totale (puissance frein et puissance accélératrice, en Watts) enregistrée au cours du test d'1min30s (exemple pour 3 cycles de bras). Lorsque la puissance est nulle nous pouvons identifier la phase aérienne du cycle de bras. La variation de la puissance correspond à une action sur la main courante (phase de propulsion).

B) Exemple d'évolution de l'activité musculaire (EMG, en mV) en fonction des phases de propulsions et aériennes.

III.7. Traitement statistique.

Les valeurs sont exprimées sous forme de moyennes et d'écart types. Pour comparer les indices obtenus lors des tests progressif et maximal, nous avons utilisé un test paramétrique pour des échantillons indépendants (t de Student). Une analyse de variance à mesures répétées (ANOVA) permettait d'identifier un effet de la période d'analyse (périodes de départ, A, Vpic, D et fin-5) sur les différentes variables physiologiques et mécaniques. Dans le cas où apparaissait un effet significatif de la période, les différences entre chaque période étaient ensuite détectées à partir d'un test post-hoc de Newman-Keuls. Les relations entre la performance et les différents paramètres déterminés lors des tests ont été étudiées à partir du coefficient de corrélation de Spearman. Le seuil significatif a été fixé à $P < 0,05$.

IV. RESULTATS.

IV.1. Exercice de développé couché (DC).

Les valeurs de force enregistrées aux 9 vitesses imposées ont permis d'établir, pour chaque athlète, la relation force-vitesse correspondant à l'exercice de DC (cf. figure 7). Pour l'ensemble de nos athlètes, les niveaux de F_{max} , P_{max} et V_{max} sont respectivement de 125 ± 18 kg, $73,9 \pm 16,4$ $\text{kgm}\cdot\text{s}^{-1}$ et $2,82 \pm 0,23$ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. Les valeurs individuelles correspondant à l'ensemble des paramètres considérés sont indiquées dans le tableau 1.

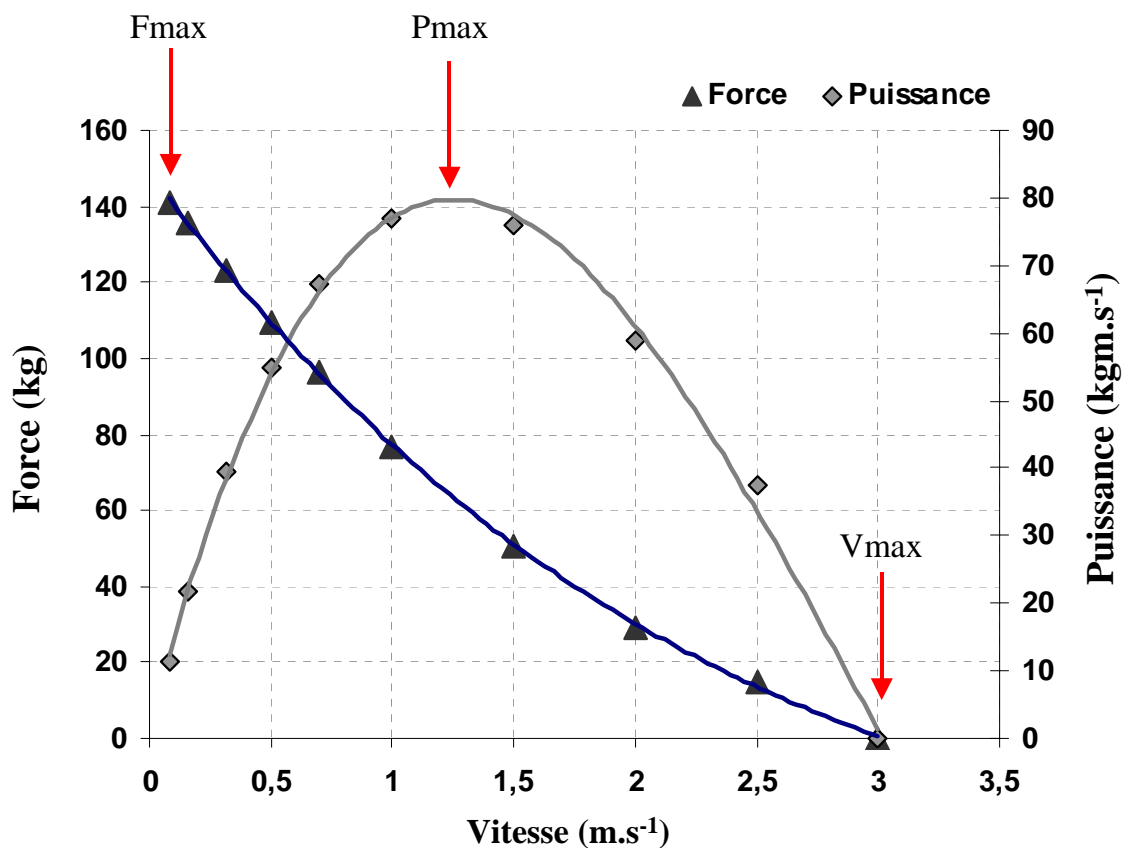


Figure 7 : Représentation graphique d'une relation force - vitesse et puissance - vitesse établie, pour un sujet, aux 9 vitesses imposées. F_{max} et P_{max} représentent respectivement les valeurs maximales de force et de puissance. V_{max} correspond à la vitesse maximale d'exécution du mouvement de « développé-couché » sans résistance opposée.

Sujets	Fmax (Kg)	Vmax (m.s ⁻¹)	Pmax (kgm.s ⁻¹)	F200 (Kg)	Fmax/Poids	Pmax/Poids
S ₁	93	2,42	48,6	12	1,30	0,68
S ₂	121	2,75	64,1	21	1,72	0,92
S ₃	133	2,87	72,8	23	2,05	1,12
S ₄	138	3,05	93,1	38	1,73	1,16
S ₅	109	2,68	64,3	21	1,76	1,04
S ₆	139	2,86	81,3	27	2,57	1,51
S ₇	142	3,09	93,0	38	1,82	1,19
Moyenne	125	2,82	73,9	26	1,85	1,09
<i>Ecart type</i>	18	0,23	16,4	9	0,39	0,26

Tableau 1 : Caractéristiques individuelles de force maximale (Fmax), vitesse maximale (Vmax) et puissance maximale (Pmax) obtenues lors de l'exercice de « développé-couché ». Fmax et Pmax sont, pour chaque athlète exprimées en fonction du poids (« Fmax/Poids » et « Pmax/ poids »). F200 correspond à la force maximale développée à la vitesse de 200 cm.s⁻¹.

IV.2. Test de consommation maximale d'oxygène en fauteuil.

Au cours du test d'intensité progressive réalisé en fauteuil, les athlètes ont atteint une vitesse maximale aérobie (VMA) de $29 \pm 3 \text{ km.h}^{-1}$. Les valeurs de $\dot{V}O_{2\text{max}}$ mesurées chez les 7 athlètes sont de $3,67 \pm 0,51 \text{ L.min}^{-1}$ soit, en valeur relative, $53,5 \pm 6,2 \text{ mL.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Il existe une corrélation significative ($P < 0,05$) entre VMA et, d'une part, $\dot{V}O_{2\text{max}}$ ($r=0,80$), d'autre part, $\dot{V}O_2$ mesuré au 2^{ème} seuil ventilatoire (SV₂) ($r=0,82$) uniquement lorsque les valeurs sont exprimées en L.min^{-1} . Le tableau 2 contient, pour chaque athlète, les variables physiologiques mesurées en fin d'exercice et à SV₂. En fin de test, les concentrations en lactate sanguin ($[\text{La}^-]_{\text{max}}$) ($13,5 \pm 1,7 \text{ mmol.l}^{-1}$), les quotients respiratoires ($1,12 \pm 0,06$) et fréquences cardiaques ($185 \pm 6 \text{ batt.min}^{-1}$) obtenues par les athlètes confirment l'atteinte de $\dot{V}O_{2\text{max}}$. $\dot{V}O_{2\text{max}}$ (en $\text{mL.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$) est d'ailleurs significativement corrélé ($P < 0,05$) avec FCmax ($r=0,84$) et $[\text{La}^-]_{\text{max}}$ ($r=0,84$).

Aucune corrélation n'a été déterminée entre les différents paramètres physiologiques déterminés lors de ce test d'intensité progressive et les paramètres musculaires évoqués précédemment.

Sujets	Valeurs maximales							Valeurs à SV ₂			
	VMA (km.h ⁻¹)	VO ₂ max (L.min ⁻¹)	VO ₂ max (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	V _E max (L.min ⁻¹)	FCmax (batt.min ⁻¹)	Q _R max	[La ⁻]max (mmol.l ⁻¹)	V (km.h ⁻¹)	VO ₂ (L.min ⁻¹)	FC (batt.min ⁻¹)	%VO ₂ max (%)
S ₁	27	3,75	52,1	139	182	1,15	13,0	24	2,80	163	75
S ₂	27	3,25	46,4	118	180	1,10	12,9	21	2,40	152	74
S ₃	30	3,55	54,6	151	181	1,16	11,9	26	2,90	157	82
S ₄	34	4,70	58,9	131	196	1,10	15,8	29	3,60	169	78
S ₅	29	3,80	59,7	119	191	1,16	13,8	25	2,80	180	76
S ₆	27	3,17	58,5	110	187	1,00	15,4	24	2,40	175	76
S ₇	28	3,45	44,2	114	181	1,14	11,4	24	2,72	163	80
Moyenne	29	3,67	53,5	126	185	1,12	13,5	25	2,80	166	77
<i>Ecart type</i>	3	0,51	6,2	15	6	0,06	1,7	2	0,40	10	3

Tableau 2: Variables physiologiques obtenues par chaque athlète lors du test maximal d'intensité croissante. Les valeurs sont identifiées à la vitesse maximale aérobie (VMA) et au 2^{ème} seuil ventilatoire (SV₂). Les définitions de ces différents paramètres sont indiquées dans la méthodologie.

IV.3. Test maximal d'1min 30s en fauteuil.

IV.3.1. Variables physiologiques.

Les valeurs pics de consommation d'oxygène ($\zeta\text{O}_2\text{pic}$) obtenues lors du test d'1min 30s ($3,52 \pm 0,63 \text{ L.min}^{-1}$ atteintes 40 ± 12 secondes après le début de l'effort) ne sont pas significativement différentes des valeurs de $\zeta\text{O}_2\text{max}$ obtenues au test d'intensité progressive (cf. tableaux 2 et 3). De plus, il existe une corrélation significative ($r=0,90$) entre ces 2 paramètres, ce qui signifie que, quel que soit le test, nous obtenons des différences interindividuelles identiques. Aucune différence significative n'est enregistrée pour les fréquences cardiaques et les débits ventilatoires également ($\text{FCpic} : 186 \pm 6 \text{ batt.min}^{-1}$; $\zeta\text{EPic} : 141 \pm 24 \text{ L.min}^{-1}$). En fin d'effort, la lactatémie mesurée chez les 7 athlètes ($[\text{La}^-]\text{pic}$) est de $17,3 \pm 1,9 \text{ mmol.l}^{-1}$, valeur significativement supérieure à celle obtenue à la fin du test d'intensité progressive.

