



HAL
open science

Validation d'un fauteuil roulant ergomètre, des tests ergospirométrique et dynamométrique et de l'enregistrement électromyographique de la fatigue musculaire: réponse ventilatoire, cardio-circulatoire, métabolique et musculaire chez des personnes valides et handicapées au cours de l'exercice dynamique progressif

Éric Prédine

► **To cite this version:**

Éric Prédine. Validation d'un fauteuil roulant ergomètre, des tests ergospirométrique et dynamométrique et de l'enregistrement électromyographique de la fatigue musculaire: réponse ventilatoire, cardio-circulatoire, métabolique et musculaire chez des personnes valides et handicapées au cours de l'exercice dynamique progressif. Médecine humaine et pathologie. Université Henri Poincaré - Nancy 1, 1993. Français. NNT: 1993NAN10362 . tel-01747148

HAL Id: tel-01747148

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01747148>

Submitted on 29 Mar 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.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

UNIVERSITE DE NANCY I

THESE

présentée en vue de l'obtention du :
DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE NANCY I

Mention : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

par **PREDINE Eric**

Présentée et soutenue le 26 Novembre 1993



**VALIDATION D'UN FAUTEUIL ROULANT ERGOMETRE,
DES TESTS ERGOSPIROMETRIQUE ET DYNAMOMETRIQUE
ET DE L'ENREGISTREMENT ELECTROMYOGRAPHIQUE DE
LA FATIGUE MUSCULAIRE**

**REPONSES VENTILATOIRE,
CARDIO-CIRCULATOIRE, METABOLIQUE ET MUSCULAIRE
CHEZ DES PERSONNES VALIDES ET HANDICAPEES AU
COURS DE L'EXERCICE DYNAMIQUE PROGRESSIF.**

JURY :

Directeur de recherche

M. le Docteur GIMENEZ M. Maître de Conférences à l'Université de
Nancy I
Chargé de recherche INSERM Unité 14

Rapporteurs

M. le Docteur LONSDORFER J. Professeur à l'Université de Strasbourg
M. le Docteur SERRA R. Professeur à l'Academisch Ziekenhuis
Vrije Universiteit (Amsterdam : Pays Bas)

Membres du jury

M. le Docteur UFFHOLTZ H. Professeur à l'Université de Nancy I
M. le Docteur HUOT J. Maître de Conférences à l'Université de
Nancy I
M. DUVIVIER C. Ingénieur de recherche INSERM Unité 14

**L'HOMME QUE LE HASARD OU LA
NATURE A MARQUE, POURQUOI
FAUT-IL QUE TOUTES SES VERTUS
EN SOIENT OBSCURCIES PAR LE
REGARD DES AUTRES ?**

SHAKESPEARE

HAMLET (Acte I, scène 4)

REMERCIEMENTS

A NOTRE DIRECTEUR DE RECHERCHE

Monsieur le Docteur GIMENEZ M.

Maître de Conférences à l'Université de Nancy I (UFR STAPS)

Vous qui avez réussi à si bien faire le lien entre le sport et la médecine, nous vous remercions d'avoir mis à notre disposition tous les moyens nécessaires à l'élaboration et à la réalisation de notre travail. Nous avons constamment apprécié votre gentillesse et votre disponibilité qui n'ont d'égales que vos très grandes compétences. Veuillez trouver ici l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.

A NOTRE PRESIDENT DE JURY

Monsieur le Professeur UFFHOLTZ H.

Professeur à l'Université de NancyI

Nous avons trouvé auprès de vous une aide précieuse et des conseils judicieux. Très touché et très honoré par l'acceptation de juger ce travail, nous vous prions de trouver ici l'expression de notre profonde reconnaissance.

A NOTRE JUGE ET RAPPORTEUR DE THESE

Monsieur le Professeur LONSDORFER J.

Professeur à l'Université de Strasbourg

Nous sommes heureux de vous accueillir au sein de notre jury. Vous avez tout de suite été intéressé par notre travail et c'est un honneur pour nous de vous choisir en tant que rapporteur de notre étude. Nous sommes très sensible à votre devouement et votre haute compétence. Veuillez trouver ici l'expression de nos plus sincères remerciements.

A NOTRE JUGE ET RAPPORTEUR DE THESE

Monsieur le Professeur SERRA R.

Professeur à l'Academisch Ziekenhuis

Vrije Universiteit (Amsterdam : Pays Bas)

Nous restons très sensible à votre haute compétence, à votre sympathie et à la grande rigueur scientifique dont vous faites preuve. Nous avons trouvé auprès de vous une aide précieuse, veuillez accepter ici notre profonde reconnaissance.

A NOTRE JUGE

Monsieur le docteur HUOT J.

Maitre de conférences à l'Université de Nancy I (UFR STAPS)

Vous nous faites un grand honneur en acceptant de juger notre travail. La recherche en Sciences et Techniques des Activités physiques et Sportives dans le domaine de la physiologie se trouve à la frontière du sport et de la médecine. Vous êtes en tant que médecin d'une part et enseignant dans une Unité de Recherche et de Formation en Sciences et Techniques des Activités physiques et Sportives, d'autre part, un digne représentant de cette liaison.

A NOTRE JUGE

Monsieur l'ingénieur DUVIVIER C.

Ingénieur de recherche à l'INSERM Nancy Unité 14

Nous voulons vous assurer de notre profonde reconnaissance pour le temps que vous nous avez consacré et les précieux conseils dont nous avons bénéficiés pour la réalisation de notre travail.

Nous tenons à remercier :

- Monsieur Bernard HANNHART chargé de recherche à l'INSERM Unité 14 pour ses conseils méthodologiques, son aide précieuse lors du traitement statistique des données et pour sa relecture attentive et critique de notre manuscrit.

Nous remercions également pour leurs critiques constructives et leurs conseils les membres de l'Unité 14 INSERM, en particulier:

- Monsieur René PESLIN, Directeur de l'Unité 14 INSERM,
- Monsieur Edmond REICHART, Directeur de recherche
- Monsieur Claude SAUNIER, Directeur de recherche
- Madame Francine SCHRIJEN, Directeur de recherche.
- Monsieur Michel MARCHAND, ingénieur de recherche (INSERM U 14)
- Monsieur Georges. KITTSTEIN, technicien (INSERM U 14)

De même que les personnes qui nous ont aidés dans la réalisation de notre travail :

- Monsieur Michel JOUIN, Ingénieur Responsable de la recherche au Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH)

- Mademoiselle ABRIL Encarnación, kinésithérapeute pour sa disponibilité et son aide tout au long de cette étude.

- Monsieur Guy GEVREY pour sa relecture attentive de notre manuscrit.

- Docteur Marie-Odile THISSE, Medecin de rééducation fonctionnelle du centre de Lay Saint Christophe et Vice Présidente de la commission médicale de la Fédération Française de HANDISPORTS.

- Monsieur STAES de la Mairie de Jarny et responsable de l'équipe de basket en fauteuil roulant.

- Mon épouse pour son aide lors du travail bibliographique, ses encouragements et son soutien matériel et moral.

- A toutes les personnes qui se sont portées volontaires pour la réalisation au laboratoire des différents tests d'exercices.

A mon épouse ROSEMAY

A ma fille ADELINE

A mon fils FLORIAN

A mes parents

A toute ma famille

A tous mes amis

Pour leur soutien, leurs conseils qu'ils soient sincèrement remerciés.

**QUE TOUS CEUX QUI NOUS ONT AIDES A
REALISER CE TRAVAIL TROUVENT ICI
L'EXPRESSION DE NOTRE PROFONDE
RECONNAISSANCE**

I) INTRODUCTION

II) SUJETS, MATERIEL ET METHODE

1) SUJETS

2) MATERIEL ET METHODE

2-1) Ergostat Universel du Professeur FLEISCH.

2-2) Le fauteuil

2-3) L'étalonnage.

2-4) les mesures cardio-respiratoires

2-5) Dynamométrie manuelle

2-6) L'électromyographie

2-7) Tests au laboratoire

3) STATISTIQUES

III) RESULTATS

1) Réponses ventilatoire, cardio-circulatoire et métabolique au cours des tests ergospirométriques.

1-1) Valeurs obtenues au niveau maximal de l'exercice progressif de (10 W / 2 min)

1-2) Evolution de la VE, FC, VO₂ et de la FAM lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min dans différents groupes de sujets.

1-3) Formules de régression pour le calcul théorique de la PMT et du maximum de VO₂.

1-4) Reproductibilité de la PMT et des différents paramètres observés à la PMT (FC, VO₂ et FAM).

1-5) Comparaison des valeurs observées chez les mêmes sujets valides au cours de trois tests ergospirométriques réalisés avec les membres supérieurs (manivelles et fauteuil ergomètre) et les membres inférieurs (cyclo-ergomètre).

2) Analyse des résultats de la force maximale manuelle (FMM), du temps d'endurance (maintien de 50 % de la FMM) et de la puissance développée lors du test d'endurance mesurés par dynamométrie.

2-1) Comparaison entre la main droite et la main gauche

2-2) Comparaison entre les femmes et hommes valides et entre les hommes sportifs valides et handicapés.

2-3) Expression de la PMT en fonction de la force maximale de la main droite

2-4) Formules de régression pour le calcul théorique de la FMM et de la puissance développée lors du test d'endurance manuelle.

2-5) Reproductibilité des paramètres de la dynamométrie manuelle.

3) Mesure de la fatigue musculaire par électromyographie.

3-1) Double lecture des tracés.

3-2) Valeurs moyennes du rapport haute sur basse fréquence de l'enregistrement électromyographique observées à la PMT.

3-3) Evolution du rapport H/L pour le trapèze palier par palier lors de l'exercice progressif dans deux groupes de sujets sportifs et non sportifs.

3-4) Comparaison des valeurs individuelles du rapport H/L chez deux sujets sportifs, l'un valide et l'autre handicapé.

IV) DISCUSSION

1) Validation d'un fauteuil roulant ergomètre, d'un test ergospirométrique, de tests dynamométriques et de l'enregistrement électromyographique de la fatigue musculaire.

2) Réponses ventilatoire, cardio-circulatoire, métabolique et musculaire chez des personnes valides et handicapées au cours de l'exercice dynamique progressif.

V) CONCLUSIONS

VI) BIBLIOGRAPHIE

VII) TABLES

1) Tables des matières

2) Tables des illustrations

1) Liste des tableaux

1) Liste des figures

3) Tables des sigles et abréviations

4) Tables des symboles et unités

I) INTRODUCTION

Evaluer, c'est avant tout porter un jugement de valeur à partir d'impressions, d'observations, de diagnostics, de mesures ou de résultats à des tests. Implicitement ou explicitement, cela signifie que nous nous référons à un système de valeurs, de normes qui dépend de notre philosophie mais aussi des compétences acquises pour utiliser les outils d'évaluation les plus adaptés.

D'une manière générale, l'objectif principal de l'évaluation dans le milieu des activités physiques et du sport est de proposer à chacun, les moyens susceptibles de mieux gérer son "capital moteur", ses potentialités de performances et son "capital santé". D'une manière plus spécifique, l'évaluation devrait permettre d'aider :

- l'enseignant et l'entraîneur à programmer plus efficacement une éducation physique ou un entraînement adaptés aux possibilités de ses élèves, de ses athlètes et à mieux contrôler les effets du travail réalisé;

- les élèves et les sportifs à mieux se connaître;

- les médecins et les scientifiques attachés au Sport, à individualiser, planifier, contrôler les effets de l'entraînement et donc de vérifier la pertinence de leurs choix;

- les fédérations sportives à mieux repérer les jeunes sportifs et améliorer la sélection de leur élite;

- le législateur et l'administrateur à fonder leurs décisions sur la connaissance objective du niveau de développement des capacités motrices et de la condition physique des enfants, adolescents, adultes et des sportifs valides et handicapés.

La réalisation de ces objectifs passe par la mise au point de matériel et l'utilisation d'outils spécifiquement adaptés. C'est dans le cadre de ces réflexions que nous avons entrepris depuis quatre années, un travail sur l'évaluation des qualités physiques des personnes handicapées moteurs et notamment celles devant se déplacer en fauteuil roulant. De plus, ce travail est motivé par les constatations et les remarques suivantes :

1) depuis 1948 date des premières rencontres sportives pour paraplégiques (Stoke-Mandeville GRANDE BRETAGNE) le nombre de pratiquants, tous handicaps confondus, n'a cessé de progresser.

Le tableau I montre l'évolution du nombre d'athlètes et de pays participants et de pays aux jeux paralympiques d'été dont les premiers datent de 1960.

Les chiffres pour la France sont actuellement de:

11 000 licenciés, **20 000** pratiquants, **34** sports représentés

La répartition des licenciés par grand type de handicap est la suivante :

- Amputés : 7 %
- Aveugles/non voyants : 11 %
- Paraplégiques/tétraplégiques/polio : 29 %
- Infirmes moteurs cérébraux : 32 %
- Autres types de handicaps : 21%

Cette augmentation quantitative du nombre de pratiquants aussi bien au niveau français que mondial est suivie également par une amélioration des performances sportives comme le montre l'évolution des performances du marathon en fauteuil.

En 1975, HALL B. réalise 2 h 53 min, en 1978 MURRAY G. 2 h 26 min, en 1981 HANSEN R. 1 h 58 min, en 1985 VIGER A. 1 h 43 min et enfin en 1988 en SUISSE, sur 87 participants 36 terminent en moins de 2 h et 12 battent le précédent record du monde, BADID M. termine 1er en 1 h 39 min 31 s.

TABLEAU I
EVOLUTION DU NOMBRE DE PARTICIPANTS ET DE PAYS LORS DES
JEUX PARALYMPIQUES D'ETE.

ANNEE	LIEU	NOMBRE DE PARTICIPANTS	NOMBRE DE PAYS
1960	ROME (Italie)	300	10
1964	TOKYO (Japon)	400	22
1968	TEL-AVIV (Israël)	750	29
1972	HEIDELBERG (R.F.A)	1000	43
1976	TORONTO (Canada)	1500	45
1980	ARNHEM (Pays-Bas)	1800	48
1984	NEW YORK (U.S.A)	2000	52
	STOKEMANDEVILLE (Grande-Bretagne)	1400	52
1988	SEOUL (Corée)	4000	67
1992	BARCELONE (Espagne)	4500	72

La conséquence de ces progrès aussi bien au niveau quantitatif que qualitatif nous incite à assurer à ces sportifs un suivi de qualité tout au long de leur carrière sportive grâce à des méthodes et des moyens performants d'évaluation.

2) Le manque d'harmonisation et de concertation aussi bien au niveau Français qu'Européen, concernant le type d'ergomètre à utiliser pour réaliser des mesures objectives chez les paraplégiques est un des aspects qui a motivé ce travail. En effet, on peut recenser cinq grands types de matériels utilisés :

- **ergomètre à manivelles** avec les membres supérieurs (STENBERG et al 1967, DAVIES et al 1974, REYBROUCK et al 1975, MAGEL et al 1978, WICKS et al 1978, GLASER et al 1980 (a), SAWKA et al 1983, PIMENTAL et al 1984, PITETTI et al 1987, DI CARLO et al 1988, PIVARNIK et al 1988, HOPMAN et al 1993) il a comme principal désavantage de ne pas respecter la spécificité du mouvement de propulsion d'un fauteuil roulant.

- **tapis roulant** spécialement adapté pour accueillir en largeur et en longueur un fauteuil roulant (VOIGT et al 1969, HILDEBRANDT et al 1970, GASS et al 1979, GASS et al 1984). Les critiques que l'on peut faire à ce type de matériel sont l'encombrement et les risques qu'il peut faire courir à l'utilisateur lors d'exercices à des vitesses ou des inclinaisons importantes.

- **rouleaux "type home trainer"** reliés à un ergomètre classique sur lesquels viennent se poser les roues du fauteuil (HADJ YAHMED 1987, BERNARD et al 1992) dont un des inconvénients est la détermination et la prise en compte des forces de frottement des roues du fauteuil sur les rouleaux afin de s'assurer que la mesure des efforts réalisés est fiable.

- **liaison entre un fauteuil et un ergomètre classique** type Monark, Fleisch ou autre (GLASER et al 1980 (a), SAWKA et al 1981, PREDINE 1990, GIMENEZ et al 1991, GIMENEZ et al 1992 (b)) dont l'intérêt est d'être facilement réalisable, peu coûteux et fiable.

- enfin, la dernière catégorie concerne les **prototypes de fauteuils ergomètres** construits très spécifiquement et qui utilisent pour créer la résistance un ou des **moteurs électromagnétiques** (MILES et al 1982, NIESING et al 1990, NOREAU et al 1992, VEEGER et al 1992 (b)). Ils permettent un nombre important de mesures aussi bien au niveau cardio-respiratoire que bio-mécanique (forces appliquées sur les mains courantes, technique de propulsion etc.....), par contre leur construction est extrêmement onéreuse.

Comme on vient de le voir, s'il existe une grande variété des matériels utilisés, on peut recenser deux grandes méthodes au niveau des protocoles d'exercices employés pour étudier la réponse cardio-respiratoire et notamment le maximum de consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$ max).

1) **les méthodes indirectes en laboratoire ou sur le terrain** : les tests employés peuvent être progressifs, continus ou discontinus ou à charge constante. Dans la majorité des cas, les calculs pour obtenir une estimation de la consommation d'oxygène prennent en compte les paramètres suivants : la fréquence cardiaque à la fin du test, la puissance ou la vitesse lors de l'exercice, le sexe et l'âge du sujet. Parmi les plus courantes en laboratoire citons : l'épreuve d'ASTRAND et RYHMING en laboratoire (ASTRAND et al 1954) et sur le terrain l'épreuve de COOPER (COOPER 1968) et le test sur piste de l'Université de MONTREAL (LEGER et al 1980). Dans le domaine de l'utilisation des méthodes indirectes chez des sujets handicapés citons les travaux de DAVIES et al 1974, MILES et al 1982, PIMENTAL et al 1984, van der WOUDE et al 1988. Les références concernant la réalisation de tests en fauteuil roulant sur le terrain sont peu nombreuses (WOLFE et al 1977, GLASER et al 1983, FRANKLIN et al 1990, COUTTS 1992). D'une manière générale, on ne peut espérer obtenir d'une mesure indirecte plus que ce qu'elle peut fournir. Le maximum de $\dot{V}O_2$ prédit s'accompagne toujours d'un risque d'erreur pouvant aller de $\pm 6 \%$ pour les

épreuves maximales à $\pm 20 \%$ pour les épreuves sous-maximales. Les épreuves indirectes demeurent très utiles dans le cadre d'études normatives et lorsqu'il s'agit d'avoir une appréciation globale sur la capacité aérobie d'un individu, mais elles sont insuffisantes lorsque la précision est impérativement requise.

2) les méthodes directes : Elles nécessitent toutes, un équipement de collecte et d'analyse des gaz. Elles sont donc surtout utilisées en laboratoire bien que depuis peu, existe du matériel miniaturisé qui permet des mesures sur le terrain. Elles s'inscrivent généralement dans l'une des trois catégories suivantes : charge constante, charge progressive discontinue et charge progressive continue. Il a été démontré que les valeurs du maximum de $\dot{V}O_2$ déterminées par l'une ou l'autre de ces approches méthodologiques sont équivalentes chez un individu donné (Mc ARDLE et al 1973). L'obtention du maximum de $\dot{V}O_2$ est assurée lorsque l'on observe un plateau (tel que l'indique un changement inférieur à 100 ml/min) ou une légère diminution de $\dot{V}O_2$ max alors que l'intensité du travail continue à croître. D'autres informations utilisées comme critères pour l'obtention de valeurs fiables de $\dot{V}O_2$ max incluent l'épuisement, l'atteinte de la valeur maximale prévisible de la fréquence cardiaque en fonction de l'âge ($220 - \text{âge} \pm 10$), une valeur de $R \left(\frac{\dot{V}CO_2}{\dot{V}O_2} \right)$ excédant 1,1.

Les tests à **charge constante** sont très peu utilisés pour évaluer la capacité aérobie des personnes handicapés. Ils nécessitent une bonne dose d'expérience et de pré-tests c'est pourquoi ils ne sont pas recommandés pour une utilisation courante.

Les tests à **charge progressive discontinue** (REYBROUCK et al 1975, SAWKA et al 1981, MILES et al 1982, COUTTS 1992), s'ils permettent une communication parfois utile entre le sujet et l'expérimentateur, prennent beaucoup de temps.

Les tests à **charge progressive continue** mettent en oeuvre une augmentation des charges plus petite que la méthode précédente ce qui permet de réduire le temps requis à la dernière charge (environ 1 à 2 minutes) pour obtenir le $\dot{V}O_2$ max (VEEGER et al 1991 (a), BERNARD et al 1992, CASABURI et al 1992, NOREAU et al 1992). Ce type de protocole d'exercice est à l'heure actuelle le plus couramment employé bien que les modalités soient différentes suivant les utilisateurs.

En résumé, les conditions idéales d'une épreuve destinée à mesurer la consommation d'oxygène doivent au minimum répondre aux critères suivants :

- le travail imposé doit mettre en jeu des masses musculaires importantes
- la puissance imposée doit être mesurable et reproductible
- les conditions dans lesquelles s'est effectuée l'épreuve doivent être telles que les résultats soient comparables et reproductibles
- l'épreuve doit être supportée par tous les individus apparemment sains ou en bonne santé.

L'évaluation des qualités physiques des paraplégiques ne peut pas se résumer à la mesure du maximum de consommation d'oxygène. En effet, la spécificité de l'effort musculaire des membres supérieurs chez des personnes atteintes de lésions à la moelle épinière demande une exploration fonctionnelle plus complète.

La figure 1 (GLASER 1985), schématise le système nerveux central. Les indications de l'innervation des principales parties du corps en fonction de la localisation des nerfs au niveau du système nerveux central y sont mentionnées.

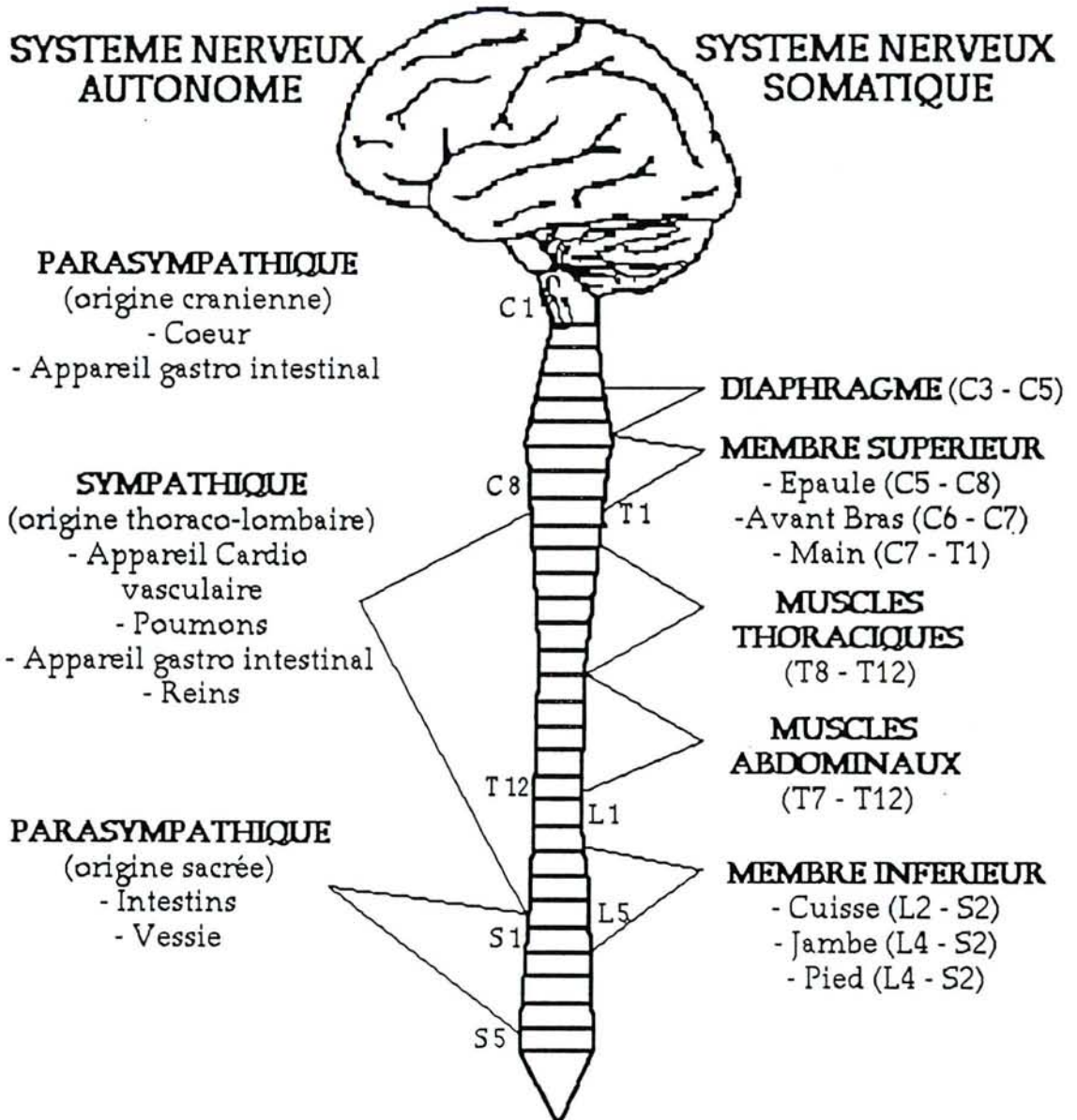


Figure 1 : Schéma du système nerveux central avec les indications de l'innervation des principales parties du corps en fonction de la localisation des nerfs.