Sujets	VO _{2pic} (L.min ⁻¹)	VO _{2pic} (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	T VO _{2pic} (s)	V _{Epic} (L.min ⁻¹)	FR _{pic} (Cycles.min ⁻¹)	FC _{pic} (batt.min ⁻¹)	[La ⁻] _{pic} (mmol.l ⁻¹)	[La ⁻] _R (mmol.l ⁻¹)	[La ⁻] _{Ech} (mmol.l ⁻¹)
S ₁	3,75	52,1	35	160	119	179	14,9	0,8	1,8
S ₂	3,12	44,6	35	184	111	180	19,0	0,8	3,7
S ₃	3,46	53,2	50	140	108	187	15,4	0,8	1,1
S ₄	4,70	58,8	35	140	69	196	16,7	1	1,1
S ₅	3,80	59,4	25	130	90	191	18,6	1,1	1,6
S ₆	3,00	55,6	50	117	91		20,0	0,9	4,8
S ₇	2,85	36,5	75	116	111	182	16,2	1,3	1,2
Moyenne	3,52	51,4	44	141	100	186	17,3	1,0	2,2
<i>Ecart type</i>	<i>0,63</i>	<i>8,2</i>	<i>17</i>	<i>24</i>	<i>17</i>	<i>6</i>	<i>1,9</i>	<i>0,2</i>	<i>1,5</i>

Tableau 3 : Variables physiologiques obtenues par chaque athlète lors du test maximal d'1min 30s. Les valeurs maximales du débit de consommation d'oxygène (VO_{2pic}), de débit ventilatoire (V_{Epic}), de fréquence respiratoire (FR_{pic}) et de fréquence cardiaque (FC_{pic}) correspondent aux valeurs moyennes les plus élevées sur une période de 15s. TVO_{2pic} correspond au temps d'atteinte ddu pic de VO₂. La lactatémie (en mmol.l⁻¹) est mesurée en fin d'effort ([La⁻]_{pic}) ainsi qu'au repos ([La⁻]_R) et à la fin de l'échauffement ([La⁻]_R).

IV.3.2. Evaluation de la performance.

La performance des athlètes est appréciée par la distance parcourue (Dmax) au cours de l'effort d'1min 30s (730,5 ± 64,8 m, valeurs comprises entre 628 et 827 m). Une analyse individualisée de la vitesse (cf. figure 8) met en évidence une évolution type caractérisant une phase d'accélération (0,35 ± 0,06 m.s⁻²), l'atteinte d'une valeur maximale (Vpic : 34,7 ± 3,0 km.h⁻¹) atteinte entre 202 et 237 mètres (soit 28 ± 3 s) et une phase de décélération (-0,035 ± 0,007 m.s⁻²). Cette analyse fait apparaître des différences individuelles en ce qui concerne les capacités à accélérer le système « athlète-fauteuil », atteindre une vitesse maximale (Vpic) importante, et limiter la décélération. Les valeurs individuelles concernant les paramètres associés aux qualités précédemment identifiées, sont répertoriées dans le tableau 4.

La performance globale (Dmax) est positivement corrélée à l'accélération (Acc) (r= 0,92 ; P<0,01), la distance parcourue en 15 secondes (D.15s) (r=0,79 ; P<0,05) et le pic de vitesse (Vpic) (r=0,92 ; P<0,01), ce qui signifie que la capacité à atteindre rapidement une valeur élevée de vitesse est déterminante de la performance sur ce type de test.

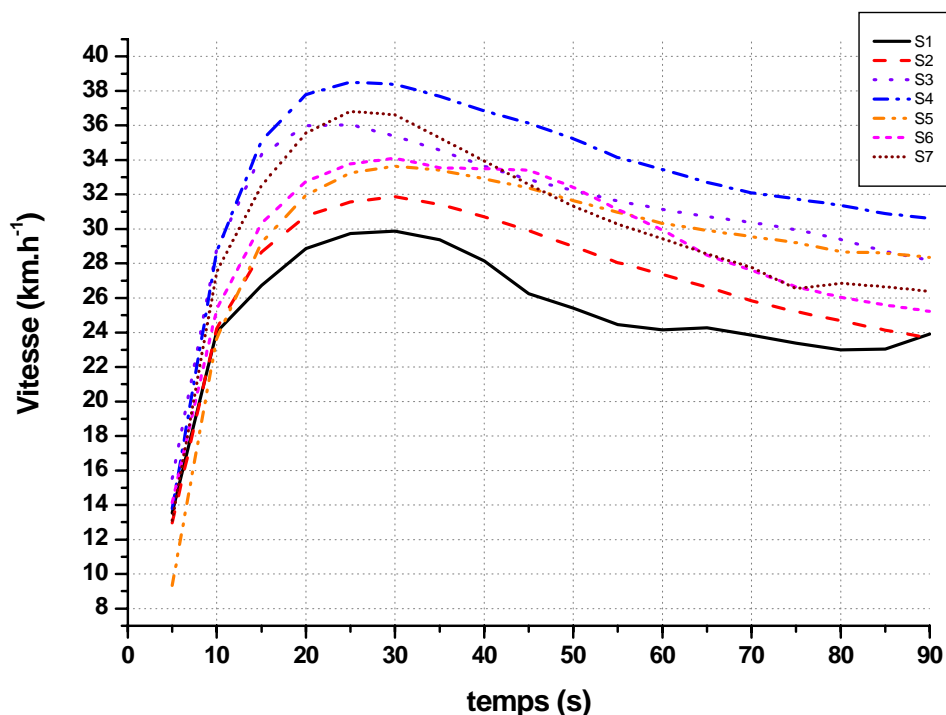


Figure 8 : Evolution de la vitesse (en km.h^{-1}) enregistrée pour les 7 athlètes au cours du test d'1min 30s (vitesse moyennée par période de 5 secondes).

Sujets	Dmax (m)	Vmoy (km.h^{-1})	Vpic (km.h^{-1})	D.Vpic (m)	TVpic (s)	D.15s (m)	Acc. (m.s^{-2})	Dec. (m.s^{-2})	T ₁₀₀ (s)	T ₂₀₀ (s)	T ₄₀₀ (s)
S ₁	628	25,1	29,9	212	30	89,3	0,28	-0,028	16,4	28,5	55,3
S ₂	676	27,0	31,9	222	30	91,5	0,29	-0,038	16,1	27,5	51,3
S ₃	777	31,1	36,0	209	25	109,3	0,39	-0,034	14,0	24,0	45,1
S ₄	827	33,1	38,5	214	25	107,8	0,43	-0,034	14,2	23,7	42,9
S ₅	732	29,3	33,6	224	30	86,4	0,31	-0,025	16,7	27,5	49,4
S ₆	728	29,1	34,1	237	30	97,0	0,32	-0,041	15,4	26,1	47,6
S ₇	747	29,9	36,8	202	25	101,6	0,41	-0,045	14,8	24,8	45,6
Moyenne	730,5	29,2	34,7	217,2	28	97,5	0,35	-0,035	15,4	26,0	48,2
<i>Ecart type</i>	64,8	2,6	3,0	11,4	3	9,0	0,06	0,007	1,1	1,9	4,2

Tableau 4 : Valeurs individuelles des indices représentant les différents profils de performance au cours du test d'effort maximal d'1min 30s.

Dmax et Vmoy : distance parcourue (m) et vitesse moyenne de déplacement (km.h^{-1}) au cours du test.
Vpic, D.Vpic et TVpic : pic de vitesse (km.h^{-1}), distance parcourue (m) et temps (s) mesurés à l'atteinte de Vpic.

D.15s, Acc et Dec : distance effectuée (m) après 15 s d'effort, accélération et décélération (m.s^{-2}) calculées au cours du test.

T₁₀₀, T₂₀₀ et T₄₀₀ : Temps d'atteinte (s) des distances de 100, 200 et 400 mètres au cours du test.

Relations entre la performance et les paramètres musculaires :

Nos résultats mettent en évidence une corrélation positive ($P < 0,05$) entre la performance globale (D_{max}) et les qualités musculaires suivantes : V_{max} ($r=0,78$), P_{max} ($r=0,82$) et F_{200} ($r=0,78$) (cf. figure 9).

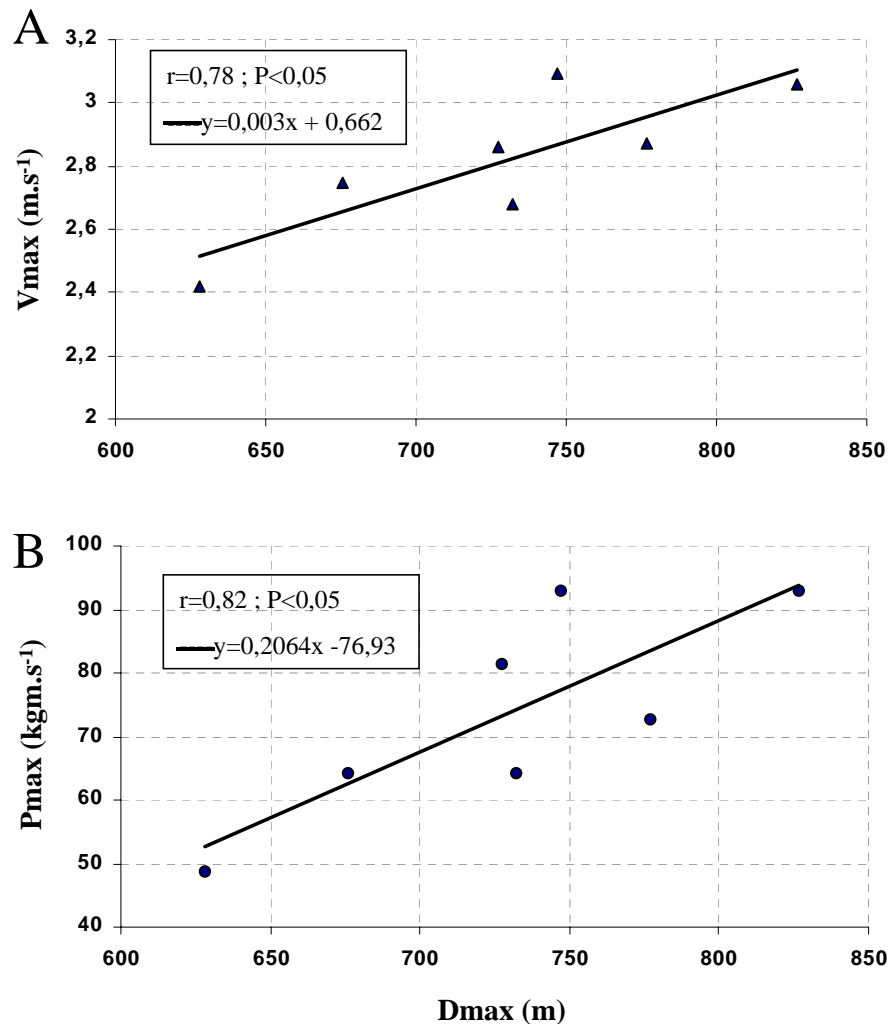


Figure 9 : *Corrélations entre la distance parcourue en 1min 30s (D_{max}) et V_{max} (A) ou P_{max} (B) correspondant respectivement à la vitesse ou la puissance maximales obtenues lors du test de « développé-couché ».*

Le pic de vitesse (V_{pic}) et l'accélération (Acc) sont significativement corrélés à V_{max} ($r=0,92$; $P < 0,01$), P_{max} ($r=0,96$; $P < 0,01$), F_{200} ($r=0,91$; $P < 0,01$) et F_{max} (respectivement $r=0,78$ et $r=0,84$; $P < 0,05$). Par ailleurs, la décélération est inversement corrélée à F_{max} ($r=-0,85$; $P < 0,05$). Rapportés au poids de corps, ces paramètres musculaires ne sont corrélés à aucun indice de performance.

Relations entre la performance et les paramètres physiologiques :

Les résultats de ce travail révèlent une corrélation positive entre Dmax et, d'une part, VMA obtenue lors du test d'intensité progressive ($r=0,95$; $P<0,01$), d'autre part, la valeur de ζO_2 à SV_2 exprimée en pourcentage de ζO_{2max} ($\% \zeta O_{2max}$) ($r=0,84$; $P<0,01$).

Ces mêmes indices, VMA et $\% \zeta O_{2max}$, sont positivement corrélés à l'accélération ($r=0,82$; $P<0,05$), D.15s ($r=0,77$; $P<0,05$) et V_{pic} ($r=0,81$; $P<0,05$). Aucune corrélation significative n'a pu être mise en évidence entre la performance et ζO_{2max} ; seule une tendance apparaît entre ζO_{2max} et la décélération ($r=0,70$; $P=0,06$). Il existe une corrélation négative entre la décélération et le temps d'atteinte de ζO_{2pic} au cours de l'effort maximal d'1min 30s ($r=-0,76$; $P<0,05$). Ceci signifie que le temps d'atteinte de ζO_{2pic} au cours de l'effort influence l'ampleur de la décélération.

IV.3.3. Evolution du pattern gestuel – influence de la fatigue.

Au cours de l'effort, l'évolution du pattern gestuel est étudiée à partir de la comparaison des paramètres mécaniques, cinématiques et électromyographiques analysés aux évènements suivants : Accélération (A), le pic de vitesse (Vpic), la décélération (D) et 5 secondes avant la fin de l'exercice (fin-5). L'analyse du pattern gestuel à Vpic (environ 30 secondes après le début d'effort) sert de référence pour, ensuite, détecter les éventuelles modifications pouvant apparaître de part et d'autre de cet instant.

Paramètres mécaniques :

Lorsque les athlètes atteignent leur vitesse maximale, la durée du cycle de bras (Tc) est en moyenne de 533 ± 33 ms et la fréquence gestuelle correspond à 113 ± 6 cycles.min⁻¹ (soit, $1,88 \pm 0,10$ Hz). Les paramètres temporels mesurés au cours des 5 évènements sont répertoriés dans le tableau 5.

Paramètres	Départ	A	Vpic	D	Fin-5
Données dynamiques enregistrées à partir de l'ergomètre					
Fréquence (cycles.min ⁻¹)	112 ± 32	112 ± 9	113 ± 6	105^{a, b, c} ± 4	102^{a, b, c} ± 4
 Tp (ms)	334 ± 52	203^a ± 15	140^{a, b} ± 8	139^{a, b} ± 19	147^{a, b} ± 16
 Tc (ms)	572 ± 139	539^a ± 43	533^a ± 33	573^{b, c} ± 23	590^{b, c} ± 26
 Tp/Tc (%)	56,9 ± 7,8	37,9^a ± 3,0	26,3^{a, b} ± 2,0	24,2^{a, b} ± 3,5	25,0^{a, b} ± 2,9
Données issues de l'analyse cinématique de la trajectoire du poignet					
 Durée Ph.Asc (s)		0,30 ± 0,03	0,30 ± 0,02	0,32^c ± 0,02	0,35^{b, c, d} ± 0,03
 Durée Ph. Desc (s)		0,24 ± 0,02	0,24 ± 0,02	0,24 ± 0,02	0,24 ± 0,02
 Ratio Ph.Desc / cycle (%)		44,7 ± 2,8	44,4 ± 2,4	42,9 ± 2,6	40,9^{b, c} ± 4,1

Tableau 5 : Paramètres fréquentiels et temporels de la propulsion (Moyenne ± Ecart-Type) lors des évènements suivants : Départ (5 premiers cycles), phase d'accélération (A), pic de vitesse (Vpic), phase de décélération (D) et 5 secondes avant la fin d'exercice (Fin-5). La fréquence gestuelle, le temps de poussée sur la main courante (Tp, en ms), le temps de cycle (Tc, en ms) ainsi que le rapport Tp/Tc sont calculés à partir des données issues de l'ergomètre. La durée des phases ascendantes (Durée Ph Asc, en s) et descendante (Durée Ph Desc, en s) sont calculées à partir de l'analyse cinématique de la trajectoire du poignet. Le « Ratio Ph.Desc / Cycle » représente, en pourcentage, la durée de la phase descendante par rapport au cycle complet.

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue à Vpic (P<0,05).

^d : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

Les valeurs concernant le temps de poussée sur les mains courantes (T_p) ou le rapport T_p/T_c sont significativement plus faibles à V_{pic} comparativement aux phases de départ et d'accélération (diminution de 30 et 31% comparativement à la phase d'accélération). A partir de V_{pic} , nous n'observons aucune influence de la durée sur ces 2 paramètres : les valeurs ne sont pas significativement différentes aux instants D ou Fin-5 comparativement à V_{pic} . En outre, il apparaît une corrélation positive ($r=0,73$; $P<0,05$) entre le rapport T_p/T_c calculé à l'instant D et les valeurs de décélération. Ce résultat semble montrer que la décélération calculée à l'instant D est d'autant moins grande que le pourcentage du temps de poussée reste important.

La durée de la phase descendante du cycle de bras, calculée à partir de l'analyse cinématique, reste constante pendant toute la durée de l'exercice ($0,24 \pm 0,02$ s). Par contre, la durée du cycle de bras et la durée de la phase ascendante augmentent de 11 et 17% entre V_{pic} et la fin d'exercice (*cf. tableau 5*). Par ailleurs, à partir de V_{pic} , nous observons une diminution de la fréquence gestuelle (-10% en fin de l'exercice comparativement à V_{pic}).

Paramètres cinématiques :

L'analyse des trajectoires du poignet et du coude met en évidence, sur l'axe vertical, que les valeurs maximales d'amplitude, de vitesses ascendante et descendante sont atteintes à V_{pic} (*cf. tableau 6*). Ces paramètres semblent déterminants de la performance puisque, sur l'axe vertical uniquement, il existe une corrélation positive entre V_{pic} et l'amplitude ($r=0,85$; $P<0,01$), la vitesse ascendante ($r=0,92$; $P<0,01$) ou descendante ($r=-0,82$; $P<0,05$) du poignet obtenus aux instants A et V_{pic} ($r=0,89$; $P<0,01$). Nos résultats révèlent une diminution des valeurs d'amplitude et de vitesse après l'instant V_{pic} , quels que soient l'axe ou le sens. Pour le poignet, cette diminution est significativement plus importante sur l'axe vertical (*cf. pourcentages de variations indiqués dans le tableau 6* (%Var)). Entre V_{pic} et la fin d'exercice, la variation d'amplitude sur l'axe vertical est significativement plus importante pour le poignet (-28%) que pour le coude (-18%). Etant donné que les positions basses du poignet et du coude restent constantes pendant l'exercice, il en résulte une augmentation de l'écart des positions hautes entre V_{pic} et la fin d'exercice (de $11,4 \pm 5,9$ à $20,3 \pm 5,9$ cm) (*cf. tableau 7*). Ce résultat traduit, en fin d'exercice, une moindre flexion des bras en position haute du cycle de bras.

La comparaison des vitesses du coude et du poignet met en évidence une diminution significative des écarts de vitesses ascendantes, descendantes entre Vpic et la fin d'exercice (cf. tableau 7). Sur l'axe vertical, cette variation s'explique par une diminution plus importante de la vitesse du poignet comparativement à celle du coude.

Paramètres	A	Vpic	D	Fin-5	%Var
Variables cinématiques / trajectoire du poignet					
Ampl._Z (cm)	58,7 ± 11,1	73,3^a ± 12,0	60,6^b ± 9,5	52,6^{b,c} ± 9,8	-28 *
V_{Zasc} (m.s ⁻¹)	3,16 ± 0,60	3,61^a ± 0,69	2,82^{a,b} ± 0,57	2,31^{a,b,c} ± 0,59	-36 *
V_{Zdesc} (m.s ⁻¹)	-3,68 ± 0,60	-4,61^a ± 0,64	-3,76^b ± 0,48	-3,36^b ± 0,31	-27
Ampl._Y (cm)	33,9 ± 8,5	34,2 ± 7,2	32,0 ± 6,3	30,7^{a,b} ± 6,7	-10
V_{Yavt} (m.s ⁻¹)	1,81 ± 0,43	1,58^a ± 0,34	1,61^a ± 0,40	1,49^a ± 0,43	-6 *
V_{Yarr} (m.s ⁻¹)	-1,74 ± 0,55	-2,03 ± 0,68	-1,79^a ± 0,54	-1,69^b ± 0,55	-17
Variables cinématiques / trajectoire du coude					
Ampl._Z (cm)	50,9 ± 4,9	59,5^a ± 3,5	53,3^b ± 3,9	49,0^b ± 3,3	-18
V_{Zasc} (m.s ⁻¹)	2,59 ± 0,21	2,84^a ± 0,29	2,31^b ± 0,28	2,01^{b,c} ± 0,29	-29
V_{Zdesc} (m.s ⁻¹)	-3,45 ± 0,52	-4,16^a ± 0,33	-3,53^b ± 0,36	-3,24^{b,c} ± 0,33	-22
Ampl._Y (cm)	14,3 ± 2,9	18,4^a ± 4,2	14,2^b ± 2,7	13,7^b ± 3,6	-25
V_{Yavt} (m.s ⁻¹)	0,98 ± 0,24	1,24^a ± 0,22	0,92^b ± 0,14	0,84^b ± 0,13	-32
V_{Yarr} (m.s ⁻¹)	-0,92 ± 0,23	-0,96 ± 0,26	-0,84 ± 0,19	-0,73^{a,b} ± 0,22	-24

Tableau 6 : Variables cinématiques (Moyenne ± Ecart-Type) issues de l'analyse des trajectoires du poignet et du coude droits lors des événements suivants : phase d'accélération (A), pic de vitesse (Vpic), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5). Les paramètres pris en compte sur l'axe vertical (Z, positif vers le haut) ou antéro-postérieur (Y, positif vers l'avant) sont l'amplitude (Ampl._Z et Ampl._Y, en cm), le pic de vitesse en phases ascendante et descendante (respectivement V_{Zasc} et V_{Zdesc}, en m.s⁻¹) et le pic de vitesse vers l'avant ou vers l'arrière (respectivement V_{Zavt} et V_{Zarr}, en m.s⁻¹). Le pourcentage de variation (%Var) est calculé entre Vpic et la fin d'exercice.