On conçoit aisément les graves conséquences de blessures ou de maladies affectant la moelle épinière, provoquant ainsi une interruption partielle ou totale des messages moteurs ou sensitifs ou des deux à la fois. Il en résulte une parésie ou une paralysie du corps (tronc et membres) au dessous de la lésion (exemple la paraplégie). Il peut se produire également une perte de la sensibilité au niveau des mêmes territoires, proportionnelle à l'importance des lésions et variable selon leur niveau. La connaissance de ces perturbations anatomo-fonctionnelles est indispensable pour mettre en place une réadaptation la plus "personnalisée" possible. Enfin, l'observation clinique permet de comprendre que les performances sur le terrain dépendent également du type de lésion. Ceci explique la classification des athlètes handisports adopter par l'International Stoke Mandeville Games (ISMG) lors des compétitions afin d'assurer une certaine égalité entre les compétiteurs (Mc CANN 1984, PIERA J.B. et al 1988).

Les objectifs opérationnels de ce travail qui seront exposés par la suite, tentent d'apporter des solutions sur l'évaluation de la condition physique des paraplégiques. Il permettra, nous l'espérons, que les sportifs handicapés, mais aussi ceux qui souhaiteraient avoir une pratique hygiénique et de loisir (GLASER et al 1979, COWELL et al 1986), puissent bénéficier d'une évaluation, d'un contrôle et éventuellement d'une aide pour mener à bien une carrière sportive. Nous espérons, qu'il pourra également profiter aux personnes récemment accidentées afin que la propulsion en fauteuil roulant ne soit pas un handicap supplémentaire lié à la réalisation d'efforts quotidiens avec les membres supérieurs jusque là peu habitués à ce type d'exercice.

OBJECTIFS DU TRAVAIL

*** DESCRIPTION ET VALIDATION D'UN PROTOTYPE DE FAUTEUIL-ERGOMETRE.**

*** MISE AU POINT D'UN TEST D'EFFORT PROGRESSIF.**

*** ETUDES DES REPONSES CARDIO-RESPIRATOIRES ET MUSCULAIRES CHEZ DES VALIDES ET DES PARAPLEGIQUES.**

II) SUJETS, MATERIEL ET METHODE

1) SUJETS

Lors de notre étude, nous avons bénéficié de la participation de deux groupes de sujets volontaires. Après avoir obtenu leur accord pour la participation à cette étude, nous nous sommes assurés par questionnaire et bilan médical qu'ils étaient aptes à réaliser un ensemble d'épreuves parfois maximales mais dans tous les cas, non invasives et sans risque pour l'intégrité physique et morale du sujet. Ce travail a été réalisé au Laboratoire de Physiologie de l'Exercice Musculaire (Unité 14 INSERM) et au Centre Hospitalier Universitaire de NANCY.

Ils se répartissent de la façon suivante :

* **un groupe de sujets valides** des deux sexes. Le groupe est relativement homogène et comprend:

- 24 femmes dont 7 sédentaires, 12 pratiquantes et 5 sportives
- 23 hommes dont 4 sédentaires, 14 pratiquants et 5 sportifs

* **un groupe de sujets handicapés** hommes uniquement composé de :

- 15 hommes dont 4 pratiquants, 11 sportifs et aucun sédentaire.

Pour le groupe des sujets handicapés, la lésion neurologique se situe à partir d'un niveau dorsal moyen (T4) jusqu'à la 1^{ère} vertèbre lombaire. Cependant, nous n'avons pas distingué de sous-groupe différenciant le niveau lésionnel haut ou bas afin de ne pas avoir des effectifs trop réduits par groupe, compte tenu des difficultés d'analyse statistique.

Pour ce qui est de la classification en sédentaire, pratiquant et sportif, elle s'est faite en tenant compte du nombre d'heures de pratiques physiques (AP) par semaine de la façon suivante:

- sédentaire : aucune pratique physique.
- pratiquant : (AP \leq à 3 heures par semaine).
- sportif : (AP $>$ à 3 heures par semaine)

Aucun des sujets paraplégiques de ce protocole n'était sédentaire, il est en effet difficile d'imaginer que les paraplégiques qui doivent se déplacer en fauteuil

roulant pour les actes de la vie courante soient de “vrais” sédentaires. Par conséquent, on ne trouvera des sujets sédentaires que dans les groupes des femmes et des hommes valides.

L'âge et les caractéristiques physiques des différents groupes seront décrits dans le chapitre **résultats**.

2) MATERIEL ET METHODE

Comme il a été souligné dans l'introduction, il est important que l'ergomètre utilisé permette la réalisation d'une épreuve d'effort se rapprochant le plus possible de la réalité. C'est pourquoi, nous avons décidé de mettre au point et valider un nouveau prototype de **fauteuil ergomètre** dont la description va suivre. Pour construire cet appareil, nous avons relié un fauteuil roulant classique à un Ergostat Universel du Professeur FLEISCH (*photo 1*).

2-1) Ergostat Universel du Professeur FLEISCH (*photo 2*).

Ses caractéristiques principales sont les suivantes :

- il permet de fixer une puissance désirée au moyen de poids étalonnés en watts;
- la puissance choisie peut rester constante ou être modulable pendant toute l'expérience;
- cet appareil permet toutes les puissances entre “0” et 450 watts, avec un intervalle minimal de 5 watts;
- la précision est grande (les erreurs ne dépassant pas 2 watts), le fonctionnement sûr et l'emploi très simple.

Son principe de fonctionnement est le suivant : La puissance est égale au produit de la force par le chemin parcouru par seconde. Elle reste constante si ces deux facteurs restent constants. Le facteur “force” est toujours variable dans tous les

dynamomètres et ergomètres parce que le coefficient de frottement ou le rendement changent avec la température. FLEISCH a donc trouvé un nouveau principe mécanique qui réalise un réglage automatique continu afin de maintenir cette “force” constante.

La personne fait tourner la roue 1 (figure 2) au moyen d'une commande double à chaînes avec rapport de multiplication 1 : 10.

La roue 1, solidaire du volant 3 tourne librement sur l'axe fixe 2 dans le sens de la flèche.

La rotation du volant est freinée par la courroie 4 à un bout de laquelle est suspendu le poids P2. L'autre étant fixé au bras 5 qui est vissé à la roue 6. Cette roue, de même diamètre que le volant, tourne librement dans des roulements à billes sur l'axe 2.

Le câble 7, fixé à la roue 6, est chargé par le poids P1, qui tend à faire tourner la roue 6 par l'intermédiaire du bras 5 dans le sens inverse à la rotation du volant.

Lorsque le poids P1 descend, l'angle de contact entre la courroie et le volant augmente et par conséquent aussi le freinage; lorsqu'il monte, l'angle et le freinage diminuent. Si la valeur des poids P1 et P2 est choisie de façon adéquate, le système est en équilibre selon la formule $F=P1-P2$, où F représente la force de freinage. Si le coefficient de frottement varie pour une raison quelconque, par exemple par suite de l'échauffement ou de l'usure, le bras 5 prend une position telle que la force F soit toujours égale à la différence P1-P2 des deux poids. Une diminution du coefficient de frottement entraîne une augmentation de l'enlacement. Par ce réglage automatique la force de freinage F est maintenue à une valeur constante. La grandeur de F peut varier à volonté en choisissant le poids P1, plus grand est P1, plus fort est le freinage.

Pour que la puissance fournie soit constante, il ne suffit pas que la force F le soit encore faut-il que le chemin parcouru par seconde (vitesse) soit également constant. C'est le synchroniseur de l'ergostat qui fournit l'indication de maintien ou non de la vitesse. Il y a le choix entre 4 vitesses d'utilisation (30, 40, 60, 90 révolutions par minutes : RPM). Si la vitesse de rotation du pédalier est égale à la valeur choisie sur le

synchroniseur, l'aiguille reste immobile. Si elle est inférieure, l'aiguille se déplace en direction du signe -, si elle est supérieure, en direction du signe +. Au début de l'exercice, l'aiguille est mise manuellement sur le "0". Tant que la personne maintient la vitesse prescrite, l'aiguille reste immobile. Si elle va trop vite ou trop lentement l'aiguille se déplace vers le signe + ou -. Elle possède ainsi un contrôle visuel permanent de la vitesse et chaque écart de la valeur prescrite lui reste visible jusqu'à ce qu'il soit corrigé.

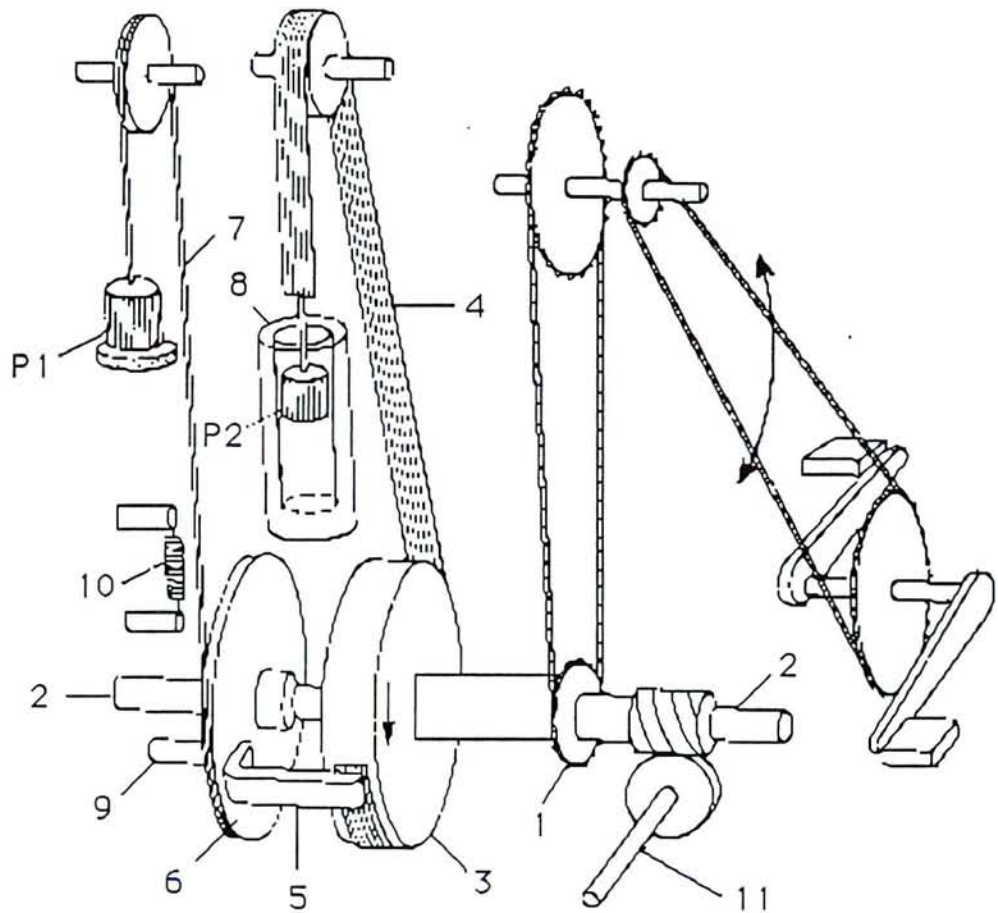
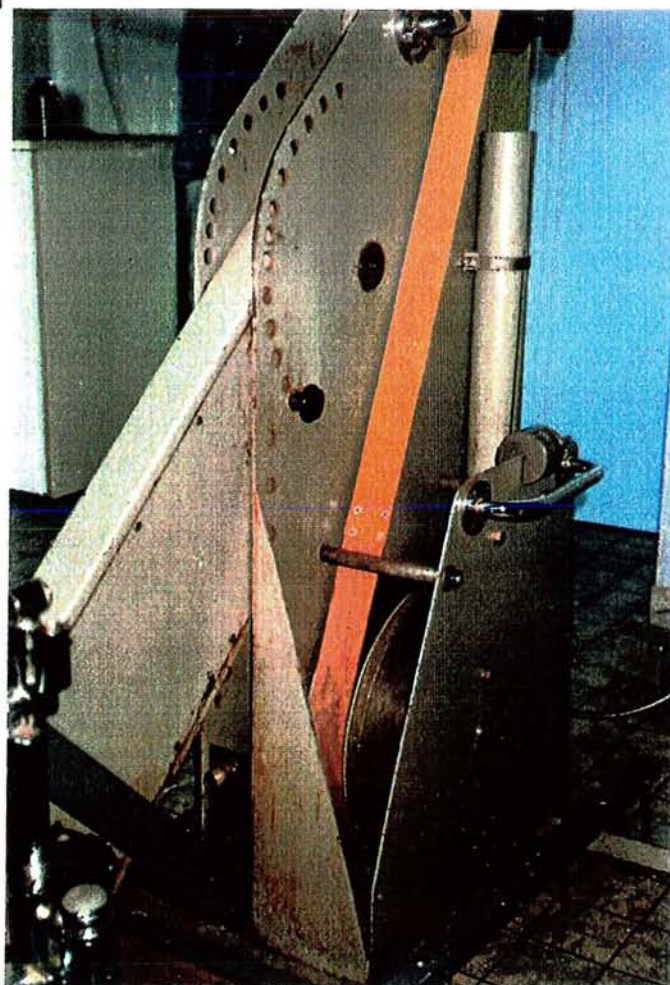


Figure 2 : principe de fonctionnement de l'ergostat universel du professeur fleisch.

Photo 1



Photo 2



2-2) Le fauteuil

L'adaptation du fauteuil à l'ergomètre s'est faite de la façon suivante. Nous avons dans un premier temps fait relier par un axe les deux roues du fauteuil afin de les rendre solidaires. Puis sur cet axe, trois pignons dentés ont été fixés (*photo 3*) permettant ainsi à une chaîne d'assurer la transmission de l'effort réalisé sur la main courante du fauteuil à l'ergostat universel de FLEISCH. Ces pignons assurent également une démultiplication de la vitesse c'est pourquoi par exemple en utilisant le plateau central (*photo 4*) (démultiplication 1/2) la vitesse de **60 rpm** correspond en réalité à **30 tours de roue du fauteuil**. Le Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (C.E.R.A.H) a effectué sur notre demande l'étude et la réalisation d'un système à volant d'inertie afin de régulariser les mouvements de rotation permettant ainsi de retrouver les mêmes caractéristiques physiques que lors d'un déplacement en fauteuil roulant sur le sol.

Photo 3

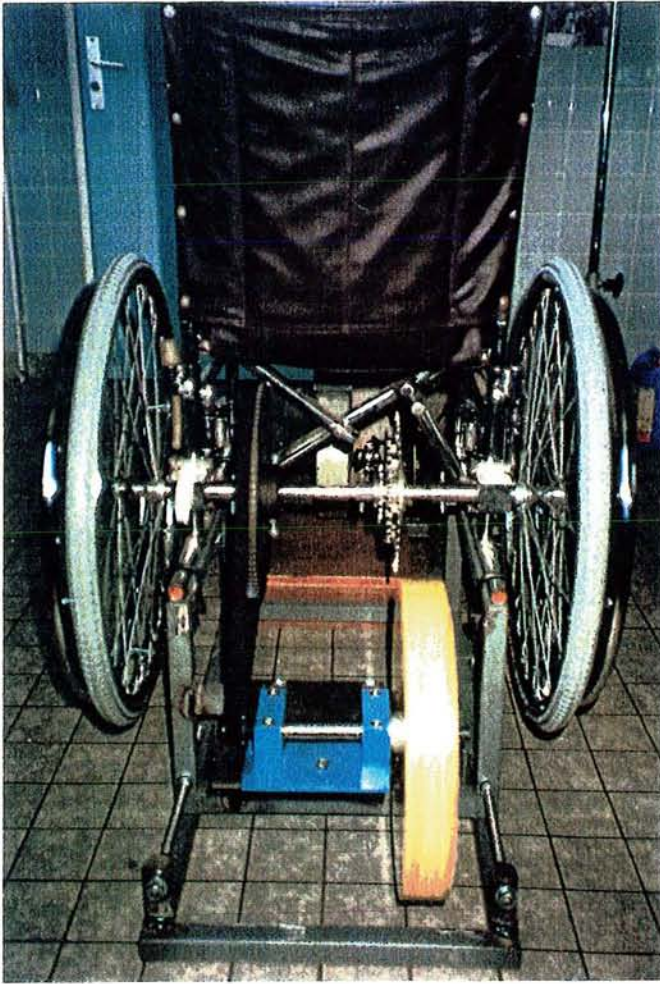


Photo 4

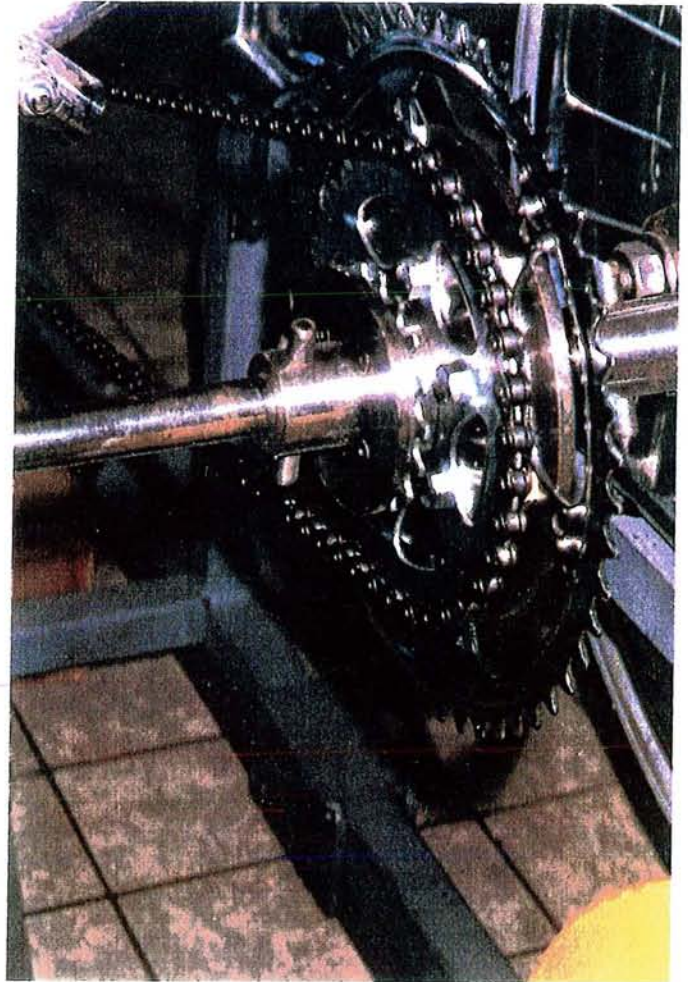
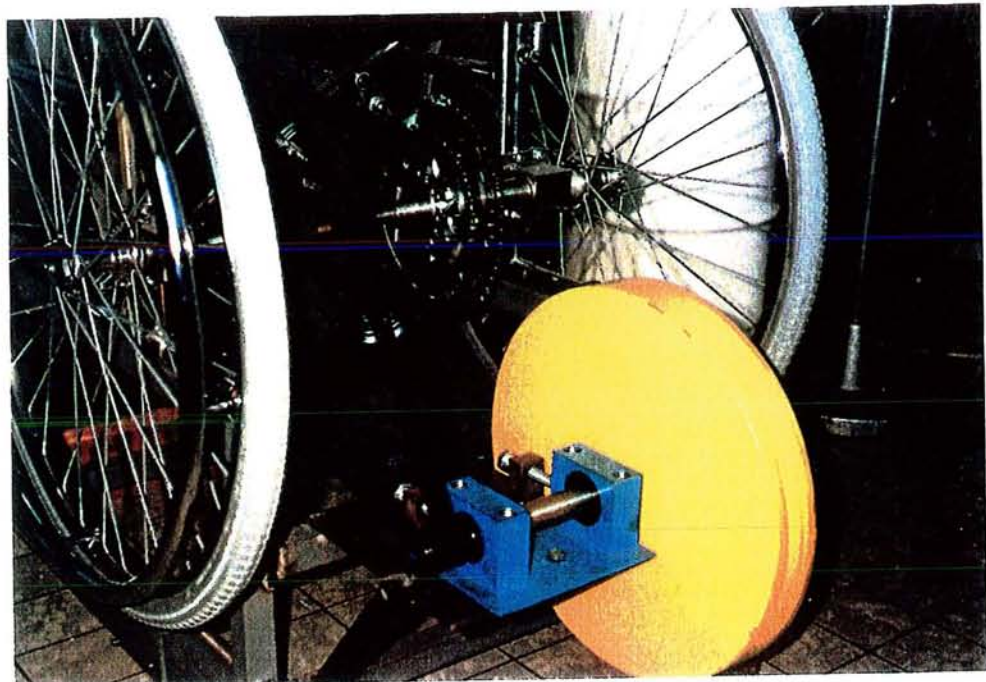


Photo 5



En effet, l'énergie cinétique d'un objet se déplaçant linéairement sur le sol est égale à :

$$E_c = 1/2 m v^2$$

m: masse totale

v: vitesse (m/s)

Dans le cas du fauteuil ergomètre, le fauteuil et son passager ne sont pas en mouvement. Il faut donc reconstruire artificiellement cette énergie cinétique. Le plus simple pour la recréer est un disque en rotation.

Dans ce cas:

$$E_c = 1/2 I . \omega^2$$

I: Moment d'inertie pour un disque

$$I = 1/2 m r^2$$

$$\omega = 2\pi . n \quad n: \text{nombre de tours/s}$$

Il suffit de choisir la démultiplication et la masse du disque pour que:

$$1/2 m v^2 = 1/2 I . \omega^2$$

Cet ensemble se compose d'une transmission par courroie et poulies crantées entraînant en rotation sur un axe monté sur roulement à billes, une masse d'inertie qui peut être modulable en fonction du poids de l'ensemble "fauteuil et sujet". Il est donc relié à l'axe rendant solidaire les deux roues du fauteuil (*photo 5*).

2-3) L'étalonnage.

Afin de s'assurer que la liaison entre l'ergomètre et le fauteuil, ainsi que l'addition d'une masse d'inertie, ne perturbent pas le bon fonctionnement de l'ergostat universel du professeur A.FLEISCH, nous avons réalisé à l'aide d'une machine à calibration (Medifit calibration-machine), un étalonnage de l'ensemble de l'appareil fauteuil-ergomètre. Celui-ci a été effectué à différentes vitesses 30 et 60 rpm et en augmentant la puissance par paliers de 10 watts. Le tableau II rend compte du résultat de l'étalonnage aux deux vitesses choisies (30 et 60 rpm) et lors des 5 premiers paliers. On s'aperçoit que si à "0", 10 et 20 watts, il y a des discordances que l'on retrouve avec tous les types d'ergomètres testant les membres supérieurs et inférieurs (GIMENEZ et al 1992 (b)), passé ces puissances la réponse du fauteuil ergomètre est linéaire comme on peut l'observer dans la figure 3 et 4.

TABLEAU II
VALEURS REELLES DES WATTS AFFICHES PAR L'ERGOMETRE A
DEUX VITESSES DIFFERENTES : 30 ET 60 RPM

<u>Watts affichés</u>	<u>30 rpm</u>	<u>60 rpm</u>
"0"	7,5	16,3
10	13	17,9
20	20,9	21
30	29,3	31,2
40	39,8	41

Les figures 3 et 4 illustrent l'ensemble des résultats de cet étalonnage et nous permettent de conclure au bon fonctionnement du prototype que nous avons réalisé.