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à Vpic (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

* : Différence significative entre le poignet et le coude (P<0,05).

Paramètres	A	Vpic	D	Fin-5
Axe vertical (Z)				
Ecart des positions hautes (cm)	16,8 ± 5,2	11,4^a ± 5,9	17,5 ± 5,4	20,3^b ± 5,9
Ecart des positions basses (cm)	24,6 ± 4,3	24,0 ± 3,9	24,8 ± 3,9	23,9 ± 2,9
Déphasage (s)	0,03 ± 0,02	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,02 ± 0,01
Ecart des vitesses ascendantes (m.s⁻¹)	0,59 ± 0,45	0,76 ± 0,56	0,51 ± 0,35	0,33^b ± 0,37
Ecart des vitesses descendantes (m.s⁻¹)	0,23 ± 0,20	0,51^a ± 0,48	0,26^b ± 0,21	0,18^b ± 0,16
Axe antéro-postérieur (Y)				
Ecart des positions avant (cm)	5,5 ± 3,8	10,8^a ± 3,7	7,3^b ± 3,8	7,4^b ± 3,7
Ecart des positions arrières (cm)	25,0 ± 5,4	26,6 ± 5,3	25,1 ± 4,4	25,7 ± 9,4
Déphasage (s)	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01
Ecart des vitesses avants (m.s⁻¹)	0,84 ± 0,44	0,36^a ± 0,28	0,69^b ± 0,37	0,74^b ± 0,40
Ecart des vitesses arrières (m.s⁻¹)	0,78 ± 0,54	1,08 ± 0,52	0,95 ± 0,48	0,88 ± 0,61

Tableau 7: *Ecart entre les variables cinématiques obtenues par l'analyse des trajectoires du poignet et du coude lors des événements suivants : phase d'accélération (A), pic de vitesse (Vpic), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5). La comparaison est effectuée sur les axes vertical (Z) et antéro-postérieur (Y).*

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à Vpic (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

Entre Vpic et la fin de l'exercice, nous pouvons souligner une relative tendance entre la variation de vitesse ascendante mesurée pour le poignet et la décélération de l'athlète (r=0,70 ; P=0,07).

Paramètres électromyographiques :

La figure 9 présente une analyse des signaux EMG bruts pour l'ensemble des muscles analysés aux différents instants de l'effort lors du cycle de bras.

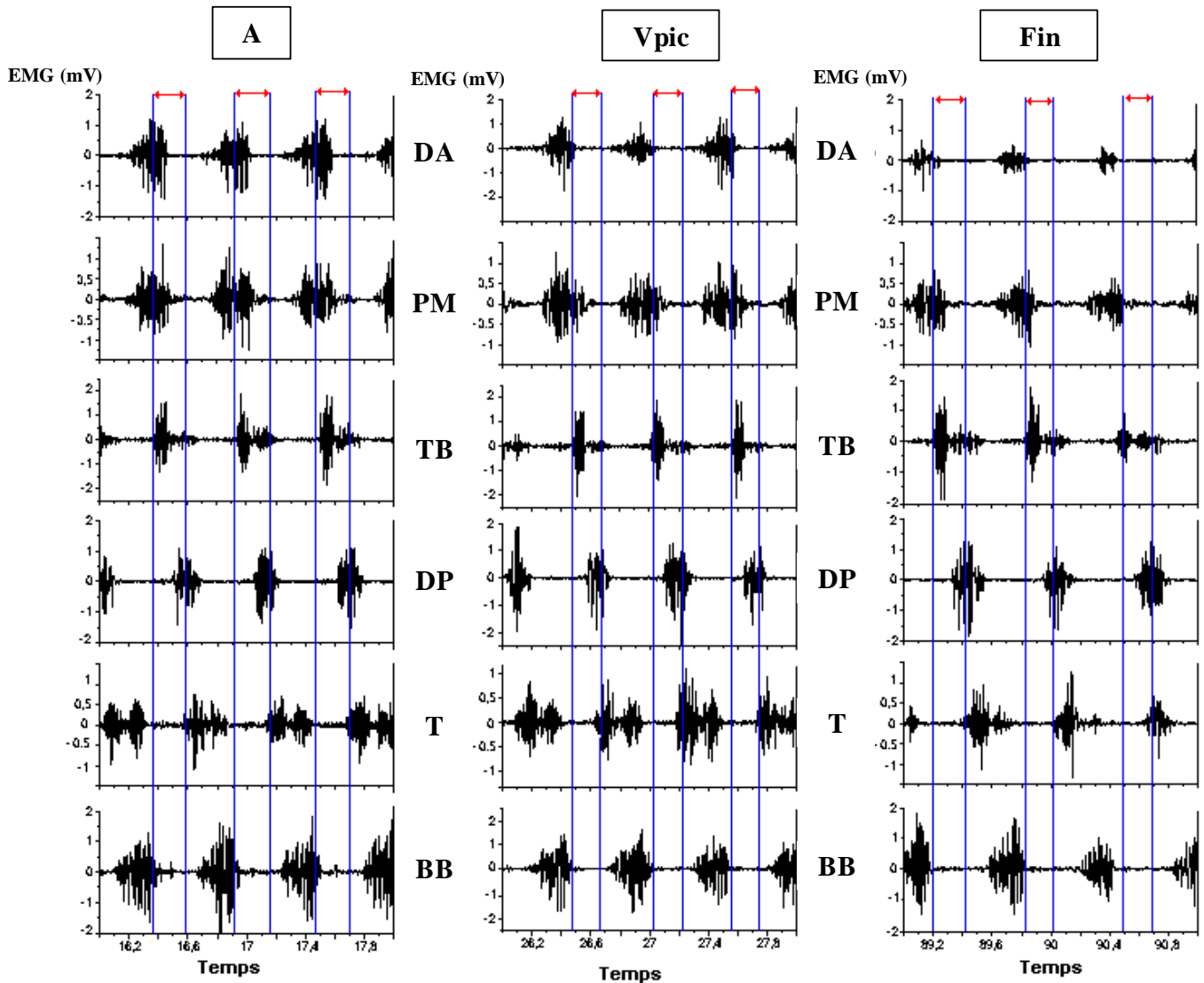


Figure 9 : Exemple d'évolution de l'activité musculaire (EMG, en mV) à différents instants (phase d'accélération (A), pic de vitesse (Vpic) et fin d'exercice (Fin)). Les phases de propulsion (↔) et aérienne sont identifiées avec les traits verticaux bleu. Les muscles représentés sont le deltoïdeus anterior (DA), le pectoralis major (PM), le triceps brachii (TB), le deltoïdeus posterior (DP) le trapezius (T) et le biceps brachii (BB).

- Analyse descriptive :

On peut distinguer deux groupes musculaires différenciés en fonction de leur participation plus ou moins importante au mouvement de propulsion. Le deltoideus anterior, le pectoralis major (muscles antépulseurs de l'épaule) et le triceps brachii (principalement extenseur du coude) peuvent être identifiés comme des muscles agonistes de la propulsion, sollicités pendant la phase descendante du cycle de bras. Il faut toutefois remarquer que le triceps Brachii, de par son insertion scapulaire, peut être rétropulseur de l'épaule et donc, actif pendant la phase ascendante du cycle de bras. Le biceps brachii, de par ses deux chefs musculaires, est antépulseur de l'épaule et fléchisseur du bras. Il est donc sollicité durant la phase propulsive (de par son insertion d'origine scapulaire) mais aussi durant la phase de « remplacement du bras », c'est à dire la phase ascendante du cycle de bras (flexion du coude). Le deltoideus posterior (rétrorpulseur de l'épaule) est actif en fin de propulsion et pendant la partie ascendante du cycle de bras. Avec le trapezius (élevateur de l'épaule), nous pouvons classer ces 2 muscles parmi les muscles principalement antagonistes du mouvement de propulsion. Le tableau 8 rend compte de l'activation musculaire de ces deux groupes relative soit, à la phase de contact des mains sur les mains courantes, soit à la phase aérienne du cycle de bras. L'analyse de ces résultats nous permet d'identifier, au cours de l'exercice d'1min 30s, 3 patterns d'activité musculaire spécifiques des différentes phases de l'effort :

- Lors du départ, les muscles des 2 groupes sont majoritairement actifs pendant le contact sur les mains courantes (respectivement 71,0 % et 65,7 % de leur activation pour les agonistes et antagonistes de la propulsion).
- Durant la phase d'accélération, les 3 muscles du groupe des agonistes restent principalement actifs lors du contact sur les mains courantes. A partir de la phase d'accélération, l'activité musculaire des muscles antagonistes apparaît synchrone du remplacement des bras pendant la phase ascendante du cycle de bras. Toutefois, celle du deltoideus posterior ne devient plus importante en phase aérienne qu'à la fin de l'exercice.
- Après l'atteinte de V_{pic} , jusqu'à la fin de l'effort, le deltoideus anterior et le pectoralis major sont principalement actifs en fin de phase aérienne (phase descendante), c'est à dire avant le contact des mains sur les mains courantes (*cf. tableau 8*).

MUSCLES	Départ		A		Vpic		D		Fin-5	
	Pro	Ph. Ae	Pro	Ph. Ae	Pro	Ph. Ae	Pro	Ph. Ae	Pro	Ph. Ae
Deltoideus Antérieur (%)	67,4* ± 19,4	32,6 ± 19,4	59,8 ± 9,4	40,2 ± 9,4	32,4 ^{a, b} ± 15,7	67,6* ^{a, b} ± 15,7	24,1 ^{a, b} ± 16,8	75,9* ^{a, b} ± 16,8	26,6 ^{a, b} ± 16,6	73,4* ^{a, b} ± 16,6
Pectoralis Major (%)	72,0* ± 15,2	28,0 ± 15,2	60,9* ± 7,0	39,1 ± 7,0	45,1 ^{a, b} ± 11,9	54,9 ^{a, b} ± 11,9	35,3 ^{a, b} ± 8,8	64,7* ^{a, b} ± 8,8	36,8 ^{a, b} ± 12,8	63,2* ^{a, b} ± 12,8
Triceps Brachii (%)	73,5* ± 17,7	26,5 ± 17,7	71,2* ± 17,2	28,8 ± 17,2	55,0 ^{a, b} ± 17,7	45,0 ^a ± 17,7	46,7 ^{a, b} ± 18,8	53,3 ^{a, b} ± 18,8	44,0 ^{a, b} ± 13,9	56,0 ^{a, b} ± 13,9
MOYENNE	71,0	29,0	64,0	36,0	44,2	55,8	35,4	64,6	35,8	64,2
Biceps Brachii (%)	53,5 ± 15,0	46,5 ± 15,0	36,0 ^a ± 18,5	64,0* ^a ± 18,5	30,5 ^a ± 19,9	69,5* ^a ± 19,9	22,9 ^a ± 18,8	77,1* ^a ± 18,8	20,8 ^a ± 9,6	79,2* ^a ± 9,6
Deltoideus Posterior (%)	75,3* ± 26,7	24,7 ± 26,7	59,2 ± 17,2	40,8 ± 17,2	49,0 ± 12,5	51,0 ± 12,5	40,2 ^a ± 6,5	59,8 ^a ± 6,5	34,1 ^a ± 6,0	65,9* ^{a, b} ± 6,0
Trapezius (%)	68,3* ± 18,9	31,7 ± 18,9	32,2 ^a ± 15,1	67,8* ^a ± 15,1	23,3 ^a ± 17,1	76,7* ^a ± 17,1	19,3 ^a ± 13,4	80,7* ^a ± 13,4	14,0 ^{a, b} ± 6,5	86,0* ^{a, b} ± 6,5
MOYENNE	65,7	34,3	42,5	57,5	34,3	65,7	27,5	72,5	23,0	77,0

Tableau 8 : *Activité musculaire lors des phases de propulsion (Pro) et aérienne (Ph. Ae) exprimée, pour l'ensemble des sujets et pour chaque muscle (agonistes versus antagonistes de la propulsion), en pourcentage de l'activité globale (EMGi) enregistrée sur tous le cycle de bras. Cette analyse est effectuée lors des évènements suivants : phase de départ, phase d'accélération (A), pic de vitesse (Vpic), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5).*

* : Différence significative entre les phases « Ph. Ae » et « Pro » ($P < 0,05$).

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase de départ ($P < 0,05$).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A ($P < 0,05$).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue à Vpic ($P < 0,05$).

- Modification de l'activité EMGi au cours de l'épreuve :

Entre Vpic et la fin de l'exercice, nos résultats font apparaître une augmentation significative ($P < 0,05$) de l'activité EMG (EMG normalisé en fonction du pic de puissance exercée sur la main courante) enregistrée pour les muscles Deltoideus posterior et Trapezius uniquement (cf. figure 10). Ce résultat semble montrer qu'avec la durée de l'exercice, la fatigue neuromusculaire est plus importante pour les muscles participant à l'élévation des bras pendant la phase aérienne.

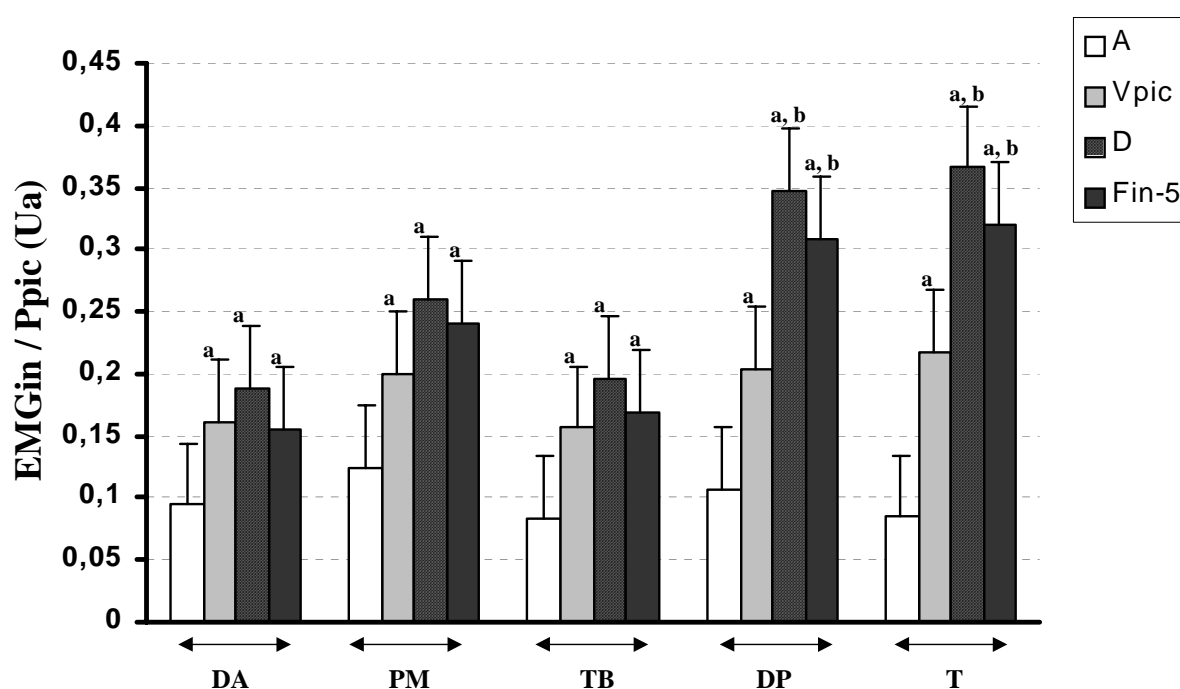


Figure 10 : Evolution du rapport $EMGi / Ppic$ ($EMGi$ normalisé rapporté au pic de puissance mesuré sur l'ergomètre : cf. méthodologie) au cours de l'exercice d'1min 30s (phase d'accélération (A), pic de vitesse (Vpic), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5)). Les muscles analysés sont le deltoideus anterior (DA), le pectoralis major (PM), le triceps brachii (TB), le deltoideus posterior (DP) et le trapezius (T).

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A ($P < 0,05$).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à Vpic ($P < 0,05$).

V. INTERPRETATION DES RESULTATS.

V.1. Evolution de la vitesse au cours de l'épreuve : identification de profil individuel.

La distance parcourue par l'ensemble des athlètes au cours de l'effort d'1min 30s correspond à $730,5 \pm 64,8$ m. Cette durée d'effort semble donc appropriée pour simuler le niveau d'effort des athlètes sur 800 m. En outre, lors de la compétition, l'effort fourni par l'athlète est soumis aux fluctuations liées à l'influence du « drafting ». Aussi, pour réaliser une évaluation individuelle, l'effort sur ergomètre nous semble plus pertinent que l'effort de compétition car moins soumis aux aléas de la course en groupe. D'ailleurs, comparativement aux références chronométriques pouvant être observées en course chez ces athlètes, nos résultats font apparaître des différences inter individuelles relativement plus importantes (entre 628 et 827 m). Nous mettons en évidence avec ce test, l'existence de différents profils d'évolution de la vitesse et donc, différentes caractéristiques individuelles. En effet, le fait d'imposer à l'athlète un effort maximal, permet d'identifier ses capacités à accélérer (Acc), atteindre une valeur de vitesse élevée au cours de l'effort (atteinte de V_{pic}) ou à minimiser la baisse de vitesse après la 30^{ème} seconde (minimisation de la décélération). Parmi les indices caractérisant les 3 phases identifiées (accélération, V_{pic} et décélération), la performance est significativement corrélée à Acc ($r=0,92$) et V_{pic} ($r= 0,92$), ce qui signifie que la performance sur 800 mètres est principalement influencée par la capacité de l'athlète à atteindre rapidement une vitesse de déplacement élevée. Cependant, dans la perspective d'une individualisation de l'entraînement, chaque indice doit être pris en compte. La capacité de l'athlète à minimiser la décélération est plus ou moins importante et peut aussi influencer la performance (cf. *tableau 4*). Par exemple, les valeurs d'accélération et de V_{pic} obtenues par les sujets S_3 et S_7 sont similaires (respectivement $0,39 \text{ m.s}^{-2}$ et $0,41 \text{ m.s}^{-2}$ pour l'accélération et $36,0 \text{ km.h}^{-1}$ et $36,8 \text{ km.h}^{-1}$ pour V_{pic}). La distance parcourue par l'athlète S_3 (777 m) est pourtant plus importante que celle de S_7 (747 m). Cette différence s'explique par une décélération moindre pour S_3 ($-0,034 \text{ m.s}^{-2}$ comparativement à $-0,045 \text{ m.s}^{-2}$ pour S_7). Par ailleurs, les athlètes S_5 et S_7 parcourent une distance similaire en 1min 30s (732 m et 747 m). Cependant, ces athlètes présentent un profil d'évolution de la vitesse diamétralement opposé (cf. *figure 8*). En effet, si la valeur de V_{pic} est moins importante pour S_5 ($33,6 \text{ km.h}^{-1}$ versus $36,8 \text{ km.h}^{-1}$ pour S_7), celui-ci est capable de minimiser la décélération comparativement à S_7

($-0,025 \text{ m.s}^{-2}$ versus $-0,041 \text{ m.s}^{-2}$). La prise en compte de ces différences révélées au cours de l'épreuve devrait permettre d'orienter l'entraînement pour chaque athlète.

V.2. Relations entre la performance au test et les capacités physiques.

Les résultats obtenus lors des tests d'évaluation des capacités physiques des athlètes (tests de détermination de $\dot{V}O_2\text{max}$ ou d'évaluation des qualités musculaires de force et de puissance) permettent d'expliquer en partie les différentes performances et profils d'athlètes observés précédemment. Ils pourront renseigner l'entraîneur sur les capacités physiques devant être développées à l'entraînement afin d'optimiser la performance.