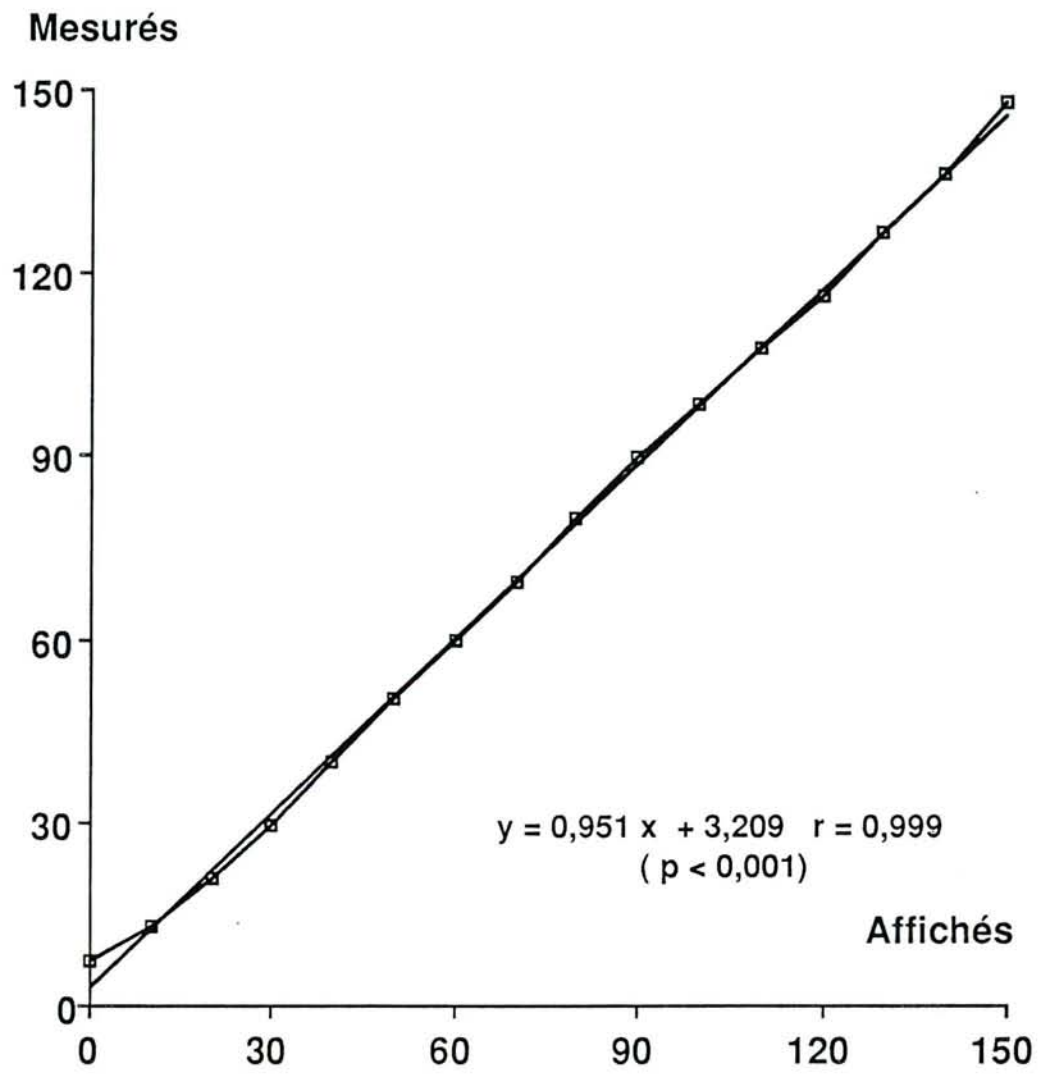


Figure 3 : étalonnage du fauteuil ergomètre à 30 rpm (watt)

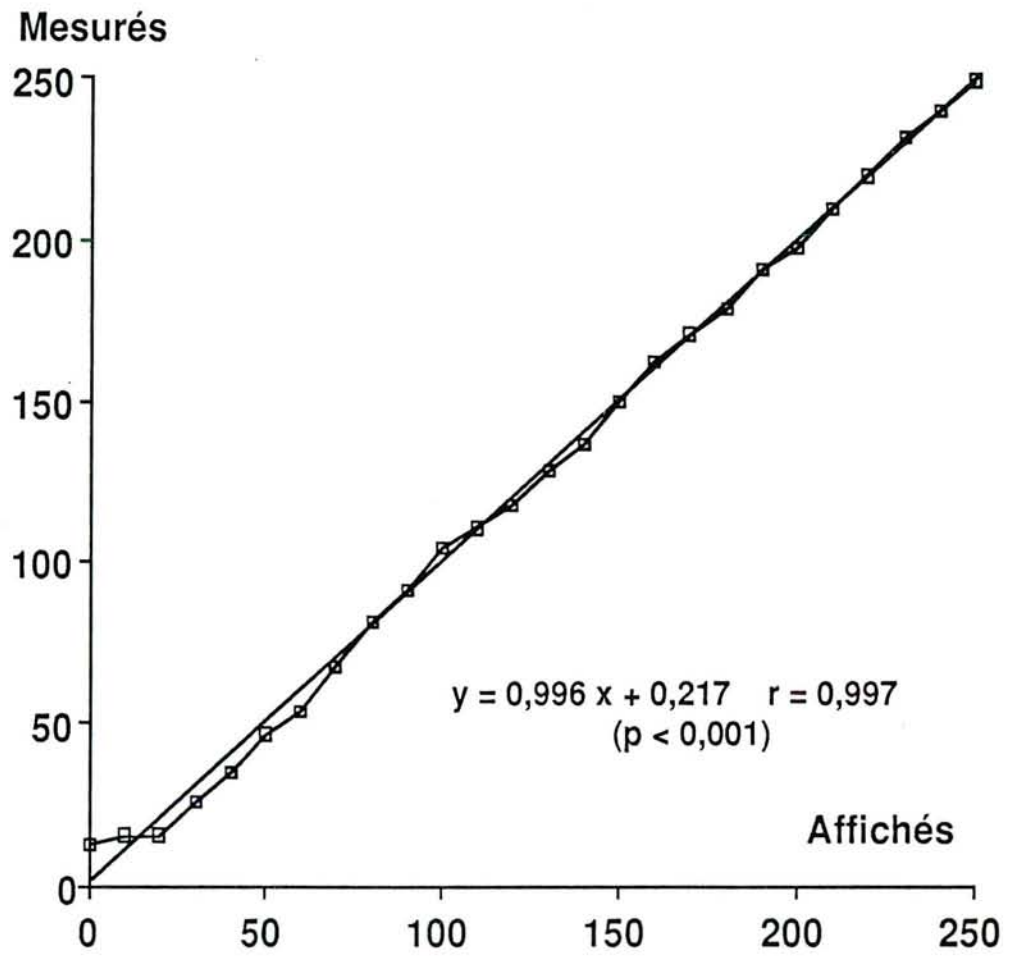


Figure 4 : étalonnage du fauteuil ergomètre à 60 rpm (watt)

2-4) les mesures cardio-respiratoires

Le matériel utilisé pour les mesures de la fréquence cardiaque (FC en pulsations / min: puls/min) est l'électrocardiographe (Siemens cardiostat 3T). La ventilation ($\dot{V}E$ en l/min), la prise d'oxygène ($\dot{V}O_2$ en ml/min et en ml/min/kg), le rejet de gaz carbonique ($\dot{V}CO_2$ en ml/min) et la fréquence respiratoire (f en resp/min) ont été mesurés à l'aide de l'ergo-pneumotest de JAEGER (Dataspir EDV 70). D'autres variables ont été calculées à partir des précédentes : le volume courant ($V_t = \frac{\dot{V}E}{f}$ en l), le quotient respiratoire ($R = \frac{\dot{V}CO_2}{\dot{V}O_2}$ en %), le pouls en oxygène ($\frac{\dot{V}O_2}{FC}$) et le rendement brut ($R_b = \frac{\text{travail}}{\text{dépense énergétique}}$), c'est à dire l'effort réalisé divisé par la consommation d'oxygène. Pour ce calcul, nous pouvons considérer que : 1ml O₂ / min = 0,34 W (MONOD et FLANDROIS 1989).

Le principe de fonctionnement est le suivant (Figure 5). Le patient, muni d'un pince-nez afin que tout l'air expiré soit recueilli pour être analysé, est raccordé à l'unité de mesure (1) par l'intermédiaire d'un embout buccal et d'un tuyau flexible (2) de 1,5 m. Durant l'inspiration, il inhale de l'air ambiant au travers d'une valve d'arrivée (3) à très faible résistance (0,5 k Pa pour un débit de 8 l/s). Via une valve de sortie (4) ayant les mêmes caractéristiques que la précédente, le débit de l'air expiré est mesuré à l'aide d'un pneumotachographe (5). La détermination des concentrations d'oxygène et de dioxyde de carbone contenues dans l'air expiré est réalisée après prélèvement dans le sac de mélange (6) puis déshumidification (7). L'analyse est réalisée (1) en comparant les concentrations d'O₂ et de CO₂ entre l'air ambiant et l'air expiré par le patient. Toutes les informations concernant les débits, les volumes et les quantités d'O₂ et de CO₂ sont recueillies sur un listing informatique ainsi que des paramètres pouvant être calculés à partir des valeurs précédentes. Avant chaque utilisation, une calibration est réalisée (8) afin de s'assurer du bon fonctionnement des différents organes de l'ergopneumotest.

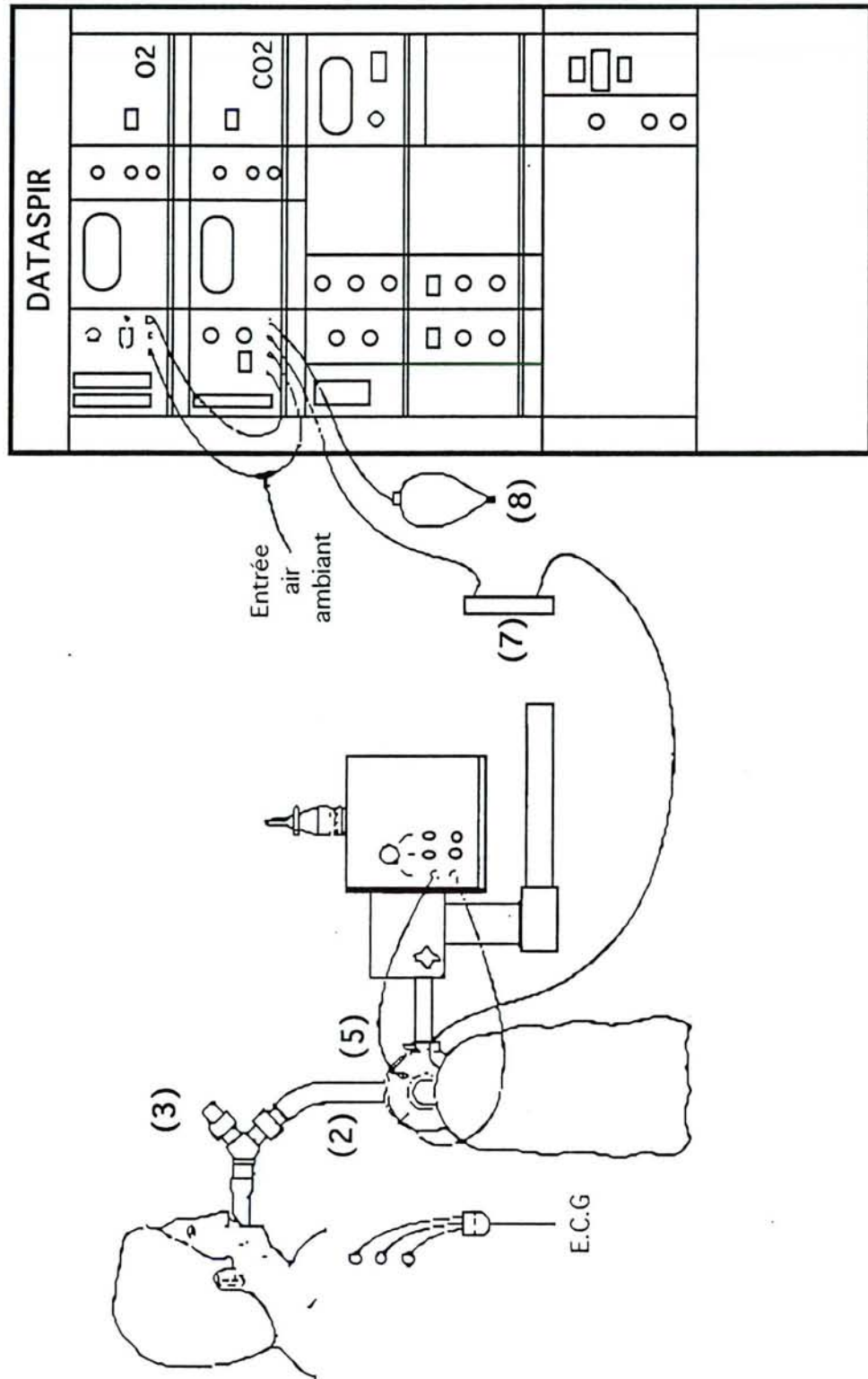


Figure 5 : Description de l'ergopneumotest de JAEGER (DATASPIR EDV 70)

2-5) Dynamométrie manuelle

La force des mains pouvant influencer la puissance maximale atteinte lors du test d'exercice réalisé sur fauteuil roulant ergomètre, il semblait intéressant de la mesurer. Nous avons donc utilisé un dynamomètre manuel "HANDGRIP" (HELLIWELL et al 1987). Il se compose de deux poignées en aluminium d'une longueur d'environ 25 cm. La séparation entre les deux poignées est réglable afin de pouvoir s'adapter à toutes les tailles de main. L'appareil est relié à un ordinateur par l'intermédiaire d'une interface. Le test consiste à serrer le plus fortement possible ces poignées pendant un temps fixé par le programme qui est d'environ 4,4 secondes. La force est exprimée en Newton (N). Le "HANDGRIP" permet également la mesure de l'endurance manuelle ; il s'agit alors, de maintenir le plus longtemps possible un pourcentage préétabli de la force manuelle maximale préalablement établi. Cette épreuve est facilitée par la visualisation d'un curseur que l'on doit maintenir à l'intérieur d'une zone. Ce feed-back permet à l'utilisateur d'effectuer cette épreuve dans les meilleures conditions. Pour notre travail, le protocole de passage du test s'est déroulé comme suit : en position assise face à l'ordinateur, le bras tendu et décollé du corps, la personne saisit la poignée d'abord de la main droite et la serre le plus fortement possible jusqu'au "BIP" sonore de l'appareil. Après recueil de la force maximale exprimée en Newton qui est lue sur l'écran de l'ordinateur, la personne procède de la même façon avec la main gauche. Deux mesures à chaque main sont réalisées à 3 minutes d'intervalle afin d'étudier la fidélité de la mesure de la force manuelle. Cet écart de temps entre les deux mesures a été choisi après des essais préalables dont la durée était plus courte. Il en résulte qu'après 90 secondes le sujet à subjectivement récupéré. Plus loin, seront donnés les résultats de la reproductibilité des mesures. Pour chaque main, la valeur la plus grande des deux mesures est conservée. Ensuite, débute l'épreuve d'endurance pour laquelle nous avons fixé le pourcentage à 50 % de la force maximale. La durée du maintien de cette force, de même qu'un indice de "puissance développée" sont les deux valeurs retenues. Par contre, la mesure de

l'endurance pose plus de problèmes. Elle peut durer de une à deux minutes. Cet exercice est localement très épuisant. En plus de la fatigue musculaire, il faut signaler l'apparition de fourmillements à l'arrêt de l'exercice, liés à une réduction par compression de la circulation périphérique (ZWARTS et al 1987). Ces remarques justifient la mesure unique.

2-6) L'électromyographie

Afin d'étudier l'activité musculaire lors de la propulsion des roues du fauteuil, des mesures électromyographiques ont été faites. Ces mesures ont nécessité l'utilisation d'électrodes de surface avec préamplificateur incorporé (BIOCHIP), la conception et la réalisation d'un appareil pour recueillir et traiter le signal électrique venant de ces récepteurs. Les résultats sont visualisés grâce à un enregistreur à encre sous pression GOULD 2200 S disposant de 4 pistes. Le système qui permet le traitement des signaux a été conçu et réalisé par l'INSERM U 14. La figure 6 illustre son fonctionnement. Le signal (G) provenant des électrodes de surface est amplifié à la demande. Un voyant indique la saturation de l'amplification qui ne doit évidemment pas être atteinte. Après extraction dans le signal brut des signaux dans les bandes de fréquences 150 à 360 Hz pour les fréquences hautes (H) et 21 à 47 Hz pour les fréquences basses (L) (Ros et al 1986), ceux ci sont ensuite redressés et filtrés. Aux points A et B, on obtient des tensions continues avec lesquelles on fait le rapport $\frac{H}{L}$ qui est ensuite directement enregistré sur papier millimétré. Un top électrique donne la calibration pour un rapport égal à 1. Le système permet des mesures simultanées sur 4 muscles, la méthode de calcul est la suivante :

- Après avoir réglé le zéro de l'enregistreur sur la ligne de base, l'enregistrement commence au début de l'exercice. Les deux premières minutes d'effort (charge à "0" watt) sont prises comme valeur de référence puisque le tonus musculaire de repos ne fournit pas de réponse électrique (TREMOLIERES 1967).

- La dernière minute de chaque palier est utilisée pour calculer la valeur de $\frac{H}{L}$ que l'on obtient par quotient de la valeur moyenne du signal (exprimé en millimètre sur le papier millimétré) par la valeur du top électrique de calibration. Ce résultat est ensuite exprimé en pourcentage par rapport à la valeur de référence.

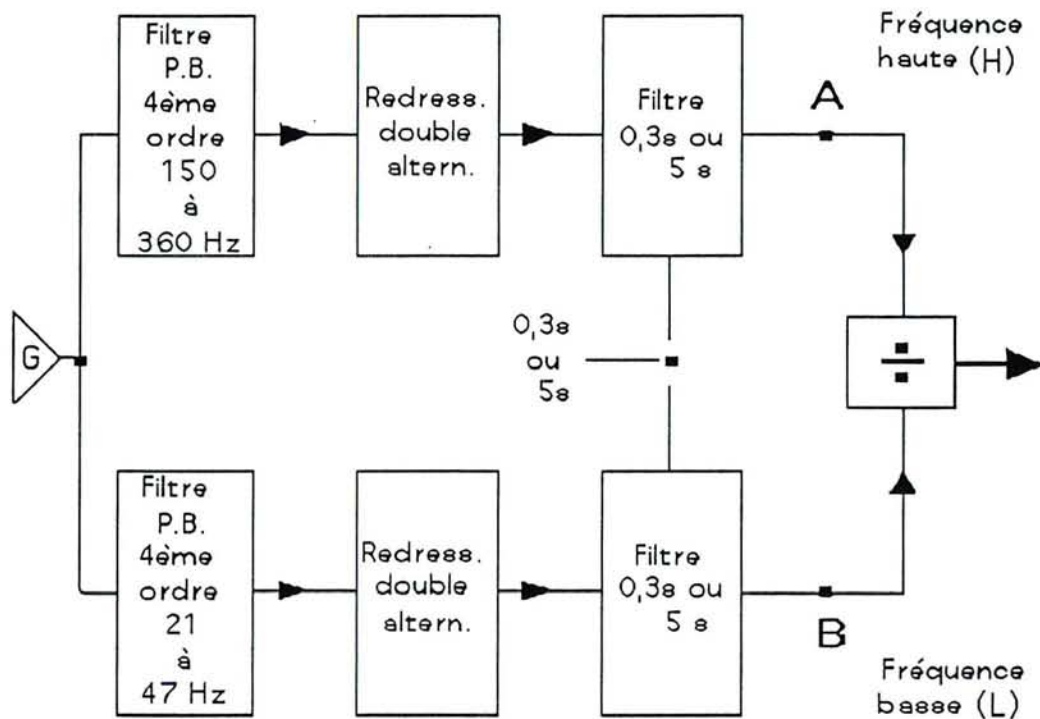


Figure 6 : Description du traitement du signal électromyographique.

Afin d'essayer de valider cette technique, des mesures comparatives ont été réalisées chez les mêmes sujets avec d'une part, notre système et d'autre part, avec l'électromyographe MEDELEC. Les pourcentages du rapport haute sur basse fréquence n'apparaissent pas très différents. En outre, il y a eu lecture des tracés par deux expérimentateurs.

Le choix des muscles étudiés a été conditionné par :

- le résultats d'enquêtes cliniques sur les causes d'arrêt de l'exercice maximal en fauteuil

- le double rôle joué par certains muscles qui participent à la fois à la propulsion des roues et se comportent comme des muscles accessoires de la ventilation. Des résultats préliminaires, ont montré, qu'au cours de test d'exercice en fauteuil, la ventilation peut atteindre voire dépasser les 50 litres, entraînant une participation active des muscles accessoires de la ventilation.

Les muscles étudiés sont les suivants :

- **1er et 2ème radiaux (long et court extenseur radial, Fig 7)**

Origine : épicondyle.

Terminaison : face dorsale de la base des 2ème et 3ème métacarpiens.

Innervation : Nerf radial

Mise en évidence : avant bras posé sur une table, l'opérateur s'oppose à l'extension de la main, les deux radiaux sont alors bien perceptibles.

Fonction : ils assurent l'abduction radiale et l'extension de la main. Ce sont également des fléchisseurs du coude si la main est en pronation. Lors de la propulsion des roues du fauteuil, ils sont fortement sollicités pour assurer la transmission des forces.

- **Deltoïde moyen (Fig 7)**

Les différents faisceaux de ce muscle (antérieur, moyen, postérieur) n'ont pas seulement une fonction dynamique considérable en participant à tous les mouvements de l'articulation scapulo-humérale, mais ils assument également un rôle important dans la stabilité de l'articulation elle-même. Tel un capuchon, le muscle entoure l'articulation scapulo-humérale et la maintient fermement. Délibérément, nous avons choisi le faisceau moyen.

Origine : ces trois faisceaux naissent sur la clavicule, l'acromion et l'épine de l'omoplate.

Terminaison : V deltoïdien de l'humérus

Innervation : nerf circonflexe (nerf axillaire)

Mise en évidence : mise en abduction du bras dans un plan frontal contre résistance

Fonction : la portion moyenne (celle qui est testée) entraîne une abduction. Participant à tous les mouvements de l'articulation scapulo humérale, ce muscle constitue un système où chaque élément est tantôt synergique tantôt antagoniste.

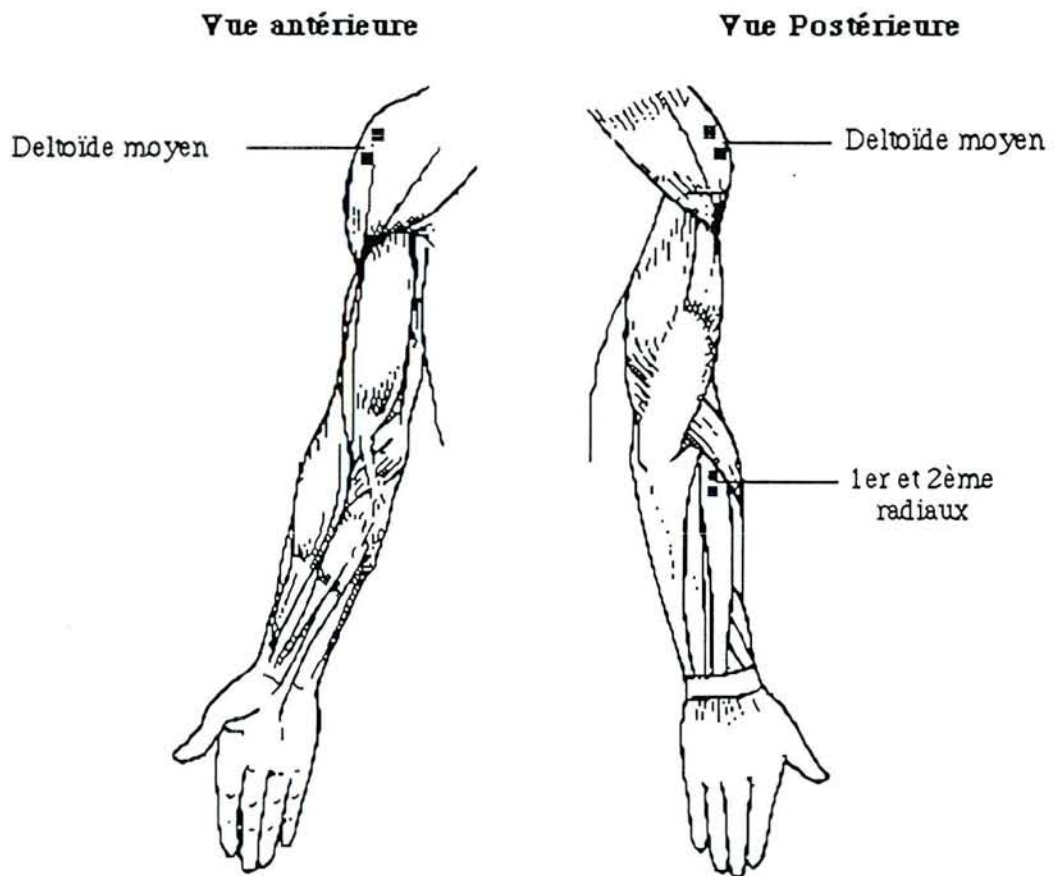


Figure 7 : Vue antérieure et postérieure du membre supérieur : emplacement des électrodes sur les muscles étudiés (PETERSON KENDALL F. ET AL 1988).