Capacités musculaires :

Les performances obtenues en développé couché (DC) (*cf. tableau 1*) sont comparables à celles obtenues par les kayakistes de l'équipe de France spécialistes de course en ligne (F_{max} et P_{max} correspondant à $119,5 \pm 10,5 \text{ kg}$ et $72,1 \pm 8,5 \text{ kgm.s}^{-1}$: étude effectuée à l'INSEP en 1995). Pour cette population de haut niveau, le poids de corps ne semble pas être un facteur discriminant puisqu' aucune des qualités musculaires rapportées au poids de corps n'est corrélée à la performance. La capacité de l'athlète à atteindre une vitesse de déplacement élevée en fauteuil (V_{pic}), est étroitement dépendante de sa capacité à développer un niveau de force important aux vitesses élevées lors du mouvement de DC. En effet, nous obtenons une corrélation significative entre V_{pic} ou l'accélération et les indices tels que la vitesse maximale d'exécution du DC ($r=0,92$) et le niveau maximal de puissance ($r=0,96$). Lors de l'effort d'1min 30s, les valeurs de V_{pic} varient entre $29,9 \text{ km.h}^{-1}$ et $38,5 \text{ km.h}^{-1}$. Les athlètes possédant les niveaux de puissance les plus faibles (respectivement $48,6$, $64,1$ et $64,3 \text{ kgm.s}^{-1}$ pour S_1 , S_2 et S_5 ; *cf. tableau 1*) sont aussi ceux qui atteignent les plus petites valeurs de V_{pic} . Nos résultats nous permettent d'envisager qu'un entraînement spécifique visant à améliorer leur puissance maximale devrait favoriser l'atteinte d'une valeur élevée de V_{pic} . Plus que la force maximale des muscles antépulseurs de l'épaule et extenseurs des bras, c'est bien leur puissance maximale ou leur capacité à produire un niveau de force important aux vitesses les plus élevées (par exemple F_{200} , la force développée à la vitesse d'exécution du DC de 200 cm.s^{-1}) qui sont les qualités musculaires requises pour obtenir une vitesse de déplacement élevée. Les résultats obtenus par l'analyse cinématique vont d'ailleurs dans ce sens puisqu'il existe une corrélation entre V_{pic} et les vitesses ascendantes et descendantes de la trajectoire du poignet (respectivement $r=0,92$ et $r=-0,82$) pendant le cycle

de bras. Etant donné les temps de poussées plus longs lors de la phase de départ (334 ± 52 ms *versus* 140 ± 8 ms à V_{pic}), nous pouvons supposer que l'aptitude à développer un niveau de force élevé en DC favorise préférentiellement la mise en action du fauteuil au départ.

Aptitude aérobie :

Les valeurs de ζO_2max mesurées avec cette population de l'équipe de France (valeurs comprises entre 3,17 et 4,70 L.min⁻¹) sont supérieures à celles relatées dans la littérature spécifique relative aux athlètes paraplégiques (valeurs comprises entre 1,3 et 3 L.min⁻¹). Par exemple, la valeur moyenne de ζO_2max obtenue dans l'étude de Veeger et coll. (1991), également réalisée en laboratoire, est de 2,23 L.min⁻¹ pour des athlètes en fauteuil avec notamment une valeur de 2,86 L.min⁻¹ pour les pratiquants d'athlétisme. Ces valeurs restent inférieures à celles observées en course à pieds (valeurs comprises entre 4,0 et 5,0 L.min⁻¹) chez des athlètes de niveau similaire (national et international) spécialistes d'efforts de durées équivalentes (Spencer et Gastin, 2001 ; Thomas et coll., *sous presse*). Cependant, comparativement à celles obtenues dans une activité comme le kayak, sollicitant presque exclusivement les membres supérieurs, les valeurs obtenues par certains athlètes (S_3 , S_4 , S_5) sont semblables à celles obtenues chez des kayakistes de haut niveau (Levêque et coll., 2001 ; Tesch, 1983). Ainsi, dans l'étude de Fry et Morton (1991), les kayakistes sélectionnés aux jeux olympiques ont une valeur moyenne de ζO_2max de 4,78 L.min⁻¹ alors que les non sélectionnés ont une valeur moyenne de 3,87 L.min⁻¹. Les valeurs de ζO_2max obtenues lors de cette étude sont relativement élevées compte tenu de la masse musculaire active (comparativement à un exercice des membres inférieurs) et confirment l'importance de la sollicitation aérobie en « course fauteuil ». Dans une perspective d'évaluation de l'aptitude physique, les résultats montrent l'importance de l'aptitude aérobie sur la performance au 800 m (corrélation entre la performance et VMA : $r=0,95$). L'aptitude aérobie influence plus particulièrement la phase de décélération. En effet, nos résultats font apparaître une tendance entre ζO_2max (exprimé en valeur absolue : L.min⁻¹) et l'indice de décélération ($r=0,70$; $p=0,06$). Par exemple, les 3 athlètes présentant les plus importantes valeurs de décélération (-0,038, -0,041 et -0,045 m.s⁻² pour S_2 , S_6 et S_7 ; cf. *tableau 4*) possèdent aussi les plus faibles valeurs de ζO_2max (cf. *tableau 2*). Par ailleurs, l'existence d'une corrélation négative entre la décélération et le temps d'atteinte de ζO_2pic au cours de l'effort d'1min 30s ($r= -0,76$) confirme l'intérêt qu'il y'a à améliorer le potentiel oxydatif des athlètes afin de minimiser la décélération. La cinétique de la consommation d'oxygène et le calcul du déficit en oxygène

nous ont permis de déterminer la participation du métabolisme aérobie au cours de l'épreuve d'1min 30s. D'après ce calcul effectué pour l'ensemble des athlètes, la part du métabolisme aérobie dans la re-synthèse d'énergie au cours de ce type d'effort correspondrait à $68 \pm 8\%$, valeurs similaires à celles observées en course à pied sur 800 m (Spencer et Gastin, 2001).

V.3. Performance et analyse EMG.

Patterns d'activité musculaire :

Nos résultats concernant l'analyse cinématique et électromyographique mettent en évidence, au cours de l'effort maximal, une modification du pattern gestuel avec la durée de l'exercice. Tout d'abord, indépendamment de la fatigue pouvant apparaître après la 30^{ème} seconde d'effort, nous avons identifié 3 patterns d'activation musculaire spécifiques associés aux phases de départ, d'accélération et d'atteinte de V_{pic} (cf. tableau 8). Lors de la mise en action, il y a une co-contraction des muscles agonistes et antagonistes au cours de la phase propulsive. Cette co-activation est classiquement observée pour les efforts contre résistance de type « force maximale isométrique » ou des efforts dynamiques à charge quasi-maximale, ce qui semble confirmer l'importance du niveau de force maximale sur la performance au départ. A partir de la phase d'accélération, nous pouvons constater une activation réciproque des muscles agonistes et antagonistes. Les agonistes (deltoïdeus anterior, pectoralis major et triceps brachii) restent activés principalement pendant la propulsion alors que l'activité des muscles antagonistes (deltoïdeus posterior, biceps brachii et trapezius) apparaît synchrone du remplacement des bras pendant la phase ascendante. Après l'atteinte de V_{pic} , l'ensemble de ces groupes musculaires sont majoritairement activés en phase aérienne, avant le contact des mains sur les « mains courantes ». Les muscles Deltoïdeus anterior et Pectoralis Major restent activés pendant la phase descendante du cycle de bras, mais seule 24,1 et 35,3 % de leur activité n'est concomitante de la phase propulsive. L'identification de ces 3 patterns doit, semble-t-il, être prise en considération pour le travail technique spécifique. En effet, compte tenu de ce que l'on connaît de la spécificité d'adaptation du système neuromusculaire à l'entraînement, ce travail technique doit proposer des situations reproduisant les différentes coordinations gestuelles identifiées précédemment.

Analyse de la fatigue:

Après la 30^{ème} seconde d'effort, la vitesse de déplacement diminue jusqu'à la fin de l'exercice. Les adaptations gestuelles classiquement observées avec la fatigue au cours de ce type d'effort maximal peuvent concerner l'amplitude ou la fréquence gestuelle. La chute de vitesse peut être associée d'une part, à une diminution de la fréquence gestuelle lorsque l'amplitude gestuelle est conservée, d'autre part, une diminution de l'amplitude gestuelle permettant de conserver une même fréquence gestuelle. Au cours de l'épreuve en fauteuil, cette deuxième adaptation est principalement observée chez les athlètes. En effet, parallèlement à la phase de décélération, l'analyse cinématique fait apparaître une diminution de l'amplitude des trajets du poignet et du coude (respectivement -28% et -18%), elle-même associée à une diminution des vitesses ascendantes et descendantes (-36% et -27% pour le poignet) sur l'axe vertical. Cependant, une légère augmentation de la durée de cycle des bras (+10%) et une diminution significative de la fréquence gestuelle (-8%) sont également observées. Par ailleurs, entre V_{pic} et la fin d'exercice, la variation d'amplitude sur l'axe vertical est significativement plus importante pour le poignet (-28%) que pour le coude (-18%). Etant donné que les positions basses du poignet et du coude restent constantes pendant l'exercice, il en résulte une augmentation de l'écart des positions hautes entre V_{pic} et la fin d'exercice (de $11,4 \pm 5,9$ à $20,3 \pm 5,9$ cm) (cf. tableau 7). Ce résultat traduit, en fin d'exercice, une moindre flexion des bras en position haute du cycle de bras. La chute de la vitesse de déplacement du fauteuil est donc associée à une diminution de l'amplitude de la trajectoire du cycle de bras et une moindre flexion des bras lors de leurs remplacement. Nos résultats semblent montrer que les athlètes ayant une chute de vitesse importante présentent aussi de fortes diminutions d'amplitude. Nous observons d'ailleurs une tendance ($r=-0,72$; $p=0,06$) entre la décélération et la variation d'amplitude de la trajectoire du poignet.

L'évolution de l'EMG entre V_{pic} et la fin de l'épreuve nous permet d'interpréter cette diminution de l'amplitude gestuelle observée au cours de l'effort. Nos résultats mettent en évidence une augmentation significative de l'activation musculaire relative (rapport EMG_i/P , où EMG_i correspond à l'EMG intégré et P à la puissance développée lors du cycle de bras analysé) du deltoïdeus postérieur et du trapezius (augmentation de 55% entre 30 secondes et la fin de l'exercice). Ce résultat semble traduire une fatigue neuromusculaire plus importante de ces muscles sollicités en fin de phase de propulsion et pendant la phase ascendante du cycle de bras. Un entraînement de musculation visant à améliorer les qualités d'endurance de force des muscles sollicités lors du remplacement des bras (principalement les muscles rétropulseurs

des épaules) devrait permettre de minimiser la fatigue observée pour ces muscles et donc, optimiser la performance.

VI CONCLUSION.

Au regard de ces travaux, nous mettons en évidence :

- L'influence des qualités de puissance et de force maximales des membres supérieurs sollicités lors d'un développé couché sur la performance au 800 m et, plus particulièrement, sur la capacité à atteindre une vitesse de déplacement élevée dans les 30 premières secondes d'un effort maximal.
- L'influence de l'aptitude aérobie sur la performance au 800 m.
- L'existence d'une fatigue particulièrement localisée sur les muscles sollicités lors du replacement des bras en phase aérienne, ce qui se traduit par une réduction de l'amplitude gestuelle et une augmentation de durée de la phase aérienne.
- L'existence d'une coordination spécifique aux différentes phases de l'effort.

D'un point de vue pratique, ce travail permet de souligner :

- La nécessité d'un travail de renforcement musculaire se fixant comme objectif l'augmentation des qualités de puissance et force maximales ainsi qu'un travail d'endurance de force localisé sur les muscles élévateurs du bras.
- La nécessité d'un travail visant à développer l'aptitude aérobie.
- La nécessité d'envisager 3 types de travail technique en fauteuil s'appuyant sur les différentes phases de la course.

Références bibliographiques.

Abdel-Aziz, Y.I. et Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.