- Trapèze (Fig 8)

Origine : protubérance occipitale, apophyses épineuses des vertèbres cervicales et dorsales

Terminaison : tiers externe de la clavicule, acromion et épine de l'omoplate (scapula).

Innervation : nerf spinal et nerf du trapèze (nerf accessoire).

Mise en évidence : élévation contrariée du moignon de l'épaule

Fonction : pour le trapèze supérieur où est placé l'électrode, son action entraîne une élévation des omoplates et participe à leur rotation. Il joue aussi un rôle important dans tous les mouvements d'élévation et de traction. Enfin, il élève la clavicule et participe aussi à l'inspiration.

- Grand pectoral (Fig 8)

Origine : a) à la moitié médiale de la clavicule

b) à la face antérieure du sternum et des six premiers cartilages intercostaux.

Terminaison : sur la lèvre externe de la gouttière bicipitale (crête du tubercule majeur).

Innervation : nerfs pectoraux (latéral et médial)

Mise en évidence : (du faisceau sterno costal du grand pectoral) le sujet, bras en abduction à l'horizontal, rapproche contre résistance le bras du thorax.

Fonction : Si le point fixe est le thorax : le grand pectoral est adducteur et fléchisseur du bras et accessoirement rotateur interne du bras. Si le point fixe est l'humérus, il y a élévation du tronc (muscle du grimper) et c'est également un inspireur accessoire.

- Sterno cleido mastoïdien (Fig 8)

Origine : sternum et clavicule.

Terminaison : apophyse mastoïde et ligne courbe occipitale supérieure

Innervation : nerf spinal et plexus cervical

Mise en évidence : rotation de la tête contrariée, du même côté, le SCM apparaît nettement à la partie antérieure du coup.

Fonction : une contraction des deux côtés entraîne une puissante flexion antérieure de la tête; le muscle est ainsi l'antagoniste du trapèze. Contracté d'un seul côté, il fléchit la tête en avant et entraîne une rotation contro-latérale. Il participe aussi à l'inspiration.

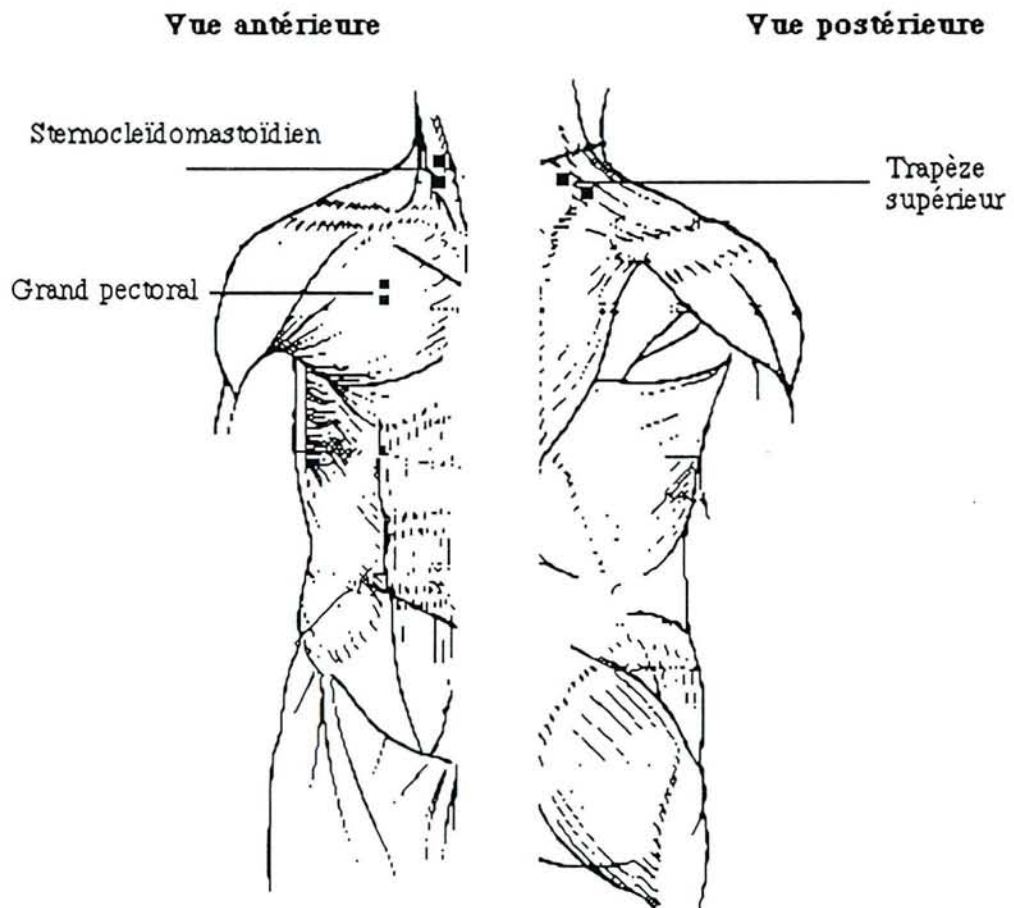


Figure 8 : Vue antérieure et postérieure du tronc : emplacement des électrodes sur les muscles étudiés (PETERSON KENDALL F. ET AL 1988).

. Après avoir préparé la peau, en la frottant avec un coton imbibé d'alcool, les électrodes sont placées au niveau du ventre musculaire. Celui-ci est déterminé par palpation puis repéré par rapport à des points anatomiques précis (LACOTE et al 1990). Les repères pour les muscles étudiés sont les suivants :

TABLEAU III
REPERAGE DU PLACEMENT DES ELECTRODES POUR
L'ELECTROMYOGRAPHIE.

1er et 2ème radiaux	Coude à 90°, main en supination : 7 cm de l'épicondyle.
Deltoïde moyen	Position "0" bras le long du corps : 6 cm en dessous de l'acromion.
Trapèze	Au milieu du ventre musculaire mis en évidence par l'élévation contrariée du moignon de l'épaule.
Pectoral	Equidistance entre l'articulation sterno-claviculaire et l'articulation acromio-claviculaire.
Sterno-cleïdo mastoïdien	Milieu du ventre musculaire.

2-7) Tests au laboratoire

Dans un premier temps, nous avons voulu savoir quelle était l'influence de la vitesse imposée par l'ergomètre (30, 60, 90 rpm) sur la fréquence d'actions manuelles (FAM exprimée en coups par minutes : Cp / min) sur la main courante du fauteuil. Il est apparu qu'à 30, 60, 90 rpm, le nombre de Cp/min était respectivement de 25 ± 6 , ($\bar{X} \pm \text{écart-type}$), 40 ± 7 et de 70 ± 9 .

Les mesures de consommation d'oxygène au cours de ces expériences préliminaires réalisées avec une puissance de "0" watt étaient les suivantes ($\bar{X} \pm \text{écart-type}$) :

VITESSE ERGOMETRE (RPM)	CONSOMMATION D'OXYGENE (ml/min)
30	476 ± 55
60	760 ± 126
90	1320 ± 176

Ceci nous a amené à choisir la vitesse de 60 rpm pour effectuer le test d'effort progressif. L'effet des différentes incrémentsations de charge et de durée des paliers (30 W/3 min, 20 W/1 min, 10 W/2 min etc.....) nous ont conduit à choisir une augmentation progressive de la charge de 10 watts toutes les deux minutes, qui correspond mieux à la tolérance subjective et permet d'avoir au minimum deux ou trois paliers.

Nous avons finalement retenu un type de test triangulaire dont :

- le début de l'effort est fixé à "0 watt"
- la vitesse est constante à 60 rpm
- l'accroissement progressif de la puissance est de 10 watts toutes les 2 minutes jusqu'à la fin de l'effort.

Remarque: l'expérimentateur lance le fauteuil afin de rompre l'inertie créée par le disque en acier, et stabiliser le fauteuil-ergomètre à la vitesse désirée, puis le sujet doit maintenir l'aiguille de l'ergomètre sur le zéro.

Dans un groupe de seize sujets valides, nous avons comparé avec le même ergomètre, des exercices progressifs maximaux effectués avec les membres supérieurs et inférieurs, à l'aide de trois modalités différentes d'exercices :

- le fauteuil-ergomètre
- le pédalage traditionnel avec les jambes,
- l'utilisation des manivelles avec les mains grâce à la possibilité de relever l'ensemble chaîne-pédalier de l'ergomètre de FLEISCH.

Les tests utilisés sont les suivants:

- un test progressif de 10 W / 2 min sur fauteuil-ergomètre
- un test progressif sur bicyclette ergométrique avec les membres inférieurs de 10W / 2 min jusqu'à la puissance maximale atteinte sur fauteuil ergomètre. Ce test est ensuite complété par le désormais classique test progressif de 30 W / 3 min jusqu'à épuisement (GIMENEZ et al 1981)
- un test progressif de 10 W / 2 min en position assise, en utilisant les manivelles de l'ergomètre avec les bras (WICKS et al 1977 ; MAGEL et al 1978 ; SAWKA et al 1983 ; Van der WOUDE et al 1990).

3) STATISTIQUES

Pour la partie descriptive des statistiques, la moyenne et l'écart type ont été retenus.

La comparaison de deux moyennes a été réalisée avec le test *t* de Student et dans le cas de mesures répétées chez les mêmes individus le test *t* par séries appariées a été utilisé.

La régression linéaire multiple a permis d'exprimer une variable observée (variable dépendante ou à expliquer) en fonction d'un ensemble d'autres variables observées (variables indépendantes ou explicatives).

Enfin, l'étude de la **reproductibilité** a été réalisé par la méthode proposée par BLAND J.M. et al 1986 suite à deux tests identiques (10 w / 2 min) effectués à 15 jours d'intervalle. Un certain nombre de mesures ont donc été étudiées comme :

- a) la PMT, la FC, la VO₂, et la FAM au niveau maximal du test progressif de 10W/2min à T₀ et T₁ (T₁=T₀ + 15 jours) ;
- b) l'évaluation de la force et de l'endurance manuelle (2 mesures répétées à 2 minutes d'intervalle et comparaison entre T₀ et T₁ ;
- c) le calcul de la fatigue musculaire (mesure inter-technicien).

Avant toute étude de reproductibilité, il importe de bien connaître

- la précision de mesure du matériel utilisé
- ainsi que les variations intra-individuelles des paramètres mesurés

L'étude des variations observées dans ce travail doit tenir compte de ces deux sources de variabilité.

Ensuite, les résultats des mesures sont visualisés sur un graphique représentant le nuage de points avec en ordonnées les différences entre les deux mesures (T₁-T₀) et en abscisses la moyenne de celles-ci (T₀+T₁)/2.

A partir de ce graphique, la pente de la droite de régression permet de mettre en évidence l'existence éventuelle d'un biais systématique, c'est à dire une

erreur (différence T1-T0) en rapport avec la grandeur de la mesure (moyenne des deux mesures). Tel serait le cas si la pente était significativement différente de zéro.

Puis, la différence entre les deux mesures est testée par le t de Student par séries appariées. S'il n'existe pas de différence significative, c'est qu'il n'y a pas d'erreur systématique liée à l'ordre des mesures. La moyenne des différences (T1-T0) peut être considérée comme nulle.

Il est alors possible de calculer un "repeatability coefficient" (RpC) adopté par the British Standards Institution (BLAND et ALTMAND 1986) :

$$\text{RpC} = t_{0,05} * \sqrt{\frac{\sum d^2}{n}}$$

où t est la valeur choisie dans la table de distribution de t pour $p < 0,05$ avec un degré de liberté égale à $n-1$; d représente la différence entre les deux mesures (T1-T0) ; n étant le nombre de couples de mesures.

Ce coefficient donne les limites d'acceptabilité pour des mesures ultérieures réalisées dans les mêmes conditions et avec le même matériel. Il peut être utilisé notamment pour comparer deux mesures faites avant et après entraînement afin de tester l'efficacité de celui-ci.

L'ensemble des jugements que nous émettons lors de ces différents traitements statistiques, ne peuvent reposer que sur des probabilités plus ou moins grandes de se tromper (p), mais jamais sur des certitudes.

Les statistiques évaluent p et pas davantage.

Nous avons retenu pour l'ensemble des tests les seuils significatifs suivants:

- risque inférieur à 5%, $p < 0,05$ (*)
- risque inférieur à 1%, $p < 0,01$ (**)
- risque inférieur à 1‰, $p < 0,001$ (***)

III) RESULTATS

1) Réponses ventilatoire, cardio-circulatoire et métabolique au cours des tests ergospirométriques.

1-1) Valeurs obtenues au niveau maximal de l'exercice progressif de (10 W / 2 min)

1-1-1) Age, caractéristiques physiques et niveau de pratique physique des sujets étudiés.

La première série de résultats concerne les valeurs moyennes de l'âge et des caractéristiques physiques pour l'ensemble de la population étudiée et pour chacun des trois groupes de sujets (femmes et hommes valides et hommes handicapés Tableau IV), en outre, les valeurs individuelles de l'âge, des caractéristiques physiques et du niveau de pratique physique (voir Chapitre Sujets, Matériel et Méthode) des trois groupes sont présentées dans les tableaux V à VII.

TABLEAU IV
AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DE L'ENSEMBLE DE LA POPULATION, DES FEMMES ET HOMMES VALIDES ET DES HOMMES HANDICAPES.

	POPULATION TOTALE (n=62)	FEMMES VALIDES (n=24)		HOMMES VALIDES (n=23)	HOMMES HANDICAPES (n=15)
AGE (ans)	29,6 ± 10,9	25,2 ± 4,4	*	31,8 ± 13,3	33,5 ± 12,2
POIDS (kg)	68,1 ± 8,6	62,2 ± 5,9	***	72,8 ± 7,8	70,3 ± 8,2
TAILLE (cm)	174,2 ± 7,5	168,6 ± 4,5	***	176,7 ± 7,7	179,3 ± 5,4

$\bar{X} \pm$ écart-type

* p < 0,05

*** p < 0,001

On observe une différence significative entre les femmes et les hommes valides pour les trois paramètres considérés. Les femmes ayant les valeurs les plus basses. Par contre, il n'y a pas de différence entre les hommes valides et handicapés.

TABLEAU V
FEMMES VALIDES :
VALEURS INDIVIDUELLES DES CARACTERISTIQUES PHYSIQUES ET DU
NIVEAU DE PRATIQUE PHYSIQUE.

N° SUJETS	AGE (ans)	POIDS (kg)	TAILLE (cm)	ACTIVITE PHYSIQUE
1	20	72	173	PRATIQUANTE
2	20	62	176	PRATIQUANTE
3	22	53	164	PRATIQUANTE
4	23	56	170	PRATIQUANTE
5	24	62	166	PRATIQUANTE
6	25	63	176	PRATIQUANTE
7	27	68	171	PRATIQUANTE
8	27	65	165	PRATIQUANTE
9	28	55	169	PRATIQUANTE
10	31	70	165	PRATIQUANTE
11	31	70	165	PRATIQUANTE
12	34	67	171	PRATIQUANTE
13	34	67	171	PRATIQUANTE
14	20	65	163	SEDENTAIRE
15	23	61	172	SEDENTAIRE
16	23	61	172	SEDENTAIRE
17	23	59	166	SEDENTAIRE
18	28	60	170	SEDENTAIRE
19	30	70	163	SEDENTAIRE
20	21	54	161	SPORTIVE
21	21	54	161	SPORTIVE
22	21	66	174	SPORTIVE
23	24	56	171	SPORTIVE
24	24	56	171	SPORTIVE

TABLEAU VI
HOMMES VALIDES :
VALEURS INDIVIDUELLES DES CARACTERISTIQUES PHYSIQUES ET DU
NIVEAU DE PRATIQUE PHYSIQUE.

N° SUJETS	AGE (ans)	POIDS (kg)	TAILLE (cm)	ACTIVITE PHYSIQUE
1	22	65	172	PRATIQUANT
2	22	69	187	PRATIQUANT
3	23	86	187	PRATIQUANT
4	23	86	187	PRATIQUANT
5	25	71	175	PRATIQUANT
6	25	71	175	PRATIQUANT
7	25	73	184	PRATIQUANT
8	30	82	184	PRATIQUANT
9	32	82	182	PRATIQUANT
10	32	82	182	PRATIQUANT
11	33	78	189	PRATIQUANT
12	33	82	184	PRATIQUANT
13	56	75	172	PRATIQUANT
14	62	74	166	PRATIQUANT
15	25	58	170	SEDENTAIRE
16	33	68	168	SEDENTAIRE
17	58	72	165	SEDENTAIRE
18	59	71	165	SEDENTAIRE
19	21	65	174	SPORTIF
20	22	63	173	SPORTIF
21	22	63	173	SPORTIF
22	22	70	174	SPORTIF
23	25	69	175	SPORTIF

TABLEAU VII
HOMMES HANDICAPES :
VALEURS INDIVIDUELLES DES CARACTERISTIQUES PHYSIQUES ET DU
NIVEAU DE PRATIQUE PHYSIQUE.

N° SUJETS	AGE (ans)	POIDS (kg)	TAILLE (cm)	ACTIVITE PHYSIQUE
1	18	71	170	PRATIQUANT
2	22	79	190	PRATIQUANT
3	38	62	174	PRATIQUANT
4	53	79	180	PRATIQUANT
5	24	79	186	SPORTIF
6	24	54	182	SPORTIF
7	27	79	186	SPORTIF
8	27	70	178	SPORTIF
9	28	69	178	SPORTIF
10	31	60	174	SPORTIF
11	31	60	174	SPORTIF
12	31	76	183	SPORTIF
13	39	68	176	SPORTIF
14	51	70	178	SPORTIF
15	59	78	180	SPORTIF

D'après le niveau de pratique physique, nous avons classé les femmes valides en trois groupes : sédentaires (I), pratiquantes (II) et sportives (III).

Le tableau VIII compare chez les femmes valides l'âge et les caractéristiques physique. Il apparaît une différence significative pour l'âge entre le groupe II et III et pour le poids entre les groupes I et III, ce dernier ayant les valeurs les plus basses.

TABLEAU VIII
AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DES FEMMES VALIDES EN
FONCTION DU LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE.

	FEMMES VALIDES			I vs III
	I SEDENTAIRES (n=6)	II PRATIQUANTES (n=13)	III SPORTIVES (n=5)	
AGE (ans)	25 ± 4	27 ± 5	**	22 ± 2
POIDS (kg)	63 ± 4	64 ± 6		57 ± 5
TAILLE (cm)	168 ± 4	169 ± 4		168 ± 6

$\bar{X} \pm$ écart-type

* p < 0,05 ** p < 0,01

- sédentaires : aucune pratique physique.
- pratiquantes : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine)
- sportives : (Activité Physique > à 3 heures par semaine).

Les hommes valides ont également été classés en trois groupes : sédentaires (I), pratiquants (II) et sportifs (III).

Le tableau IX compare chez les hommes valides, l'âge et les caractéristiques physiques. On observe une différence significative entre le groupe II (valeurs les plus élevées) et le groupe III pour les trois paramètres.

De plus, il existe une différence entre les groupes I et III pour l'âge et la taille et entre les groupes I et II pour le poids et la taille.

TABLEAU IX
AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DES HOMMES VALIDES EN
FONCTIONS DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE

	HOMMES VALIDES			I vs III
	I SEDENTAIRES (n=4)	II PRATIQUANTS (n=14)	III SPORTIFS (n=5)	
AGE (ans)	44 ± 17	32 ± 12	22 ± 2	** ***
POIDS (kg)	67 ± 6	77 ± 7	66 ± 3	* ***
TAILLE (cm)	167 ± 2	180 ± 7	174 ± 1	*** ** ***

$\bar{X} \pm$ écart-type

* p < 0,05

** p < 0,01

*** p < 0,001

- sédentaires : aucune pratique physique.

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine)

- sportifs : (Activité Physique > à 3 heures par semaine).

Du fait, de l'absence de sujets sédentaires dans le groupe des hommes handicapés, le tableau X compare l'âge et les caractéristiques physiques des handicapés pratiquants et sportifs. Aucune différence n'est observée entre les trois variables mais cette remarque est à relativiser compte tenu du faible effectif des pratiquants handicapés.

TABLEAU X
AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DES HOMMES HANDICAPES
EN FONCTION DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE.

	HOMMES HANDICAPES	
	PRATIQUANTS (n=4)	SPORTIFS (n=11)
AGE (ans)	32,8 ± 16	33,8 ± 11,4
POIDS (kg)	72,8 ± 8,1	69,4 ± 8,5
TAILLE (cm)	179 ± 8,7	180 ± 4,3

$\bar{X} \pm \text{écart-type}$

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).
- sportifs : (Activité Physique > à 3 heures par semaine)

1-1-2) Valeurs moyennes et individuelles au niveau maximal de l'exercice progressif (10 W / 2 min) pour les paramètres ventilatoires, circulatoires, métaboliques et pour la fréquence d'actions manuelles.

La première série de résultats concerne les valeurs moyennes des paramètres suivants :

PMT = Puissance maximale tolérée en Watts ; **$\dot{V}E$** = Ventilation en litre par minute ;
f = fréquence ventilatoire en nombre de respirations par minute ; **Vt** = Volume courant en litre ; **FC** = Fréquence cardiaque en pulsation par minute ; **$\dot{V}O_2$** = maximum de consommation d'oxygène exprimée en valeur absolue (ml par minute) et en valeur relative (ml par minute et par kg de poids) ; **Rb brut** = Rendement brut (travail / dépense énergétique) en pourcentage ; **Pouls d'O₂** = pouls en oxygène (ml par pulsation) ; **FAM** = fréquence d'actions manuelles sur la main courante du fauteuil (coup par minute : Cp/min).

Les valeurs moyennes de ces paramètres pour la population totale et pour chacun des trois groupes (femmes et hommes valides et handicapés) sont présentées dans le Tableau XI. Les tableaux XII à XIV concernent les valeurs individuelles des sujets de chacun des trois groupes.

TABLEAU XI
ANALYSE COMPARATIVE DES DIFFERENTS PARAMETRES AU NIVEAU
MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN POUR
L'ENSEMBLE DE LA POPULATION ET POUR LES FEMMES ET HOMMES
VALIDES ET POUR LES HOMMES HANDICAPES.

	POPULATION TOTALE (n=62)	FEMMES VALIDES (n=24)		HOMMES VALIDES (n=23)		HOMMES HANDICAPES (n=15)
PMT (W)	57,4 ± 25,6	38,3 ± 10,9	***	61,7 ± 18,8	*	81,3 ± 29
$\dot{V}E$ (l/min)	77 ± 24,5	66,7 ± 18,7	**	85 ± 25,1		81,3 ± 27
f (resp/min)	51 ± 15	53 ± 17		50 ± 16		47 ± 12
Vt (l)	1,6 ± 0,6	1,3 ± 0,4	**	1,8 ± 0,6		1,8 ± 0,6
FC (puls/min)	168 ± 13	163 ± 9		166 ± 14	**	180 ± 10
$\dot{V}O_2$ (ml/min)	1764 ± 496	1411 ± 176	***	1945 ± 482		2053 ± 545
$\dot{V}O_2$ (ml/min/kg)	26 ± 7	23 ± 4	*	27 ± 8		30 ± 9
Rb brut (%)	9,4 ± 2,2	8 ± 1,7	**	9,4 ± 1,6	**	11,5 ± 2
Pouls d'O ₂ (ml/puls)	10,4 ± 2,5	8,7 ± 1	***	11,7 ± 2,3		11,4 ± 3
FAM (Cp/min)	69 ± 10	69 ± 11		71 ± 8		67 ± 10

$\bar{X} \pm \text{écart-type}$

* p < 0,05

** p < 0,01

*** p < 0,001

Le tableau XI montre une différence significative de toutes les variables à l'exception de la f, FC et FAM entre les femmes et les hommes valides. La comparaison hommes valides et handicapés fait ressortir des valeurs significativement plus élevées pour la PMT, la FC et le Rb en faveur de ces derniers.

TABLEAU XII
FEMMES VALIDES :
VALEURS INDIVIDUELLES DES PARAMETRES VENTILATOIRES,
CIRCULATOIRES ET METABOLIQUES OBSERVEES AU NIVEAU
MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF (10 W / 2 MIN)

N° SUJETS	PMT (W)	\dot{V}_E (l/min)	f (Resp/ min)	V_t (l)	FC (puls/min)	Max $\dot{V}O_2$ (ml/min)	Max $\dot{V}O_2$ (ml/min/kg)
1	30	41	34	1,21	147	1323	18,38
2	40	53	43	1,23	173	1366	22,03
3	20	43	34	1,26	162	1224	23,09
4	40	74	41	1,80	175	1669	29,80
5	40	55	55	1,00	158	1353	21,82
6	30	58	46	1,26	158	1311	20,81
7	30	58	21	2,76	158	1428	21,00
8	40	87	61	1,43	173	1652	25,42
9	40	58	54	1,07	174	1322	24,04
10	40	90	57	1,58	175	1412	20,17
11	40	107	62	1,73	174	1485	21,21
12	40	82	66	1,24	165	1343	20,04
13	40	80	64	1,25	155	1428	21,31
14	30	39	34	1,15	145	1046	16,09
15	40	64	63	1,02	169	1420	23,28
16	40	66	61	1,08	159	1465	24,02
17	20	93	78	1,19	160	1067	18,08
18	30	77	96	0,80	147	1251	20,85
19	20	48	38	1,26	169	1251	17,87
20	50	95	71	1,34	170	1673	30,98
21	50	70	63	1,11	163	1557	28,83
22	60	54	44	1,23	164	1660	25,15
23	50	52	42	1,24	158	1609	28,73
24	60	55	52	1,06	156	1540	27,50

TABLEAU XIII
HOMMES VALIDES :
VALEURS INDIVIDUELLES DES PARAMETRES VENTILATOIRES,
CIRCULATOIRES ET METABOLIQUES OBSERVEES AU NIVEAU
MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF (10 W / 2 MIN).

N° SUJETS	PMT (W)	\dot{V}_E (l/min)	f (Resp/ min)	V_t (l)	FC (puls/min)	Max $\dot{V}O_2$ (ml/min)	Max $\dot{V}O_2$ (ml/min/kg)
1	70	71	58	1,22	175	1836	26,61
2	60	54	33	1,64	168	1602	24,65
3	70	84	34	2,47	172	2337	27,17
4	70	100	35	2,86	174	2411	28,03
5	60	72	69	1,04	159	1627	22,92
6	60	67	59	1,14	162	1705	24,01
7	70	97	67	1,45	176	1991	27,27
8	70	101	57	1,77	173	2063	25,16
9	40	81	47	1,72	176	1665	20,30
10	50	85	66	1,29	181	1682	20,51
11	70	74	36	2,06	162	1923	24,65
12	70	87	36	2,42	165	1962	23,93
13	70	72	23	3,13	142	1738	23,17
14	40	78	46	1,70	146	1393	18,82
15	30	51	51	1,00	140	1400	24,14
16	40	68	36	1,89	153	1578	23,21
17	30	72	38	1,89	151	1251	17,38
18	30	83	45	1,84	143	1289	18,15
19	90	63	46	1,37	186	2487	38,26
20	80	152	54	2,81	186	2793	44,33
21	80	151	92	1,64	179	2814	44,67
22	80	93	50	1,86	178	2561	36,59
23	90	99	76	1,30	162	2618	37,94

TABLEAU XIV
HOMMES HANDICAPES :
VALEURS INDIVIDUELLES DES PARAMETRES VENTILATOIRES,
CIRCULATOIRES ET METABOLIQUES OBSERVEES AU NIVEAU
MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF (10 W / 2 MIN).

N° SUJETS	PMT (W)	\dot{V}_E (l/min)	f (Resp/ min)	V_t (l)	FC (puls/min)	Max $\dot{V}O_2$ (ml/min)	Max $\dot{V}O_2$ (ml/min/kg)
1	40	49	53	0,92	165	1424	20,06
2	60	62	33	1,88	197	1436	18,18
3	30	53	44	1,20	188	1112	17,94
4	40	52	39	1,33	172	1329	16,82
5	100	85	46	1,85	184	2242	28,38
6	100	88	45	1,96	176	2263	41,91
7	90	58	36	1,61	169	2122	26,86
8	70	58	42	1,38	177	1724	24,63
9	130	103	30	3,43	186	2866	41,54
10	90	98	50	1,96	184	2188	36,47
11	100	98	64	1,53	184	2394	39,90
12	120	138	69	2,00	200	2558	33,66
13	80	62	34	1,82	182	1855	27,28
14	90	111	60	1,85	172	2697	38,53
15	80	104	54	1,93	167	2582	33,10

Le Tableau XV compare les paramètres ventilatoire, cardio-circulatoire et métabolique chez les femmes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique. Seul, le maximum de $\dot{V}O_2$ est différent entre le groupe I et II. Les valeurs moyennes observées dans le groupe III sont significativement plus élevées pour la PMT, la $\dot{V}O_2$, le Rb et le Pouls d'O₂ par rapport aux groupes I et II.

Le tableau XVI compare ces mêmes paramètres chez les hommes valides, en fonction de leur niveau de pratique. La PMT, la FC, la $\dot{V}O_2$, le Rb et le Pouls en O₂ sont significativement différents entre le groupe I et II, I et III et entre II et III (à l'exception du Rb).

Tous ces paramètres étudiés chez des handicapés pratiquants et sportifs sont différents sauf : f, FC et la FAM (tableau XVII).

TABLEAU XV
ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL
(PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN CHEZ DES
FEMMES VALIDES EN FONCTION DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE
PHYSIQUE.

	FEMMES VALIDES				I vs III	
	I SEDENTAIRES (n=6)	II PRATIQUANTES (n=13)	III SPORTIVES (n=5)			
PMT (W)	30 ± 9	36 ± 6,5	***	54 ± 5	***	
$\dot{V}E$ (l/min)	65 ± 19	68 ± 20		65 ± 18		
f (resp/min)	62 ± 24	49 ± 14		54 ± 12		
V_t (l)	1,1 ± 0,2	1,5 ± 0,5		1,19 ± 0,11		
FC (puls/min)	158 ± 10	165 ± 9		162 ± 6		
$\dot{V}O_2$ (ml/min)	1250 ± 173	*	1409 ± 130	***	1607 ± 59	***
$\dot{V}O_2$ (ml/min/kg)	20 ± 3,2	*	22,2 ± 2,9	***	28,2 ± 2,1	***
Rb brut (%)	7,1 ± 1,6		7,6 ± 1,3	*	10 ± 1,1	**
Pouls d'O ₂ (ml/puls)	7,9 ± 1		8,5 ± 0,7	***	9,9 ± 0,3	***
FAM (Cp/min)	72 ± 13		66 ± 10		74 ± 12	

$\bar{X} \pm \text{écart-type}$

* p < 0,05

** p < 0,01

*** p < 0,001

- sédentaires : aucune pratique physique.

- pratiquantes : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

- sportives : (Activité Physique > à 3 heures par semaine)

TABLEAU XVI
ANALYSE COMPARATIVE DES DIFFERENTS PARAMETRES AU NIVEAU
MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN CHEZ
LES HOMMES VALIDES EN FONCTION DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE
PHYSIQUE.

	HOMMES VALIDES				I vs III	
	I		II			III
	SEDDENTAIRES (n=4)		PRATIQUANTS (n=14)			SPORTIFS (n=5)
PMT (W)	33 ± 5	***	62 ± 11	***	84 ± 5	***
ṠE (l/min)	69 ± 13		80 ± 13		112 ± 39	*
f (resp/min)	43 ± 7		48 ± 15		64 ± 20	
Vt (l)	1,7 ± 0,4		1,9 ± 0,7		1,8 ± 0,6	
FC (puls/min)	147 ± 6	*	167 ± 11	*	178 ± 10	***
ṠO ₂ (ml/min)	1380 ± 147	***	1853 ± 284	***	2655 ± 144	***
ṠO ₂ (ml/min/kg)	20,7 ± 3,5	***	24,1 ± 2,8	***	40,4 ± 3,8	***
Rb brut (%)	7 ± 0,5	***	10 ± 1,4		9,5 ± 1	***
Pouls d'O ₂ (ml/puls)	9,4 ± 0,9	**	11,1 ± 1,5	***	14,9 ± 1,2	***
FAM (Cp/min)	73 ± 12		68 ± 7		76 ± 8	

$\bar{X} \pm$ écart-type

* p < 0,05

** p < 0,01

*** p < 0,001

- sédentaires : aucune pratique physique.

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

- sportifs : (Activité Physique > à 3 heures par semaine)

TABLEAU XVII
ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES DE L'EXERCICE
PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) CHEZ DES
HOMMES HANDICAPES EN FONCTION DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE
PHYSIQUE.

	HOMMES HANDICAPES	
	PRATIQUANTS (n=4)	SPORTIFS (n=11)
PMT (W)	42,5 ± 12,6	*** 95,5 ± 17,5
$\dot{V}E$ (l/min)	54 ± 5,6	*** 91 ± 24,7
f (resp/min)	42 ± 8,5	48 ± 12,6
V_t (l)	1,3 ± 0,4	* 1,9 ± 0,5
FC (puls/min)	180 ± 15	180 ± 9
$\dot{V}O_2$ (ml/min)	1325 ± 150	*** 2317 ± 348
$\dot{V}O_2$ (ml/min/kg)	18,3 ± 1,3	*** 33,8 ± 6,3
Rb brut (%)	9,4 ± 2	* 12,3 ± 1,5
Pouls d'O ₂ (ml/puls)	7,4 ± 1,1	** 12,9 ± 2
FAM (Cp/min)	70 ± 13	67 ± 8

$\bar{X} \pm$ écart-type

* p < 0,05

** p < 0,01

*** p < 0,001

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

- sportifs : (Activité Physique > à 3 heures par semaine)

1-1-3) Comparaison de sous-groupes d'hommes valides établis à partir de l'âge.

L'âge et les caractéristiques physiques de deux groupes de sujets valides, dont les moyennes d'âge sont très près proches (22 et 23 ans) mais différenciés en pratiquants et sportifs, sont présentés dans le tableau XVIII. On observe une différence significative du poids et de la taille, les pratiquants ayant des valeurs supérieures.

TABLEAU XVIII
AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DE DEUX GROUPES
D'HOMMES VALIDES JEUNES PRATIQUANTS ET SPORTIFS
(AGE ≤ 25 ANS).

	HOMMES VALIDES JEUNES (AGE ≤ 25 ANS)	
	PRATIQUANTS (n=7)	SPORTIFS (n=5)
AGE (ans)	23 ± 1,4	22 ± 2
POIDS (kg)	74 ± 8	66 ± 3
TAILLE (cm)	181 ± 7	174 ± 1

$\bar{X} \pm$ écart-type

* p < 0,05

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

- sportifs : (Activité Physique > à 3 heures par semaine)

Le tableau XIX, page suivante, compare les paramètres obtenus au niveau maximal (PMT) de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez ces deux sous-groupes d'âge identique.

TABLEAU XIX
ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL
(PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN CHEZ DEUX
GROUPES D'HOMMES VALIDES JEUNES PRATIQUANTS ET SPORTIFS
(AGE ≤ 25 ANS).

	HOMMES VALIDES JEUNES (AGE ≤ 25 ANS)	
	PRATIQUANTS (n=7)	SPORTIFS (n=5)
PMT (W)	66 ± 5	84 ± 5
ṠE (l/min)	78 ± 16,7	112 ± 39
f (resp/min)	51 ± 16	64 ± 20
Vt (l)	1,69 ± 0,7	1,8 ± 0,6
FC (puls/min)	169 ± 7	178 ± 10
ṠO ₂ (ml/min)	1930 ± 332	2655 ± 144
ṠO ₂ (ml/min/kg)	26 ± 1,9	40,4 ± 3,8
Rb brut (%)	10,3 ± 1	9,5 ± 1
Pouls d'O ₂ (ml/puls)	11,4 ± 1,7	14,9 ± 1,2
FAM (Cp/min)	71 ± 2,3	76 ± 8

$\bar{X} \pm \text{écart-type}$

* p < 0,05

** p < 0,01

*** p < 0,001

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

- sportifs : (Activité Physique > à 3 heures par semaine)

Les valeurs de PMT, ṠE, ṠO₂ et de Pouls en O₂ des sportifs sont significativement supérieures à celles des pratiquants.

Le tableau XX compare deux sous-groupes d'hommes valides pratiquants mais d'âge différent. Par contre, le poids et la taille ne sont pas différents dans les sous groupes considérés.

TABLEAU XX
AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DE DEUX GROUPES
D'HOMMES VALIDES PRATIQUANTS D'AGE DIFFERENT.

	HOMMES VALIDES PRATIQUANTS	
	(Age ≤ 25 ans) (n=7)	(Age ≥ 26 ans) (n=7)
AGE (ans)	23,6 ± 1,4	39,7 ± 13
POIDS (kg)	74 ± 8	79 ± 4
TAILLE (cm)	181 ± 7	180 ± 8

$\bar{X} \pm \text{écart-type}$

** p < 0,01

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

TABLEAU XXI
ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL
(PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN CHEZ DEUX
GROUPES D'HOMMES VALIDES PRATIQUANTS D'AGE DIFFERENT.

	HOMMES VALIDES PRATIQUANTS	
	(Age ≤ 25 ans) (n=7)	(Age ≥ 26 ans) (n=7)
PMT (W)	66 ± 5	59 ± 14
$\dot{V}E$ (l/min)	78 ± 16,7	83 ± 10
f (resp/min)	51 ± 16	44 ± 14
V_t (l)	1,69 ± 0,7	2 ± 0,6
FC (puls/min)	169 ± 7	164 ± 15
$\dot{V}O_2$ (ml/min)	1930 ± 332	1775 ± 227
$\dot{V}O_2$ (ml/min/kg)	26 ± 1,9	22,4 ± 2,4
Rb brut (%)	10,3 ± 1	9,7 ± 1,6
Pouls d'O ₂ (ml/puls)	11,4 ± 1,7	10,9 ± 1,4
FAM (Cp/min)	71 ± 2,3	65 ± 8

$\bar{X} \pm \text{écart-type}$

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

Le tableau XXI compare chez ces deux sous-groupes les paramètres au niveau maximal (PMT) de l'exercice progressif de 10 W / 2 min. Aucune différence n'est à signaler.

1-1-4) Comparaison de sous-groupes d'hommes valides et handicapés, en fonction de leur niveau de pratique physique.

Le tableau XXII compare l'âge et les caractéristiques physiques d'hommes pratiquants valides et handicapés. Il n'y a pas de différence entre les deux groupes étudiés.

TABLEAU XXII
AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES :
COMPARAISON ENTRE HOMMES PRATIQUANTS VALIDES ET
HANDICAPES.

	HOMMES PRATIQUANTS	
	VALIDES (n=14)	HANDICAPES (n=4)
AGE (ans)	32 ± 12	32,8 ± 16
POIDS (kg)	77 ± 7	73 ± 8,1
TAILLE (cm)	180 ± 7	179 ± 8,7

$\bar{X} \pm$ écart-type

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

TABLEAU XXIII
ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL
(PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN ENTRE DES
HOMMES PRATIQUANTS VALIDES ET HANDICAPES.

	HOMMES PRATIQUANTS	
	VALIDES (n=14)	HANDICAPES (n=4)
PMT (W)	62 ± 11	* 42,5 ± 12,6
$\dot{V}E$ (l/min)	80 ± 13	*** 54 ± 5,6
f (resp/min)	48 ± 15	42 ± 8,5
V_t (l)	1,9 ± 0,7	* 1,3 ± 0,4
FC (puls/min)	167 ± 11	180 ± 15
$\dot{V}O_2$ (ml/min)	1853 ± 284	*** 1325 ± 150
$\dot{V}O_2$ (ml/min/kg)	24,1 ± 2,8	*** 18,3 ± 1,3
Rb brut (%)	10 ± 1,4	9,4 ± 2
Pouls d'O ₂ (ml/puls)	11,5 ± 1,6	*** 7,4 ± 1,1
FAM (Cp/min)	68 ± 7	70 ± 13

$\bar{X} \pm$ écart-type

* p < 0,05

*** p < 0,001

- pratiquants : (Activité Physique ≤ à 3 heures par semaine).

Le tableau XXIII montre que les valides pratiquants ont des valeurs significativement plus élevées pour la PMT, la $\dot{V}E$, le V_t , la $\dot{V}O_2$ et le Pouls en oxygène.

Le tableau XXIV ci-dessous, compare deux groupes d'hommes sportifs dont les uns sont valides et les autres handicapés. L'âge et la taille sont significativement plus élevés chez les sportifs handicapés.

TABLEAU XXIV
AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES :
COMPARAISON ENTRE SPORTIFS VALIDES ET HANDICAPES.

	HOMMES SPORTIFS	
	VALIDES (n=5)	HANDICAPES (n=11)
AGE (ans)	22 ± 2	** 33,8 ± 11,4
POIDS (kg)	66 ± 3	69,4 ± 8,5
TAILLE (cm)	174 ± 1	*** 180 ± 4,3

$\bar{X} \pm$ écart-type

** p < 0,01 *** p < 0,001

- sportifs : (Activité Physique > à 3 heures par semaine)

Le tableau XXV page suivante compare les valeurs moyennes des paramètres de l'exercice progressif de 10 W / 2 min au niveau maximal (PMT). Les valeurs de la PMT et du Rb sont significativement supérieures chez les handicapés. Par contre, elles sont inférieures pour le maximum de $\dot{V}O_2$ et le Pouls en O₂.

TABLEAU XXV
ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES DE L'EXERCICE
PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) ENTRE DES
HOMMES SPORTIFS VALIDES ET HANDICAPES .

	HOMMES SPORTIFS	
	VALIDES (n=5)	HANDICAPES (n=11)
PMT (W)	84 ± 5	95,5 ± 17,5
ṠE (l/min)	112 ± 39	91 ± 24,7
f (resp/min)	64 ± 20	48 ± 12,6
Vt (l)	1,8 ± 0,6	1,9 ± 0,5
FC (puls/min)	178 ± 10	180 ± 9
ṠO ₂ (ml/min)	2655 ± 144	2317 ± 348
ṠO ₂ (ml/min/kg)	40,4 ± 3,8	33,8 ± 6,3
Rb brut (%)	9,5 ± 1	12,3 ± 1,5
Pouls d'O ₂ (ml/puls)	14,9 ± 1,2	12,9 ± 2
FAM (Cp/min)	76 ± 8	67 ± 8

$\bar{X} \pm \text{écart-type}$

* p < 0,05

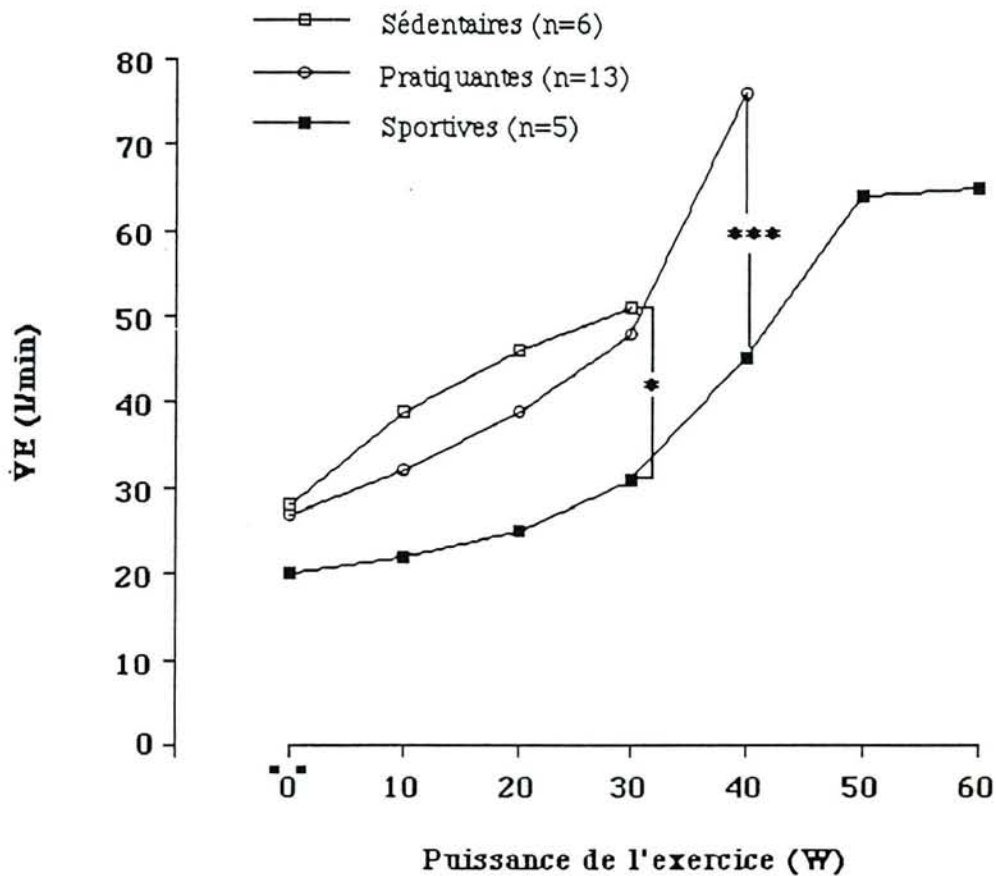
*** p < 0,001

- sportifs : (Activité Physique > à 3 heures par semaine)

1-2) Evolution de la VE, FC, $\dot{V}O_2$ et de la FAM lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min dans différents groupes de sujets.

1-2-1) Femmes valides.

Les figures 9 à 12 montrent l'évolution de la VE, FC, $\dot{V}O_2$ et de la FAM dans les trois sous-groupes de femmes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique.



Fi

Figure 9 : Evolution de la ventilation, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des femmes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique.

On observe une différence significative entre les sportives et les sédentaires à 30W et entre les sportives et les pratiquantes à 30W et à 40W.

* p < 0,05 *** p < 0,001

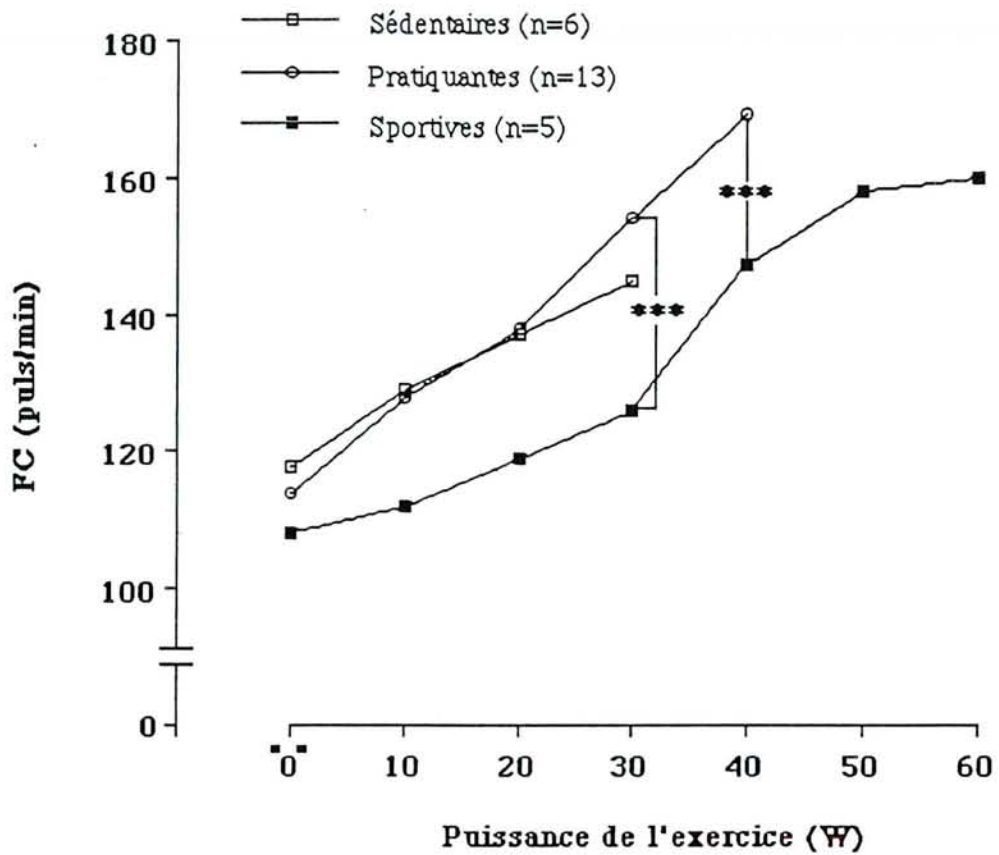


Figure 10 : Evolution de la fréquence cardiaque, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des femmes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique.

Les sportives tendent à avoir une FC plus basse que les sujets de deux autres groupes mais la différence n'est significative qu'à 30 et 40W.