Ahmaidi, S., Hardy, J.M., Varray, A., Collomp, K., Mercier, J. et Préfaut, C. (1992). Relation entre le seuil d'accumulation du lactate et le seuil d'inadaptation ventilatoire à la production de CO₂ au cours d'une épreuve d'exercice musculaire chez le sportif. *Science et Sports*, 7, 157-62.

Astrand, P.O. et Saltin, B. (1961). Maximal oxygen uptake and heart rate in various types of muscular activity. *J Appl Physiol*, 16, 977-80.

Ayalon, A., Inbar, O. et Bar-Or, O. (1974). Relationship among measurements of explosive strength and anaerobic power. *In: International Series on Sport Sciences. Vol 1 Biomechanics IV* (R.C. Nelson & C.A. Morehouse, eds). University press, Baltimore, pp. 572-7.

Bishop, D., Bonetti, D. et Dawson, B. (2002). The influence of pacing strategy on VO₂ and supramaximal kayak performance. *Med Sci Sports Exerc*, 34, 1041-7.

Camus, G. (1992). Relationship between record time and maximal oxygen consumption in middle-distance running. *Eur J Appl Physiol*, 64, 534-7.

Campbell, I.G., Williams, C. et Lakomy, H.K. (1997). Physiological responses of wheelchair athletes at percentages of top speed. *Br J Sports Med*, 31, 36-40.

Chelly, S.M. et Denis, C., (2001). Leg power and hopping stiffness : relationship with sprint running performance. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 326-33.

Chow, J.W., Millikan, T.A., Carlton, L.G., Chae, W.S. et Morse, M.I. (2000). Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system. *J biomech*, 33, 601-8.

Devillard, X., Calmels, P., Sauvignet, B., Belli, A., Denis, C., Simard, C. et Gautheron, V. (2001). Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. *Eur J Appl Physiol*, 85, 479-85.

Fry, R.W. et Morton, A.R. (1991). Physiological and kinanthropometric attributes of elite flatwater kayakists. *Med Sci Sports Exerc*, 23, 1297-301.

Gass, G.C. et Camp, E.M. (1979). Physiological characteristics of trained Australian paraplegic and tetraplegic subjects. *Med Sci Sports Exerc*, 11, 256-9.

- Hauswirth, C., Bigard, A.X., et Le Chevalier, J.M. (1997).** The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *Int J Sports med*, 18, 449-53.
- Hauswirth, C., Vallier, J.M., Lehenaff, D., Brisswalter, J., Smith, D., Millet, G. et Dreano, P. (2001).** Effect of two drafting modalities in cycling on running performance. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 485-92.
- Jacobs, I. et Pope, J. (1986).** A computerized system for muscle strength evaluation: measurement reproducibility, validity and some normative data. *NSCA Journal*, 8, 28-33.
- Kawazu, T., Tajima, F., Makino, K., Okawa, H., Umezu, Y., Akatsu, Y. et Ogata, H. (1999).** Isokinetic strength of elbow extensor muscles correlates with race time in wheelchair half marathon racers. *J UOEH*, 21, 13-21.
- Levêque, J-M., Brisswalter, J., Bernard, O. et Goubault, C. (2001).** Evaluation des caractéristiques physiologiques des kayakistes de haut-niveau de performance. *Science et Sports*, 16, 23-8.
- Mayer, F., Horstmann, T., Martini, F., Bilow, H. et Dickhuth, H.H. (1998).** Quantification of shoulder power in trained and untrained paraplegic wheelchair athletes. *Sportverletz Sportschaden*, 12, 147-51.
- Mayer, F., Bilow, H., Horstmann, T., Martini, F., Niess, A., Rocker, K. et Dickhuth, H.H. (1999).** Muscular Fatigue, Maximum strength and stress reactions of the shoulder musculature in paraplegics. *Int J Sports med*, 20, 487-93.
- Miller, C., Quievre, J., Gajer, B. et Thépaut-Mathieu, C. (1996).** Characteristics of the Force-velocity relationship in elite athletes. Int Pre Olympic Scientific Congress, Dallas, TX, USA 124 10-14.
- Mulroy, S.J., Gronley, J.K., Newsam, C.J. et Perry, J. (1996).** Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil*, 77, 187-93.
- Nummela, A., Mero, A. et Rusko, H. (1996).** Effects of sprint training on anaerobic performance characteristics determined by the MART. *Int J Sports Med*, 17, S114-9.
- Peronnet, F. et Thibault, G. (1984).** Consommation maximale d'oxygène, endurance et performance en course à pied. *Macolin*, 7, 15-18.
- Pyne, D.B., Boston, T., Martin, D.T. et Logan, A. (2000).** Evaluation of the Lactate Pro blood lactate analyser. *Eur J Appl Physiol*, 82, 1112-16.
- Sawka, M.N. (1986).** Physiology of upper body exercise. *Exerc Sport Sci Rev*, 14, 175-211.
- Sleivert, G. et Taingahue, M. (2003).** The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *Eur J Appl Physiol*, 91, 46-52.

Spencer, M.R. et Gatin, P.B. (2001). Energy system contribution during 200 to 1500 m running in highly trained athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 157-62.

Takaishi, T., Yasuda, Y. et Moritani, T. (1994). Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates. *Eur J Appl Physiol*, 69, 154-8.

Tesch, P.A. (1983). Physiological characteristics of elite kayak paddlers. *Can J Physiol*, 8, 87-91.

Thomas, C., Hanon, C., Perrey, S., Le chevalier, J.M., Couturier, A., Vandewalle, H. (2005). Oxygen uptake response to an 800 m running race. *Int J Sports med. Sous presse*.

Tolfrey, K. et Goosey-Tolfrey, V.L., Campbell, I.G. (2001). Oxygen uptake-heart rate relationship in elite wheelchair racers. *Eur J Appl Physiol*, 86, 174-8.

Van Der Helm, F.C. et Veeger, H.E.J. (1996). Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *J biomech*, 29, 39-52.

Vandewalle, H., Maton, B., Le Bozec, S. et Guerenbourg, G. (1991). An electromyographic study of an all-out exercise on a cycle ergometer. *Arch Int Physiol Bioch Biophys*, 99, 89-93.

Vanlandewijck, Y.C., Theisen, D.M. et Daly, D.J. (2001). Wheelchair propulsion biomechanics (implications for wheelchair sports). *Sports Med*, 31, 339-67.

Veeger, H.E.V., Hadj, J., Yahmed, M., Van der Woude, L. et Charpentier, P. (1991). Peak oxygen uptake and maximal power output of Olympic wheelchair-dependent athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 23, 1201-9.

Wasserman, K., Whipp, B.J., Koys, S.N. et Beaver, W. L. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol*, 35, 236-43.

**TABLEAUX ANNEXES : VARIABLES INDIVIDUELLES /
PARAMETRES MECANIKUES.**

Sujets	Fréquence (cycles.min ⁻¹)				Tp (ms)				Tc (ms)				Tp / Tc (%)			
	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5
S ₁	109	118	102	100	230	140	160	150	550	510	590	600	41,8	27,5	27,1	25,0
S ₂	113	111	102	98	190	130	120	120	530	540	590	610	38,5	24,1	20,3	20,0
S ₃	107	113	103	97	190	140	140	150	560	530	580	620	33,9	26,4	24,1	24,2
S ₄	118	115	109	105	210	130	160	170	510	520	550	570	41,2	25,0	29,0	29,8
S ₅	128	120	111	107	190	150	140	140	470	500	540	560	38,3	30,0	25,9	25,0
S ₆	98	100	100	98	210	150	140	160	610	600	600	610	34,4	25,0	23,3	26,2
S ₇	111	113	107	107	200	140	110	140	540	530	560	560	37,4	26,4	19,6	25,0
Moyenne	112	113	105^{a,b}	102^{a,b}	203	140^a	139^a	147^a	539	533	573^{a,b}	590^{a,b}	37,9	26,3^a	24,2^a	25,0^a
<i>Ecart type</i>	9	6	4	4	15	8	19	16	43	33	23	26	3,0	2,0	3,5	2,9

Tableau 9 : Caractéristiques individuelles de fréquence gestuelle, de temps de poussée sur la main courante (Tp, en ms) et de temps de cycle (Tc, en ms) mesurés lors du test d'1min 30 lors des événements suivants : phase d'accélération (A), pic de vitesse (V_{pic}), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5). Ces paramètres sont calculés à partir des données enregistrées sur l'ergomètre.

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à V_{pic} (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

Sujets	Durée Ph.Asc (s)				Durée Ph. Desc (s)				Ratio Ph.Desc / cycle (%)			
	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5
S ₁	0,28	0,29	0,31	0,34	0,24	0,22	0,27	0,27	46,2	43,1	46,6	44,3
S ₂	0,28	0,30	0,33	0,38	0,23	0,24	0,24	0,22	45,5	44,4	42,1	36,7
S ₃	0,33	0,30	0,33	0,34	0,22	0,24	0,26	0,27	39,6	44,4	43,8	44,3
S ₄	0,26	0,26	0,30	0,32	0,25	0,25	0,25	0,25	48,7	49,4	45,1	43,9
S ₅	0,27	0,30	0,32	0,34	0,22	0,22	0,22	0,22	44,6	42,3	40,7	39,3
S ₆	0,33	0,33	0,36	0,40	0,27	0,27	0,23	0,21	45,3	45,0	39,0	34,4
S ₇	0,31	0,30	0,31	0,32	0,24	0,22	0,24	0,25	43,4	42,3	43,4	43,9
Moyenne	0,30	0,30	0,32^b	0,35^{b,c}	0,24	0,24	0,24	0,24	44,7	44,4	42,9	40,9^{a,b}
<i>Ecart type</i>	0,03	0,02	0,02	0,03	0,02	0,02	0,02	0,02	2,8	2,4	2,6	4,1

Tableau 10 : Valeurs individuelles concernant les paramètres temporels du cycle (Moyenne ± Ecart-Type) lors des événements suivants : phase d'accélération (A), pic de vitesse (V_{pic}), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5). La durée des phases ascendantes (Durée Ph Asc, en s) et descendantes (Durée Ph Desc, en s) sont calculées à partir de l'analyse cinématique de la trajectoire du poignet. Le « Ratio Ph.Desc / Cycle » représente, en pourcentage, la durée de la phase descendante par rapport au cycle complet.