*** $p < 0,001$

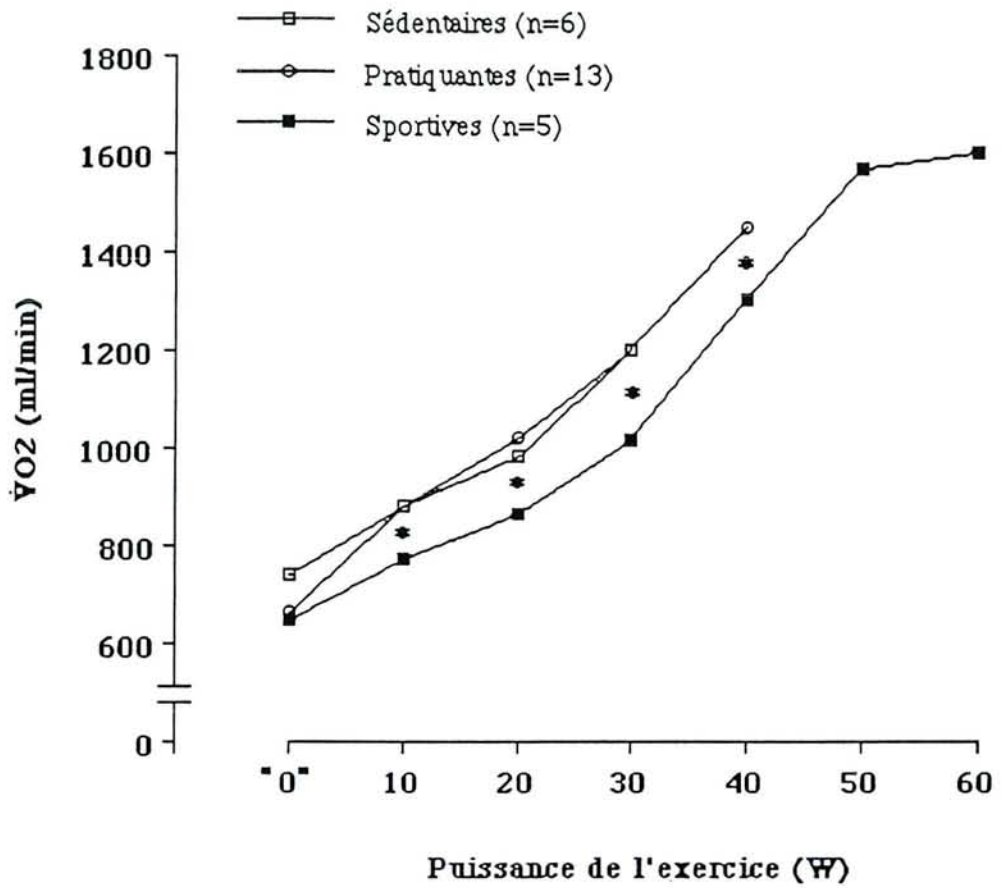


Figure 11 : Evolution de la consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des femmes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique.

Les sportives ont des valeurs significativement plus basses que les sédentaires et les pratiquantes à partir de 10W.

* $p < 0,05$

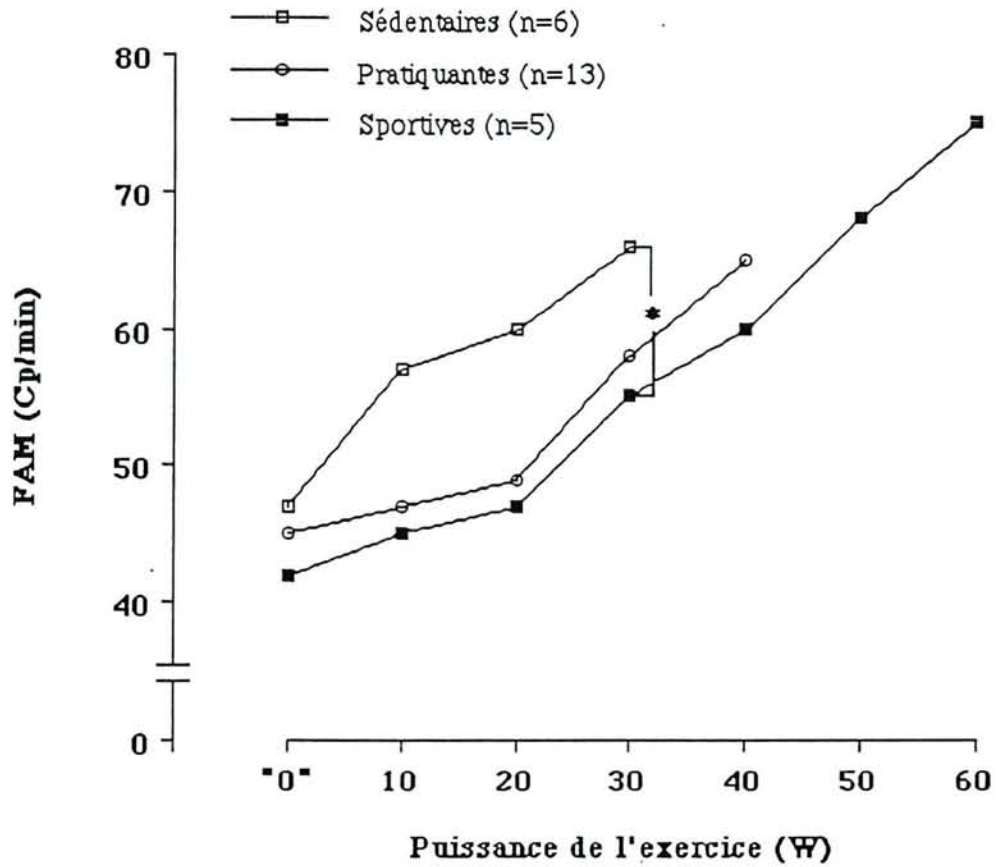


Figure 12 : Evolution de la fréquence d'actions manuelles, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des femmes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique.

Il apparaît que les pratiquantes et surtout les sportives ont des valeurs plus basses pour un même niveau d'exercice. Cependant, il n'y a qu'une différence significative ($p < 0,05$) à 30W entre les sportives et les sédentaires.

* $p < 0,05$

1-2-2) Hommes valides.

Les figures 13 à 16 montrent l'évolution de la $\dot{V}E$, FC, $\dot{V}O_2$ et de la FAM dans les trois sous-groupes d'hommes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique.

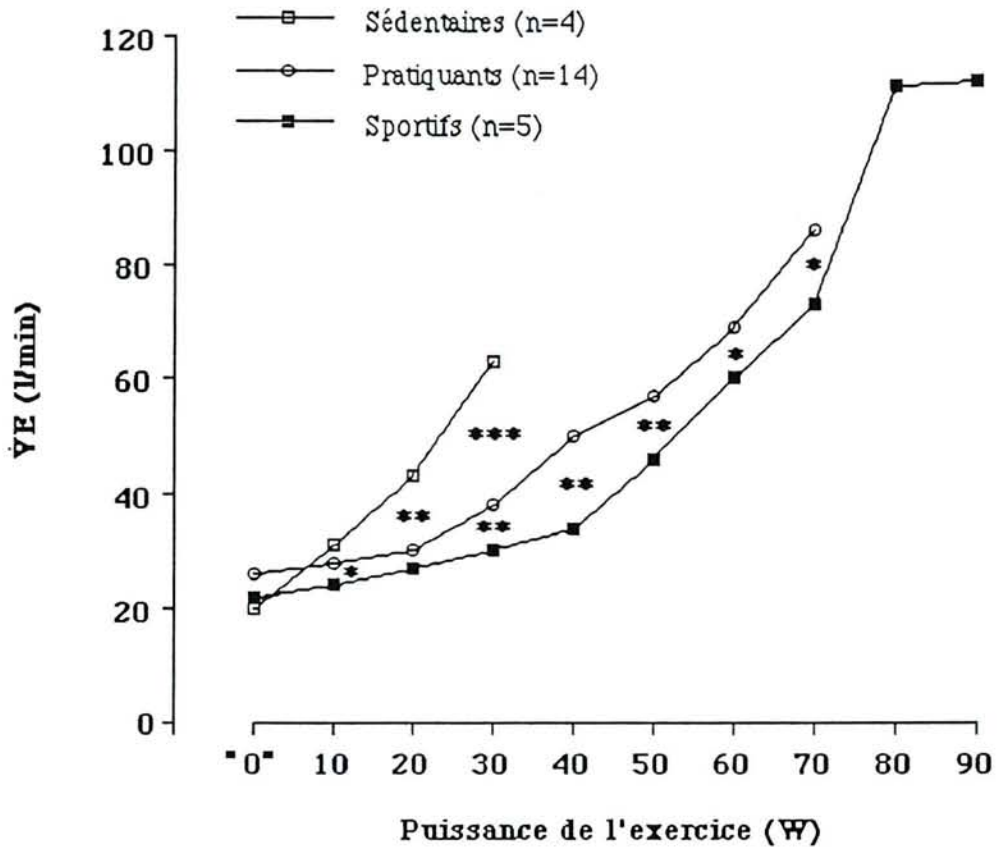


Figure 13 : Evolution de la ventilation, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique. Il existe des valeurs moyennes de ventilation progressivement plus basse chez les sportifs que chez les sédentaires et les praticants. Les valeurs les plus élevées de ventilation maximale observées chez les sportifs sont significativement différentes de celles des deux autres groupes.

* $p < 0,05$ ** $p < 0,01$ *** $p < 0,001$

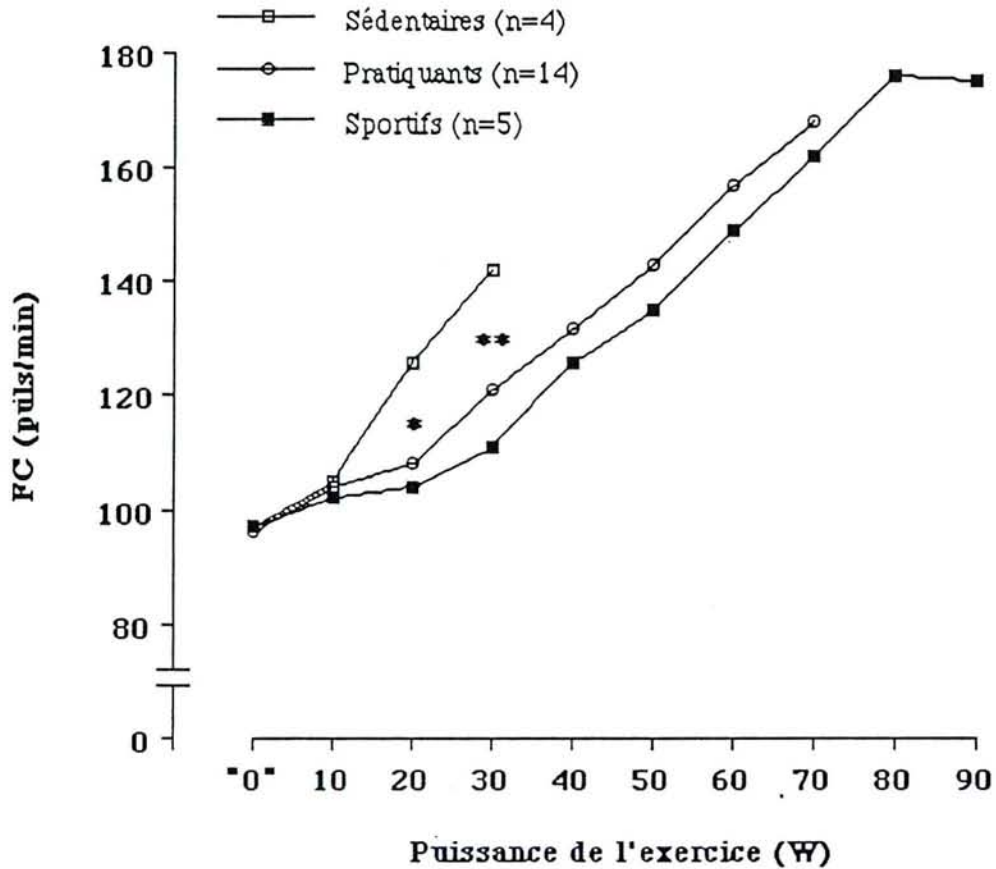


Figure 14 : Evolution de la fréquence cardiaque, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique. Seul la FC du groupe des sédentaires jusqu'à leur niveau maximal (PMT) est significativement plus élevée que celle des autres groupes. Il n'y a pas de différence entre les pratiquants et les sportifs. **L'apparente différence des valeurs maximales absolues de la FC entre les groupes est un peu trompeuse. En effet, si on exprime la FC en pourcentage de la fréquence cardiaque maximale en tenant compte de l'âge des sujets, ces pourcentages sont très proches ($\approx 86\%$) et pas différents.**

* $p < 0,05$ ** $p < 0,01$

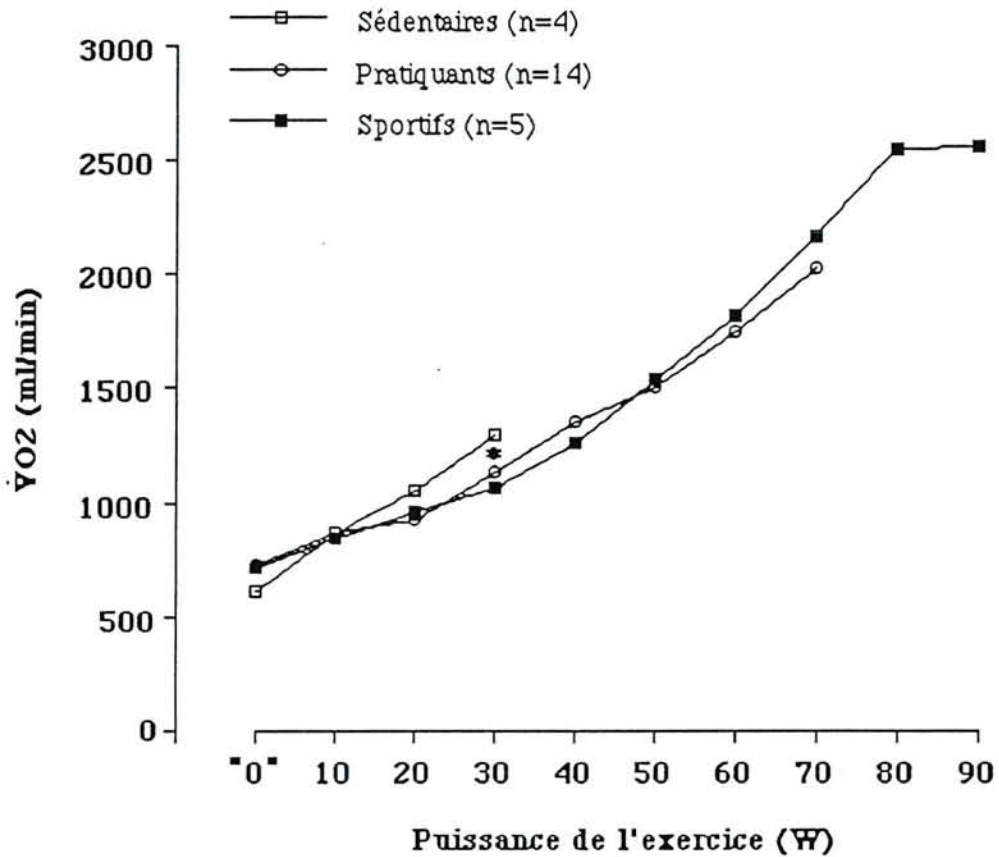


Figure 15 : Evolution de la consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique. La seule différence significative se situe à 30W entre les sédentaires et les sportifs, ceux-ci ayant des valeurs inférieures.

La réponse $\dot{V}O_2$ / Puissance reste relativement linéaire. Les valeurs moyennes des pratiquants et des sportifs sont superposables.

* $p < 0,05$

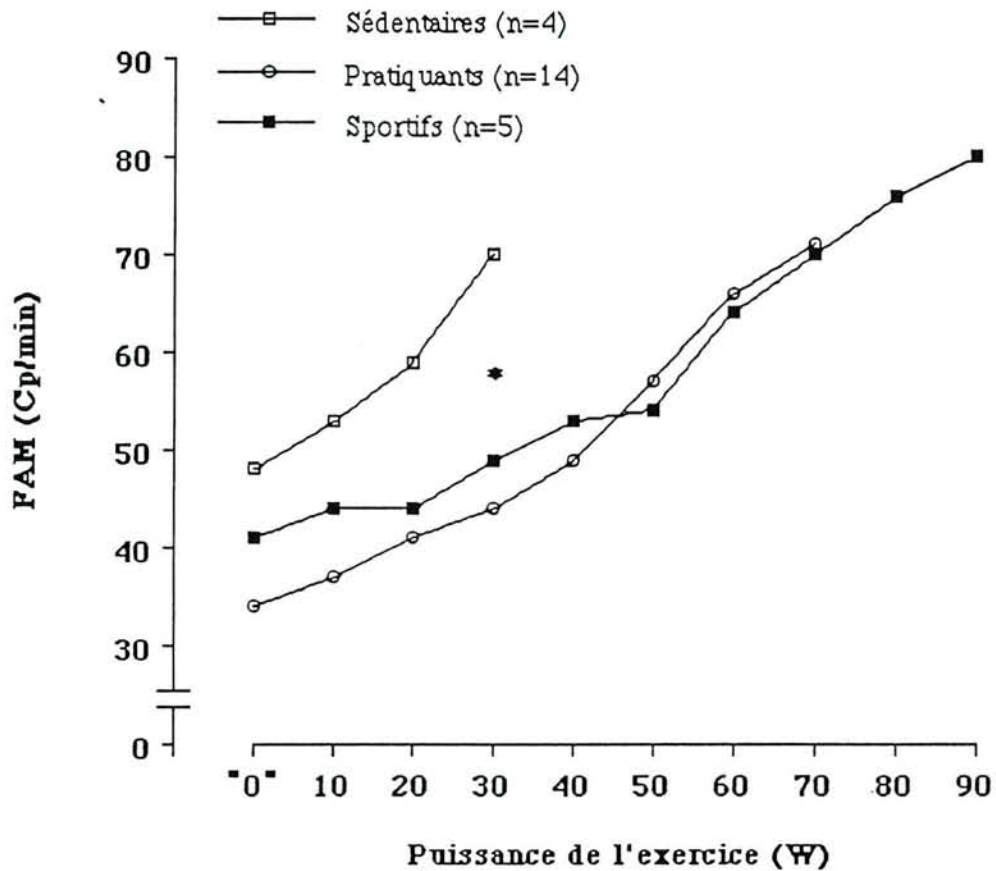


Figure 16 : Evolution de la fréquence d'actions manuelles, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes valides, en fonction de leur niveau de pratique physique. Les sédentaires ont des valeurs significativement supérieures à celles des deux autres groupes à la puissance de 30W. Au niveau maximal, la FAM est sensiblement la même pour tous les groupes mais à des PMT différentes.

* $p < 0,05$

1-2-3) Hommes handicapés.

Les figures 17 à 20 illustrent l'évolution de la $\dot{V}E$, FC, $\dot{V}O_2$ et de la FAM dans les deux sous-groupes d'hommes handicapés, en fonction de leur niveau de pratique physique.

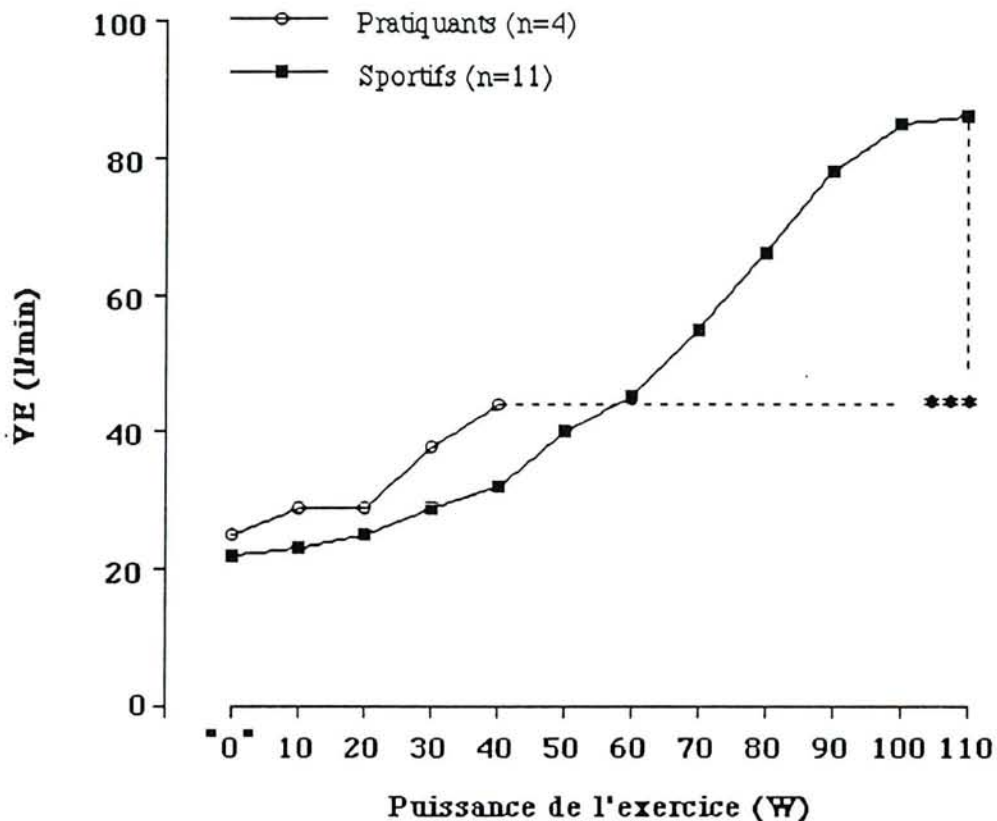


Figure 17 : Evolution de la ventilation, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes handicapés, en fonction de leur niveau de pratique physique. Aucune différence n'est à signaler entre les deux groupes. Les sportifs ont cependant une ventilation maximale au dernier palier significativement supérieure aux praticants ($p < 0,001$). Chez les sportifs, le nombre de sujets diminue progressivement à partir 90W, il ne sont plus que trois à 110W.

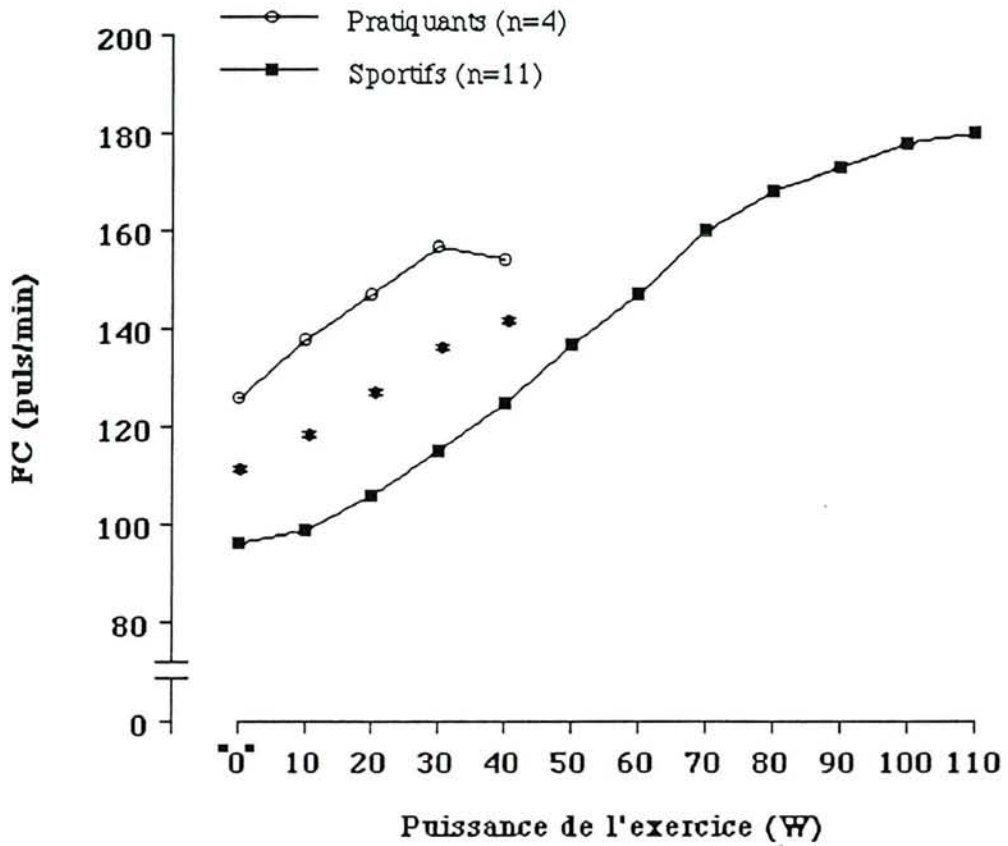


Figure 18 : Evolution de la fréquence cardiaques, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes handicapés, en fonction de leur niveau de pratique physique. On observe une différence significative entre les deux groupes à tous les paliers comparables. Les sportifs ayant les valeurs les plus basses à puissance égale. Chez ceux-ci, le nombre de sujets diminue progressivement à partir 90W, il ne sont plus que trois à 110W.

* $p < 0,05$

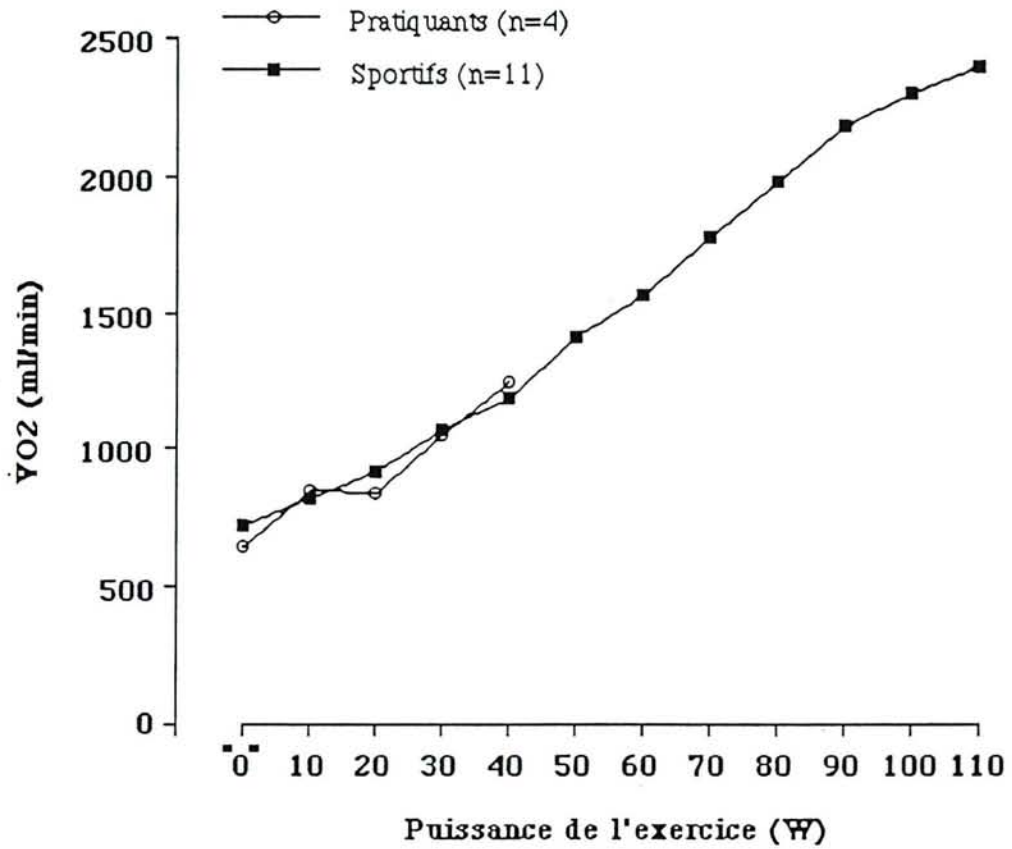


Figure 19 : Evolution de la consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes handicapés, en fonction de leur niveau de pratique physique.

Les courbes semblent superposables et montrent une relation $\dot{V}O_2$ / Puissance pratiquement linéaire ($\dot{V}O_2 = 17 \times \text{Puissance} + 665$; $p < 0,001$).

Chez les sportifs, le nombre de sujets diminue progressivement à partir 90W, il ne sont plus que trois à 110W.

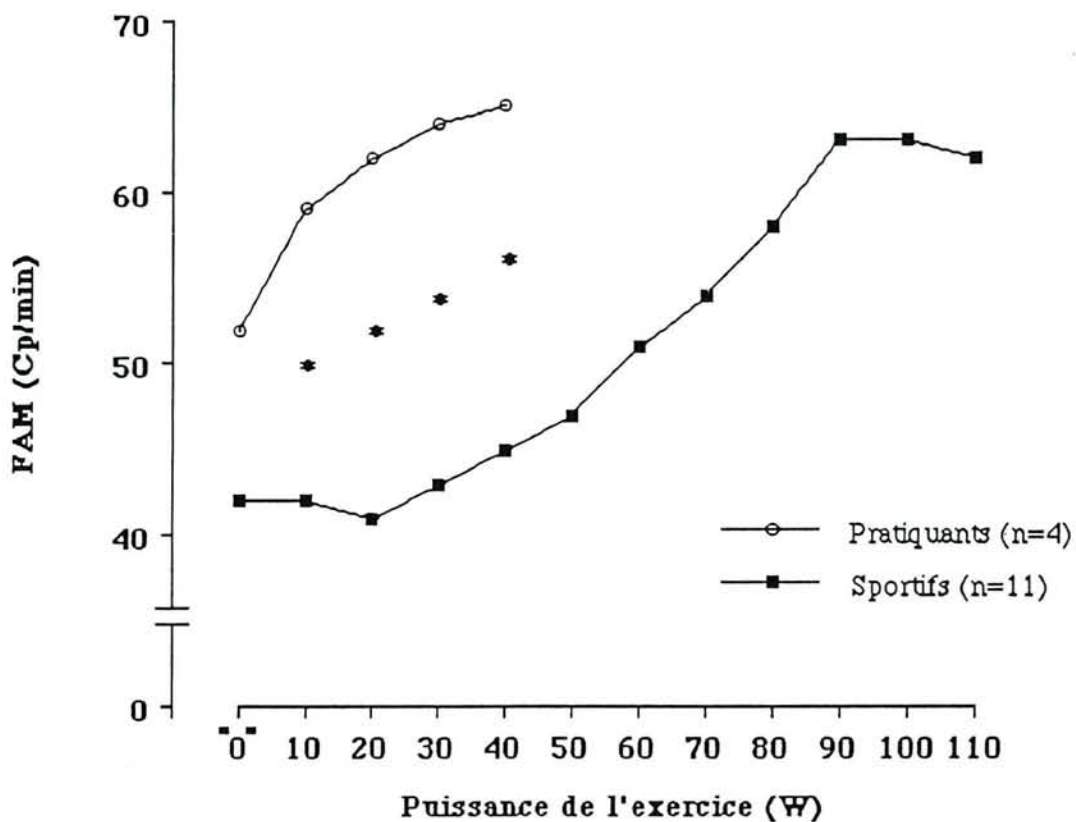


Figure 20 : Evolution de la fréquence d'actions manuelles, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes handicapés, en fonction de leur niveau de pratique physique. Les sportifs ont des valeurs de FAM significativement beaucoup plus basses que les pratiquants surtout à partir de 10W (≈ 50%). Cependant, les valeurs maximales sont sensiblement identiques mais à des PMT très différentes.

* $p < 0,05$

1-2-4) Comparaison entre hommes sportifs valides et handicapés.

Les figures 21 à 24 illustrent l'évolution de la $\dot{V}E$, FC, $\dot{V}O_2$ et de la FAM dans deux sous-groupes d'hommes sportifs valides et handicapés.

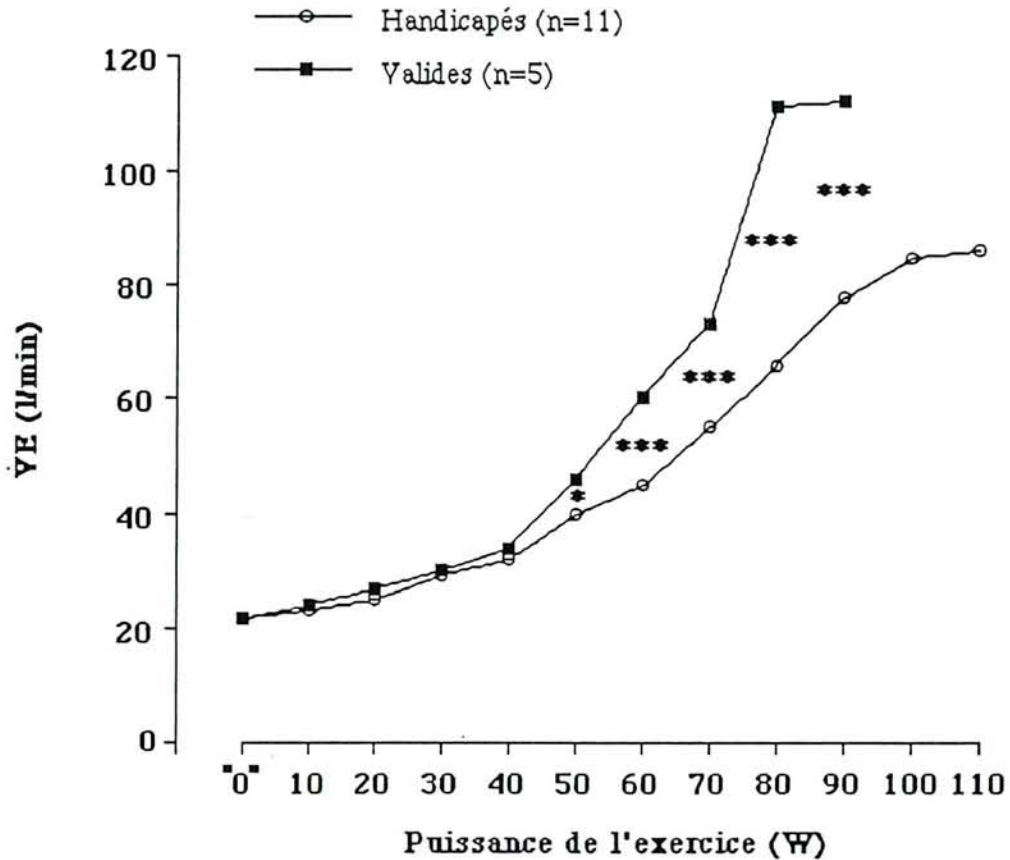


Figure 21 : Evolution de la ventilation, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des sportifs valides et handicapés. Ces derniers ont des valeurs de ventilation significativement plus basses à partir de 50W bien qu'ils atteignent des puissances plus élevées de deux paliers.

* p < 0,05 *** p < 0,001

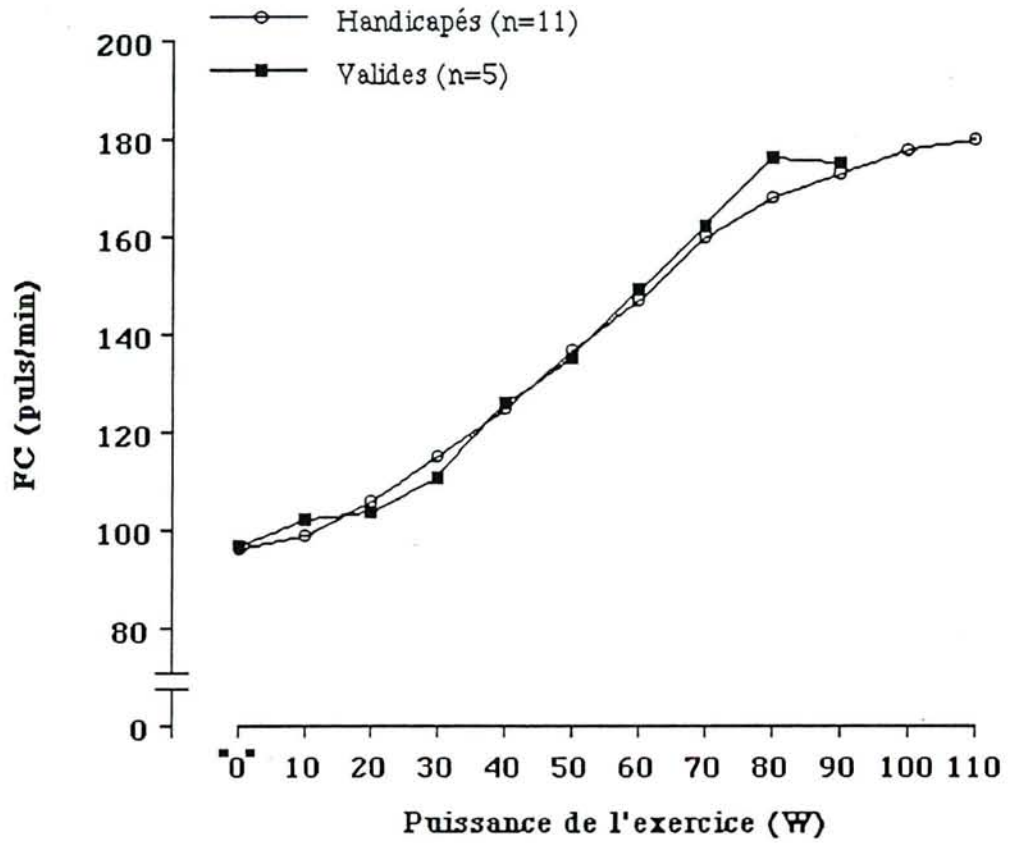


Figure 22 : Evolution de la fréquence cardiaque, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des sportifs valides et handicapés. Les deux courbes d'évolution semblent superposables.

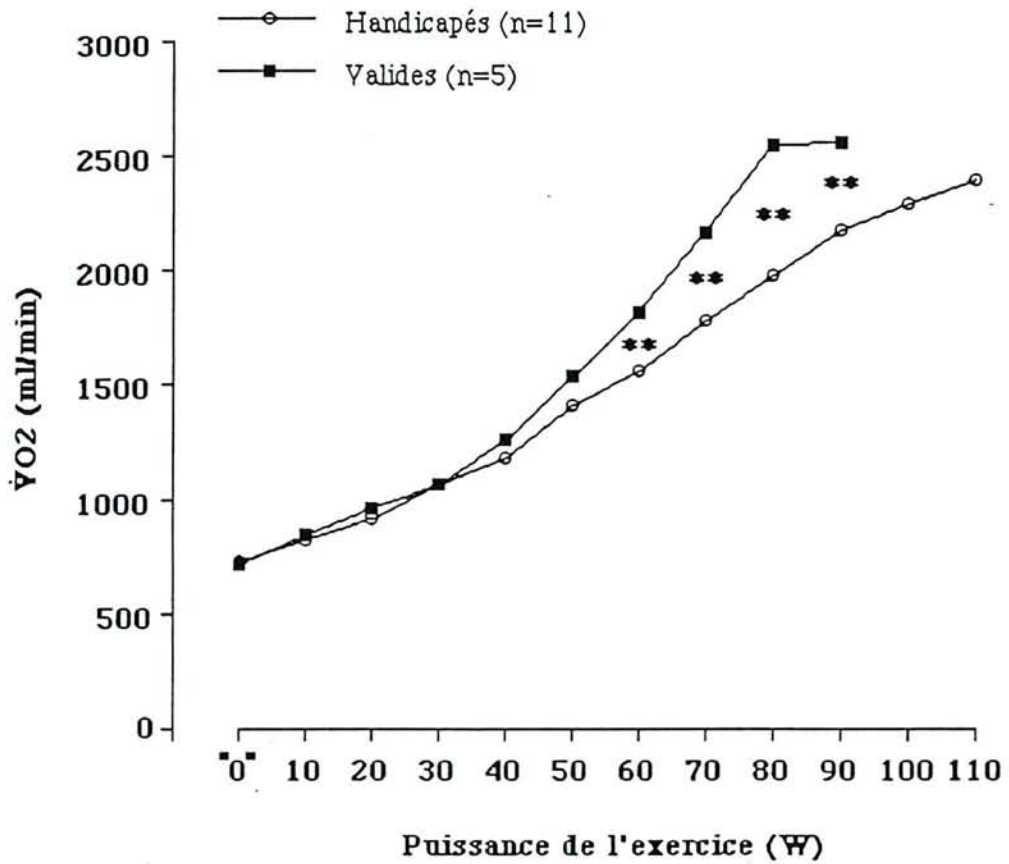


Figure 23 : Evolution de la consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des sportifs valides et handicapés. Ces derniers ont des valeurs de $\dot{V}O_2$ significativement plus basses que les valides à partir de 60W. Pour une PMT supérieure de deux paliers, le maximum de $\dot{V}O_2$ des sportifs handicapés est significativement inférieur à celui des sportifs valides.

* $p < 0,05$ ** $p < 0,01$

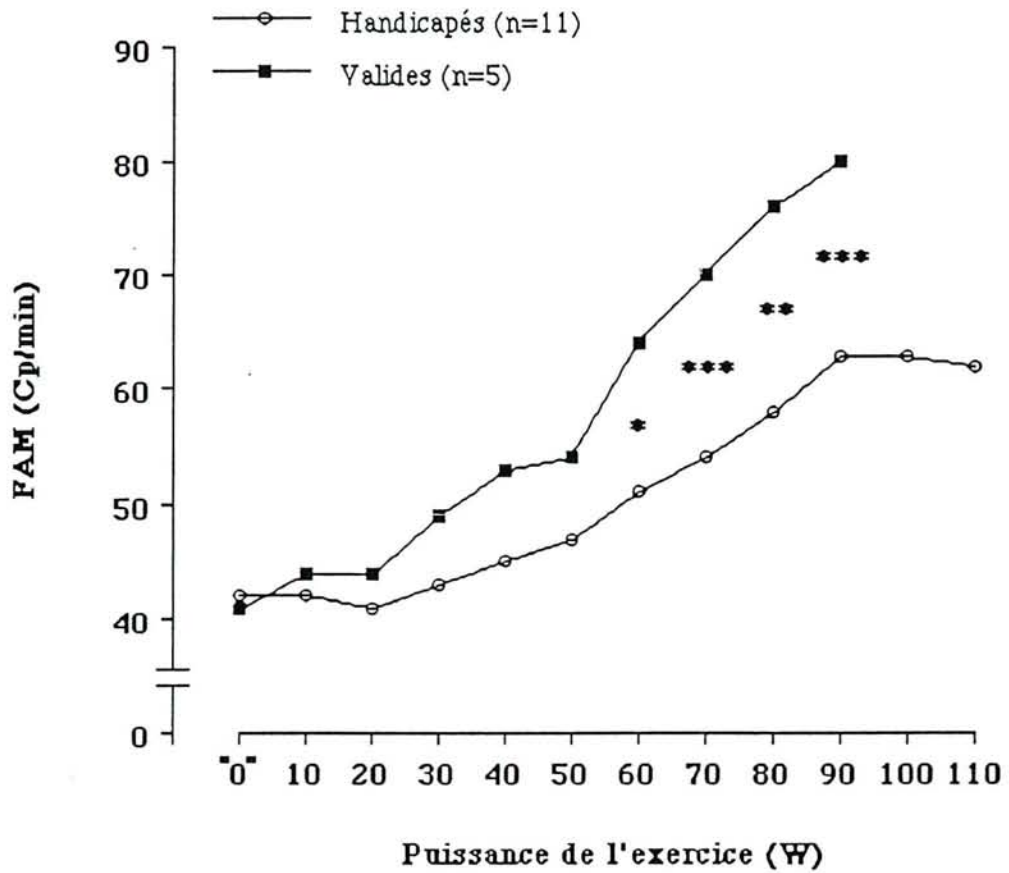


Figure 24 : Evolution de la fréquence d'actions manuelles, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des sportifs valides et handicapés. Les valeurs moyennes de FAM sont, à partir de 60W, significativement plus basses chez les sportifs handicapés.

* $p < 0,05$ ** $p < 0,01$ *** $p < 0,001$

1-3) Formules de régression pour le calcul théorique de la PMT et du maximum de $\dot{V}O_2$.

La régression linéaire multiple par la méthode du “pas à pas” a permis d’exprimer la PMT et le maximum de $\dot{V}O_2$ d’une part pour l’ensemble de la population étudiée et d’autre part séparément pour les groupes des femmes valides, des hommes valides et des hommes handicapés. Les paramètres retenus ont été le sexe, l’âge, les caractéristiques physiques, le niveau d’activité physique et la catégorie de sujet. Voici les valeurs utilisées pour les paramètres :

- sexe (masculin = 1 ; féminin = 2)
- âge (ans)
- poids (kg)
- taille (cm)
- niveau d’activité physique (sédentaires = 1 ; pratiquants = 2 ; sportifs = 3)
- et catégorie de sujet (valides = 1 ; handicapés = 2) (voir chapitre II).

Pour les trois autres groupes toutes les variables sont étudiées sauf évidemment celles entrant dans la formation des groupes (sexe et catégorie de sujet).

Pour la méthode de régression “pas à pas” les variables sont entrées dans l’équation de régression au seuil de signification de 5% (F pour entrer et sortir est égale à 4). Les cases grisées dans les tableaux indiquent que la ou les variables n’ont pu être prises en compte.

Les tableaux XXVI à XXIX indiquent les valeurs des variables entrées dans l’équation de régression pour exprimer la PMT et le maximum de consommation d’oxygène.

TABLEAU XXVI
VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE
REGRESSION POUR EXPRIMER LA PMT ET LA $\dot{V}O_2$ DE L'ENSEMBLE DE
LA POPULATION ETUDIEE.

Variables	PMT Population totale (n = 62)	$\dot{V}O_2$ Population totale (n = 62)
Constante	- 91,6	1489
Sexe (1 ou 2)	- 16	- 419
Age (ans)		
Poids (kg)		
Taille (cm)	0,7	
Activité physique (1 ou 2 ou 3)	21,3	396
Catégorie de sujets (1 ou 2)		

TABLEAU XXVII
VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE
REGRESSION POUR EXPRIMER LA PMT ET LA $\dot{V}O_2$ DU GROUPE DE
FEMMES VALIDES.

Variables	PMT	$\dot{V}O_2$
	Femmes valides (n = 24)	Femmes valides (n = 24)
Constante	18	1134
Age (ans)		
Poids (kg)		
Taille (cm)		
Activité physique (1 ou 2 ou 3)	10,8	114

TABLEAU XXVIII
VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE
REGRESSION POUR EXPRIMER LA PMT ET LA $\dot{V}O_2$ DU GROUPE
D'HOMMES VALIDES.

Variables	PMT	$\dot{V}O_2$
	Hommes valides (n = 23)	Hommes valides (n = 23)
Constante	-100	1100
Age (ans)		- 9
Poids (kg)		
Taille (cm)	0,6	
Activité physique (1 ou 2 ou 3)	24	553

TABLEAU XXIX
VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE
REGRESSION POUR EXPRIMER LA PMT ET LA $\dot{V}O_2$ DU GROUPE
D'HOMMES HANDICAPES.

Variables	PMT	$\dot{V}O_2$
	Hommes handicapés (n = 15)	Hommes handicapés (n = 15)
Constante	- 63	- 659
Age (ans)		
Poids (kg)		
Taille (cm)		
Activité physique (1 ou 2 ou 3)	53	992

1-4) Reproductibilité de la PMT et des différents paramètres observés à la PMT (FC, $\dot{V}O_2$ et FAM).

Nous utiliserons pour étudier la reproductibilité de ces différents paramètres les étapes mentionnées dans le Chapitre II concernant les statistiques.

1-4-1) Reproductibilité de la PMT

Deux facteurs sont susceptibles d'influencer la reproductibilité : le fauteuil ergomètre et les sujets. D'après la description de l'ergomètre de FLEISCH et l'étalonnage mécanique réalisé par l'entreprise MEDIFIT les variations de puissance sont toujours inférieures à 4 W pour des niveaux maximaux de 150 W. En ce qui concerne les sujets, parmi les quatorze testés à deux reprises, douze reproduisent la même PMT alors que deux, seulement, ont varié de un palier. L'un a fait mieux, alors que l'autre a fait moins bien (figure 25). Cette représentation graphique est une autre façon d'illustrer la dispersion des valeurs le long de la ligne d'identité.

L'étude de la pente de la droite de régression entre les différences (T1-T0) et les moyennes des deux valeurs, montre qu'elle n'est pas significativement différente de zéro ($p = 0,70$). Nous pouvons donc conclure à l'absence d'une erreur systématique en rapport avec la grandeur de la mesure.

De plus, la différence entre les deux mesures est testée avec le t de Student par séries appariées ($p = 0,58$). Il n'y a donc pas d'erreur systématique liée à l'ordre des mesures, la moyenne des différences entre T1 et T0 peut être considérée comme nulle.

Nous pouvons alors calculer un "repeatability coefficient" (RpC : voir Chapitre II) de la PMT qui est égale à :

$$\text{RpC} = 8,16 \text{ W}$$

Nous pouvons conclure à une excellente reproductibilité de la PMT. De plus, dans le cas de mesures faites lors de protocoles futurs avec le même matériel et dans les mêmes conditions, on pourra affirmer que des variations systématiques de plus de 8,16 W c'est à dire en réalité d'un palier (10W) seront significatives d'une régression ou d'une progression.