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à V_{pic} (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

Sujets	Trajectoire du poignet											
	Ampl. _z (cm)				V _{zasc} (m.s ⁻¹)				V _{zdesc} (m.s ⁻¹)			
	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5
S ₁	46,7	68,6	60,6	57,7	2,60	3,36	2,67	2,63	-2,85	-4,51	-3,45	-3,27
S ₂	45,3	64,0	52,5	43,7	2,54	3,33	2,35	1,86	-2,89	-3,67	-3,11	-2,70
S ₃	65,6	92,9	78,0	69,4	3,34	4,72	3,83	3,19	-3,99	-5,62	-4,64	-3,60
S ₄	69,8	82,6	66,0	56,5	4,14	4,18	3,22	2,53	-4,00	-4,80	-3,95	-3,53
S ₅	49,0	56,6	48,8	43,9	2,62	2,58	2,23	1,86	-3,56	-4,11	-3,65	-3,51
S ₆	68,3	73,9	57,9	42,9	3,40	3,38	2,43	1,49	-4,15	-4,45	-3,65	-3,48
S ₇	66,2	74,2	60,0	54,3	3,51	3,70	2,97	2,61	-4,35	-5,11	-3,90	-3,46
Moyenne	58,7	73,3^a	60,6^b	52,6^{b,c}	3,16	3,61^a	2,82^{a,b}	2,31^{a,b,c}	-3,68	-4,61^a	-3,76^b	-3,36^b
<i>Ecart type</i>	11,1	12,0	9,5	9,8	0,60	0,69	0,57	0,59	0,60	0,64	0,48	0,31

Tableau 11 : Valeurs individuelles concernant l'analyse cinématique de la trajectoire du poignet droit lors des événements suivants : phase d'accélération (A), pic de vitesse (V_{pic}), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5). Les 3 paramètres pris en compte sur l'axe vertical (Z, positif vers le haut) sont l'amplitude (Ampl._z, en cm), le pic de vitesse en phases ascendante (V_{zasc}, en m.s⁻¹) et descendante (V_{zdesc}, en m.s⁻¹).

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à V_{pic} (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

Sujets	Trajectoire du poignet											
	Ampl. _y (cm)				V _{yavt} (m.s ⁻¹)				V _{yarr} (m.s ⁻¹)			
	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5
S ₁	36,2	36,1	36,9	35,3	2,33	2,07	2,11	2,03	-2,05	-2,38	-2,04	-1,99
S ₂	29,0	30,8	28,6	27,1	1,39	1,20	1,25	1,08	-1,27	-1,59	-1,27	-1,07
S ₃	38,7	38,5	35,8	35,3	1,88	1,45	1,62	1,48	-2,02	-2,38	-2,49	-2,16
S ₄	44,5	45,6	41,5	41,4	2,34	1,98	2,00	2,08	-2,51	-3,20	-2,48	-2,52
S ₅	18,2	22,6	24,3	22,7	1,23	1,39	1,42	1,28	-0,86	-1,10	-1,37	-1,44
S ₆	38,0	35,4	31,1	28,2	1,88	1,68	1,85	1,50	-1,85	-1,78	-1,32	-1,13
S ₇	32,6	30,7	26,0	25,1	1,66	1,29	1,02	1,00	-1,61	-1,80	-1,53	-1,50
Moyenne	33,9	34,2	32,0	30,7^{a,b}	1,81	1,58^a	1,61^a	1,49^a	-1,74	-2,03^a	-1,79	-1,69^b
<i>Ecart type</i>	8,5	7,2	6,3	6,7	0,43	0,34	0,40	0,43	0,55	0,68	0,54	0,55

Tableau 12 : Valeurs individuelles concernant l'analyse cinématique de la trajectoire du poignet droit lors des événements suivants : phase d'accélération (A), pic de vitesse (V_{pic}), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5). Les 3 paramètres pris en compte sur l'axe antéro-postérieur (Y, positif vers l'avant) sont l'amplitude (Ampl._y, en cm), le pic de vitesse vers l'avant (V_{yavt}, en m.s⁻¹) et vers l'arrière (V_{yarr}, en m.s⁻¹).

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à V_{pic} (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

Sujets	Trajectoire du coude											
	Ampl. _z (cm)				V _{zasc} (m.s ⁻¹)				V _{zdesc} (m.s ⁻¹)			
	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5
S ₁	44,2	56,1	54,7	50,5	2,22	2,53	2,08	1,89	-2,64	-3,73	-3,14	-2,81
S ₂	46,3	59,8	51,4	46,3	2,58	3,02	2,25	1,88	-2,90	-3,67	-3,15	-2,82
S ₃	51,1	63,7	60,0	55,3	2,60	3,12	2,81	2,27	-3,42	-4,30	-4,17	-3,43
S ₄	52,7	57,6	51,3	49,8	2,75	2,81	2,33	2,27	-3,74	-4,21	-3,57	-3,44
S ₅	48,5	54,8	49,0	47,4	2,44	2,50	2,09	1,87	-3,51	-4,23	-3,61	-3,50
S ₆	57,5	63,9	56,0	46,2	2,67	2,69	2,07	1,56	-4,02	-4,54	-3,72	-3,58
S ₇	56,1	60,3	50,4	47,2	2,87	3,22	2,55	2,34	-3,93	-4,42	-3,39	-3,13
Moyenne	50,9	59,5^a	53,3^b	49,0^b	2,59	2,84^a	2,31^b	2,01^{b,c}	-3,45	-4,16^a	-3,53^b	-3,24^{b,c}
<i>Ecart type</i>	4,9	3,5	3,9	3,3	0,21	0,29	0,28	0,29	0,52	0,33	0,36	0,33

Tableau 13 : Valeurs individuelles concernant l'analyse cinématique de la trajectoire du coude droit lors des événements suivants : phase d'accélération (A), pic de vitesse (V_{pic}), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5). Les 3 paramètres pris en compte sur l'axe vertical (Z, positif vers le haut) sont l'amplitude (Ampl._z, en cm), le pic de vitesse en phases ascendante (V_{zasc}, en m.s⁻¹) et descendante (V_{zdesc}, en m.s⁻¹).

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à V_{pic} (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

Sujets	Trajectoire du coude											
	Ampl. _y (cm)				V _{yavt} (m.s ⁻¹)				V _{yarr} (m.s ⁻¹)			
	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5	A	V _{pic}	D	Fin-5
S ₁	13,6	18,4	12,7	13,3	0,93	1,37	0,90	0,97	-0,68	-0,92	-0,83	-0,71
S ₂	10,1	12,4	11,6	11,5	0,51	0,82	0,68	0,62	-0,76	-0,59	-0,65	-0,63
S ₃	16,5	26,1	18,3	16,4	1,10	1,49	0,96	0,85	-1,00	-1,16	-1,08	-0,92
S ₄	15,5	19,7	12,8	10,3	1,20	1,36	0,90	0,94	-0,97	-1,24	-0,88	-0,62
S ₅	13,8	15,7	12,5	12,1	1,11	1,20	0,92	0,81	-0,71	-0,65	-0,62	-0,51
S ₆	18,7	18,9	17,7	20,6	1,13	1,15	1,16	0,98	-1,33	-1,16	-1,09	-1,12
S ₇	11,9	17,9	13,7	11,8	0,89	1,31	0,90	0,75	-0,99	-0,97	-0,70	-0,57
Moyenne	14,3	18,4^a	14,2^b	13,7^b	0,98	1,24^a	0,92^b	0,84^b	-0,92	-0,96	-0,84	-0,73^{a,b}
<i>Ecart type</i>	2,9	4,2	2,7	3,6	0,24	0,22	0,14	0,13	0,23	0,26	0,19	0,22

Tableau 14 : Valeurs individuelles concernant l'analyse cinématique de la trajectoire du coude droit lors des événements suivants : phase d'accélération (A), pic de vitesse (V_{pic}), phase de décélération (D) et fin d'exercice (Fin-5). Les 3 paramètres pris en compte sur l'axe antéro-postérieur (Y, positif vers l'avant) sont l'amplitude (Ampl._y, en cm), le pic de vitesse vers l'avant (V_{yavt}, en m.s⁻¹) et vers l'arrière (V_{yarr}, en m.s⁻¹).

^a : Différence significative avec la valeur obtenue en phase A (P<0,05).

^b : Différence significative avec la valeur obtenue à V_{pic} (P<0,05).

^c : Différence significative avec la valeur obtenue en phase D (P<0,05).

Résumé :

Objectif : Ce travail a pour buts, d'une part, de déterminer les capacités physiologiques et musculaires associées à la performance sur 800 m en fauteuil roulant, d'autre part, d'identifier les différents facteurs pouvant être responsables de la chute de vitesse en fin de course.

Méthodologie : 7 athlètes de l'équipe de France ont réalisés 3 tests en laboratoire. Un premier test permettait de déterminer les indices de Force et Puissance maximales (Fmax et Pmax) en développé couché (DC) à partir d'une série de 9 efforts maximaux isocinétiques réalisés à des vitesses comprises entre 2 et 0,08 m.s⁻¹. Le potentiel maximal aérobie ($\zeta\text{O}_{2\text{max}}$, VMA) ainsi que les seuils ventilatoires étaient évalués lors d'un deuxième test triangulaire. Enfin, le niveau de performance des athlètes était estimé lors d'un effort maximal d'1min 30s simulant celui d'une course sur 800 m. Lors de ce troisième test, une analyse cinématique et électromyographique (EMG) effectuée sur 6 muscles (deltoïdes antérieur et postérieur, grand pectoral, triceps, biceps et trapèze), permettaient d'analyser l'influence de la fatigue sur le pattern gestuel. Les athlètes utilisaient leurs fauteuils de compétition fixés sur un ergomètre (« VP100 HTE », Medical Développement) instrumenté pour l'analyse de la puissance développée cycle à cycle lors de la locomotion.

Résultats et discussion :

I) Les valeurs moyennes de Fmax, Pmax, $\zeta\text{O}_{2\text{max}}$ et VMA obtenues sont respectivement de 125 ± 18 kg, $73,9 \pm 16,4$ kgm.s⁻¹, $3,67 \pm 0,51$ L.min⁻¹ et 29 ± 3 km.h⁻¹. Parmi les corrélations significatives obtenues, il faut souligner celles existant entre la performance (distance parcourue en 1min 30s : $730,5 \pm 64,8$ m) et les indices suivants : VMA ($r=0,95$), Pmax ($r=0,82$) et la force obtenue à 200 cm.s⁻¹ ($r=0,79$). Dans une perspective d'évaluation de l'aptitude physique, les résultats montrent l'importance de l'aptitude aérobie dans la performance sur 800m ainsi que l'intérêt d'évaluer la force en DC aux vitesses élevées, valeur classiquement retenue comme un indice d'évaluation de l'explosivité de la force.

II) Parallèlement à la phase de décélération, l'analyse cinématique fait apparaître une augmentation de la durée de cycle des bras (+10%), une diminution significative de

l'amplitude du trajet (-28% et -18% pour le poignet et le coude), des vitesses ascendantes et descendantes (-36% et -27% pour le poignet) sur l'axe vertical. L'analyse EMG met en évidence une augmentation significative de l'activation musculaire relative (rapport $EMGi/P$, ou $EMGi$ correspond à l'EMG intégré et P à la puissance développée lors du cycle de bras analysé) du deltoïde postérieur et du trapèze (augmentation de 55% entre 30 secondes et la fin de l'exercice). Ce résultat semble traduire une fatigue neuromusculaire plus importante de ces muscles sollicités en fin de phase de propulsion et pendant la phase ascendante du cycle de bras.