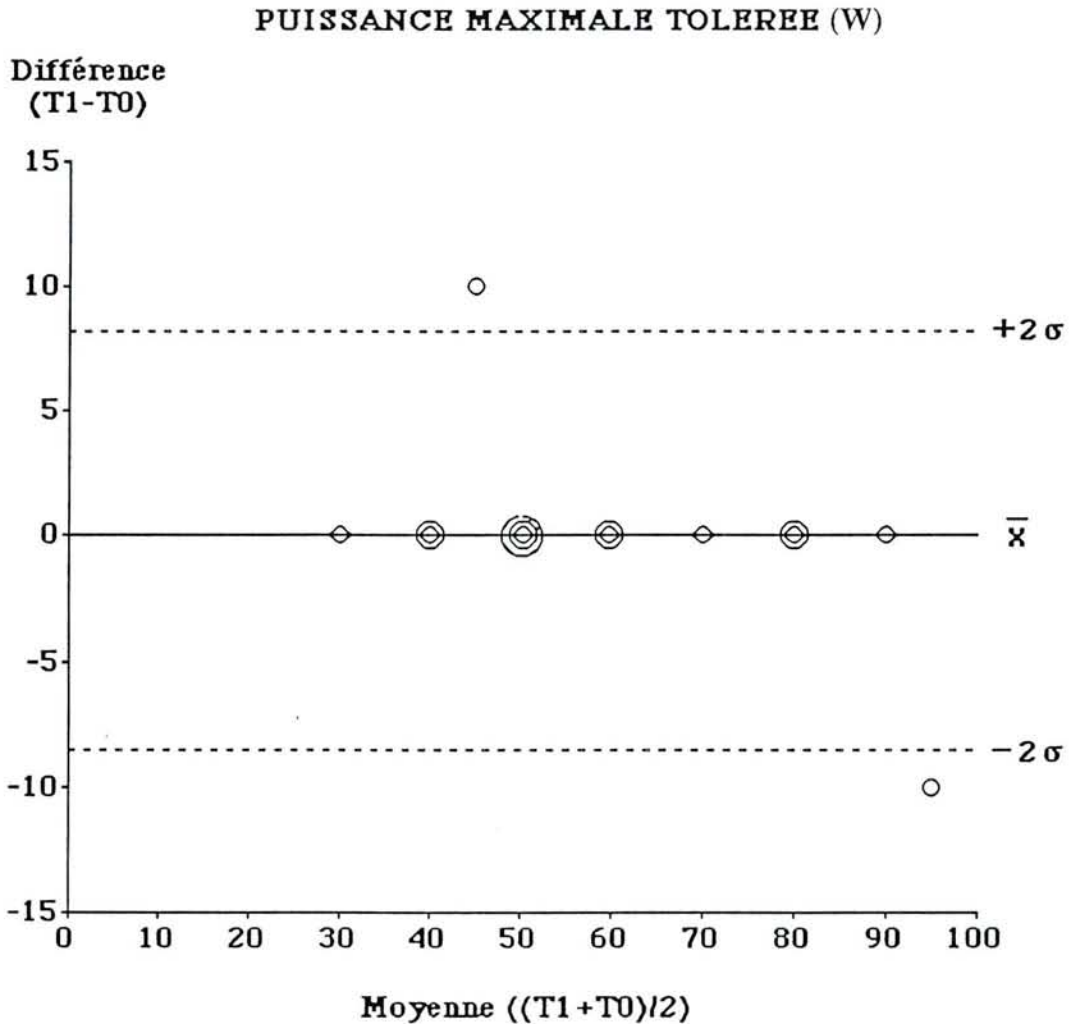


Figure 25 : Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les PMT à T1 et T0 et en abscisse la moyenne des deux valeurs de PMT $(T1+T0)/2$. Les cercles superposés correspondent à une même valeur chez des sujets différents.
 \bar{x} = moyenne des différences (0) et σ = écart type (4).

1-4-2) Reproductibilité de la FC à la PMT

La marge d'erreur de ± 10 à 15 puls/min semble acceptable compte tenu des variations dûes à l'appareil de mesure (Sport tester PE 3000) et à la variabilité intra-individuelle. L'étude de la pente de la droite de régression entre les différences (T1-T0) et les moyennes des deux valeurs, montre qu'elle n'est pas significativement différente de zéro ($p = 0,40$). Nous pouvons donc conclure à l'absence d'une erreur systématique en rapport avec la grandeur de la mesure. De plus, la différence entre les deux mesures est testée avec le *t* de Student par séries appariées ($p = 0,28$). Il n'y a donc pas d'erreur systématique liée à l'ordre des mesures, la moyenne des différences entre T1 et T0 peut être considérée comme nulle.

Le "repeatability coefficient" de la FC est égale à :

$$\mathbf{RpC = 15 \text{ puls/min}}$$

La reproductibilité de la FC est excellente et dans le cas de mesures faites lors de protocoles futurs avec le même matériel et dans les mêmes conditions, on pourra affirmer que des variations systématiques de plus de 15 puls/min seront significatives d'une régression ou d'une progression.

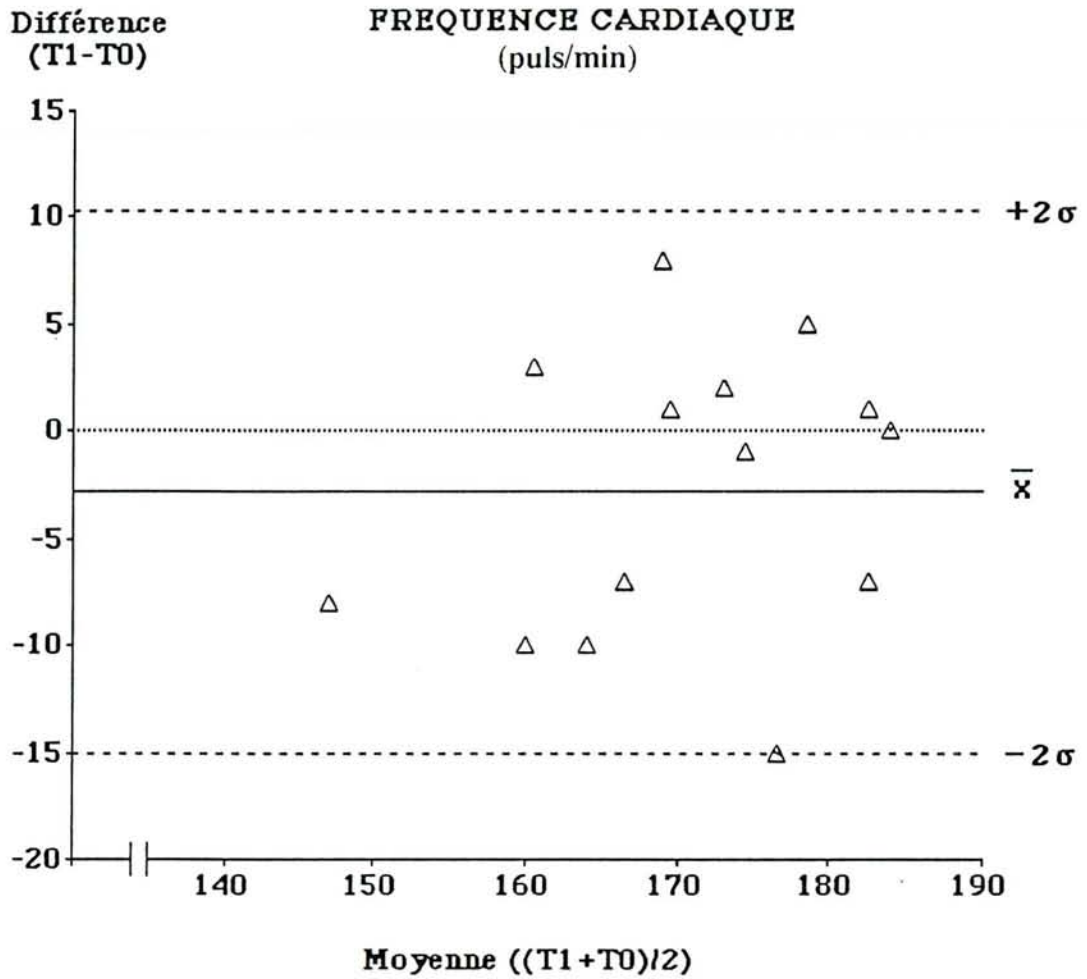


Figure 26 : Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les FC à T1 et T0 et en abscisse la moyenne des valeurs de FC $(T1+T0)/2$.
 \bar{x} = moyenne des différences (-2,7) et σ = écart type (6,7).

1-4-3) Reproductibilité du maximum de $\dot{V}O_2$ à la PMT

On peut considérer que la marge d'erreur possible, de la précision de l'appareil de mesure (Ergopneumotest de JAEGER, DATASPIR EDV 70), et les variations intra-individuelles est de l'ordre de 200 ml. L'étude de la pente de la droite de régression entre les différences (T1-T0) et les moyennes des deux valeurs, montre qu'elle n'est pas significativement différente de zéro ($p = 0,87$). Nous pouvons donc conclure à l'absence d'une erreur systématique en rapport avec la grandeur de la mesure. De plus, la différence entre les deux mesures est testée avec le t de Student par séries appariées ($p = 0,20$). Il n'y a donc pas d'erreur systématique liée à l'ordre des mesures, la moyenne des différences entre T1 et T0 peut être considérée comme nulle.

Le "repeatability coefficient" du maximum de $\dot{V}O_2$ est égale à :

$$\mathbf{RpC = 191 \text{ ml/min}}$$

La reproductibilité du maximum de $\dot{V}O_2$ est excellente et dans le cas de mesures faites lors de protocoles futurs avec le même matériel et dans les mêmes conditions, on pourra affirmer que des variations systématiques de plus de 191 ml/min seront significatives d'une régression ou d'un progression.

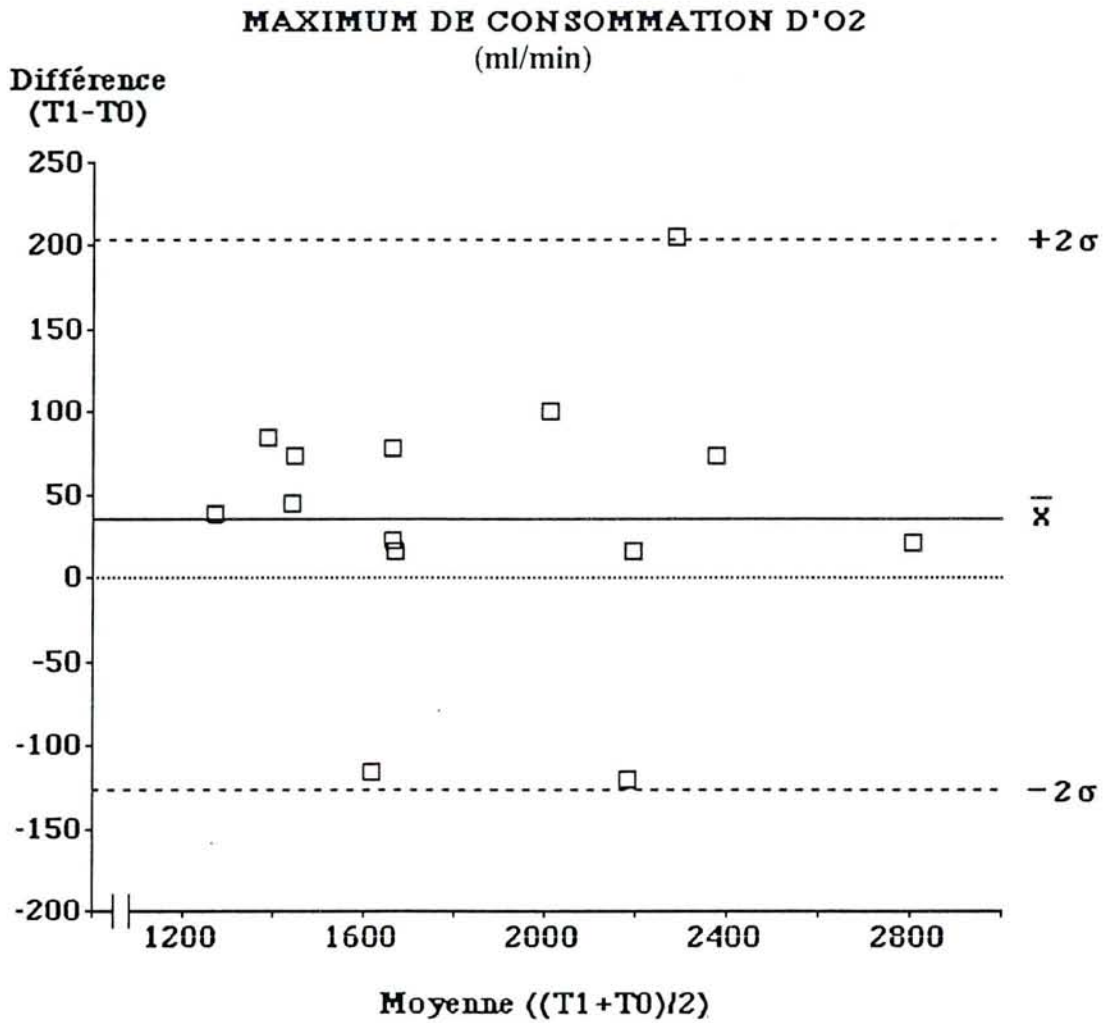


Figure 27 : Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les maximums de $\dot{V}O_2$ à T1 et T0 et en abscisse la moyenne des valeurs de ces maxima $(T1+T0)/2$.
 \bar{x} = moyenne des différences (39) et σ = écart type (83).

1-4-4) Reproductibilité de la FAM à la PMT.

Les erreurs liées à la mesure sont de l'ordre de ± 4 Cp/min au maximum. Par contre, les variations intra-individuelles ne sont pas connues. Nous serons donc amené à ANALYSER les résultats de l'étude statistique par rapport à cette inconnue. L'étude de la pente de la droite de régression entre les différences (T1-T0) et les moyennes des deux valeurs, montre qu'elle n'est pas significativement différente de zéro ($p = 0,38$). Nous pouvons donc conclure à l'absence d'une erreur systématique en rapport avec la grandeur de la mesure. De plus, la différence entre les deux mesures est testée avec le t de Student par séries appariées ($p = 0,36$). Il n'y a donc pas d'erreur systématique liée à l'ordre des mesures, la moyenne des différences entre T1 et T0 peut être considérée comme nulle.

Le "repeatability coefficient" de la FAM qui est égale à :

$$\mathbf{RpC = 17 \text{ Cp/min}}$$

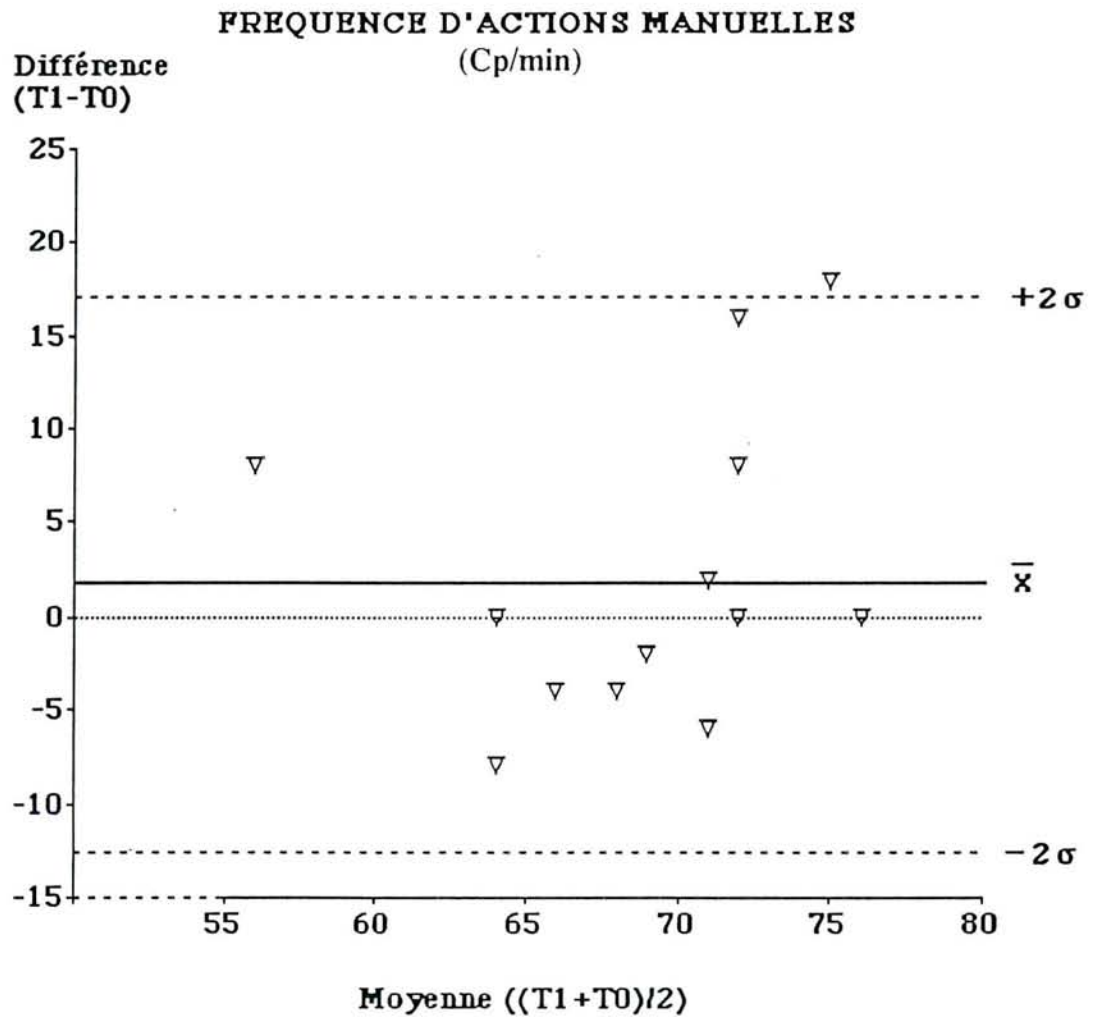


Figure 28 : Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les FAM à T1 et T0 et en abscisse la moyenne des valeurs de ces FAM $(T1+T0)/2$.
 \bar{x} = moyenne des différences (2) et σ = écart type (7,8).

1-5) Comparaison des valeurs observées chez les mêmes sujets valides au cours de trois tests ergospirométriques réalisés avec les membres supérieurs (manivelles et fauteuil ergomètre) et les membres inférieurs (cyclo-ergomètre).

Afin de montrer la spécificité du travail des membres supérieurs par rapport aux membres inférieurs, la première série de résultats chez 16 sujets valides des deux sexes sera consacrée à l'analyse comparative du niveau maximal de deux tests progressifs :

- 1) avec les bras sur fauteuil ergomètre : test 10W / 2min
- 2) avec les jambes sur cyclo ergomètre : 30W / 3min .

Les valeurs maximales individuelles de la PMT (W), de la ventilation (l/min), de la fréquence cardiaque (puls/min) et du maximum de consommation d'oxygène (ml/min) obtenues lors de deux protocoles d'exercice sont respectivement présentées dans les figures 29 à 32. Les données concernant le fauteuil roulant ergomètre sont en ordonnée et celles du cyclo ergomètre en abscisse.

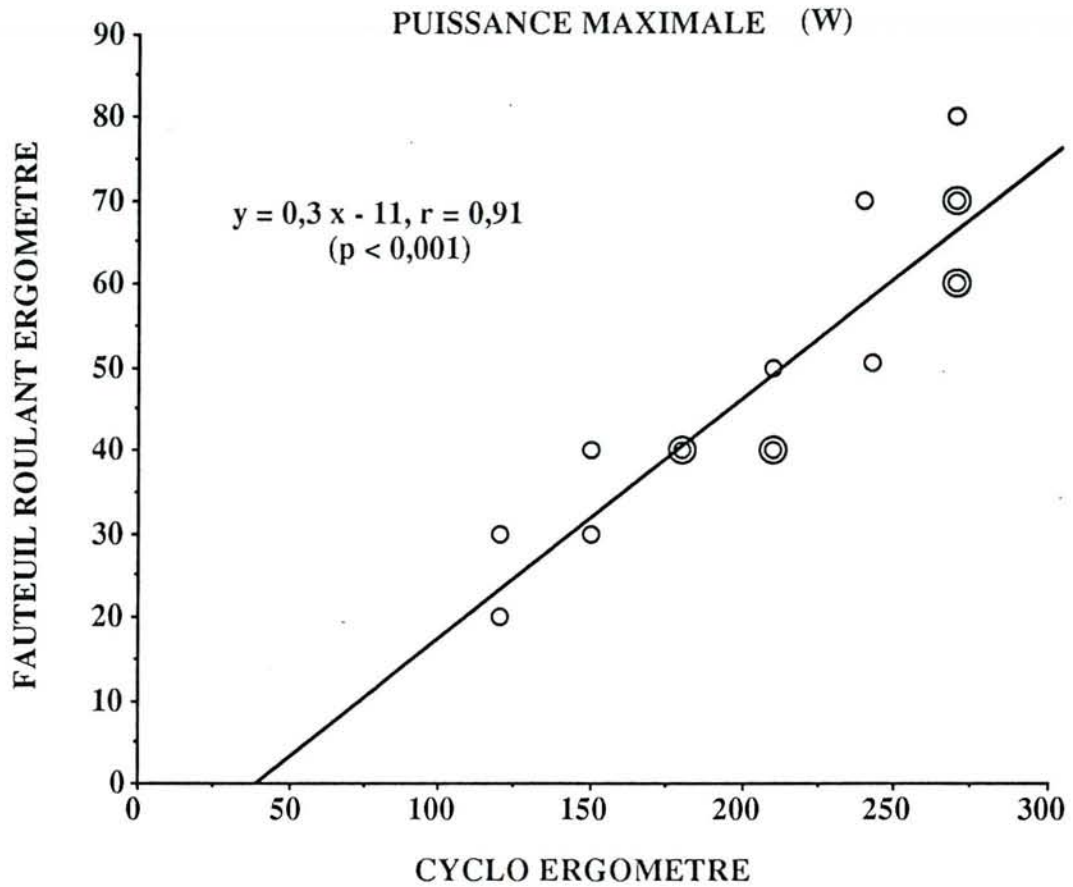


Figure 29 : Relation entre la PMT obtenue avec le fauteuil roulant ergomètre et celle observée sur cyclo-ergomètre chez 16 sujets valides des deux sexes. Les deux cercles superposés correspondent à une même valeur chez deux sujets différents.

En général, la PMT des membres supérieurs ne représentent que 23% de celle observée avec les membres inférieurs.

(Membres supérieurs : 49 ± 17 W ; Membres inférieurs : 210 ± 55 W ; $p < 0,001$)

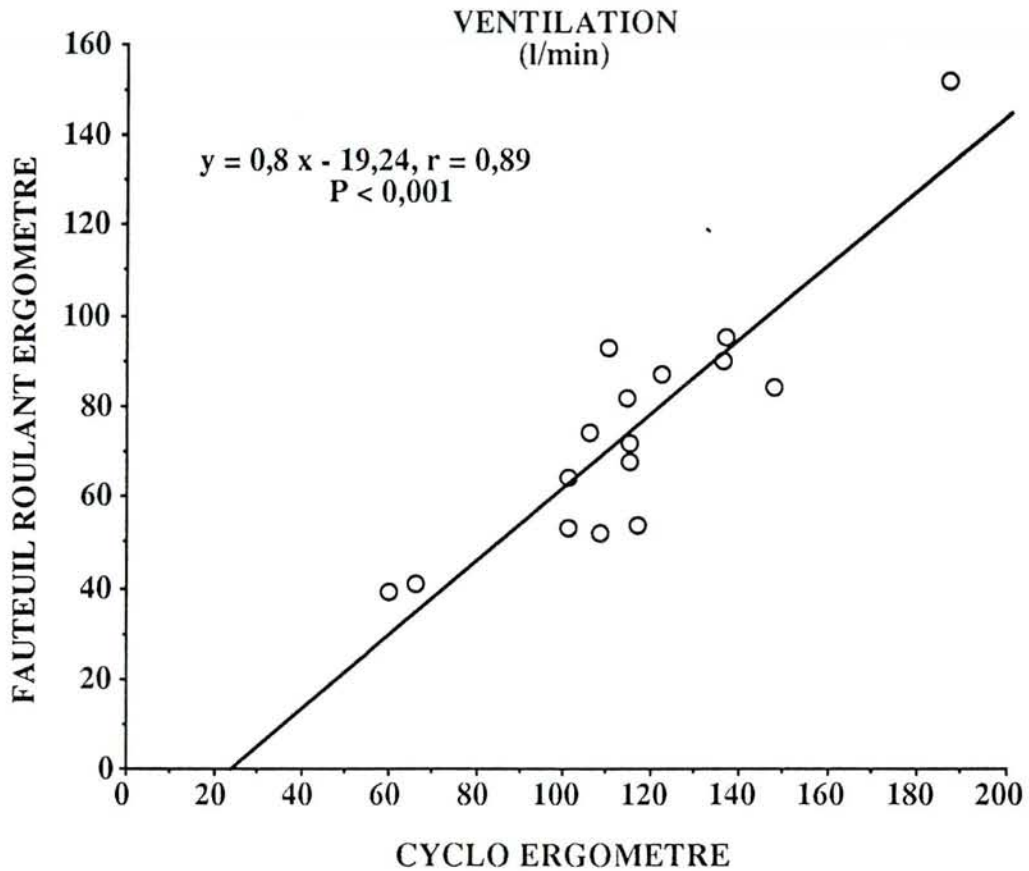


Figure 30 : Relation entre la ventilation maximale atteinte sur fauteuil roulant ergomètre et celle observée sur cyclo-ergomètre chez 16 sujets valides des deux sexes.

En général, la ventilation lors de l'exercice avec les membres supérieurs ne représentent que 64% de celle obtenue à la PMT avec les membres inférieurs.

(Membres supérieurs : 75 ± 17 l/min ; Membres inférieurs : 115 ± 29 l/min ; $p < 0,001$)

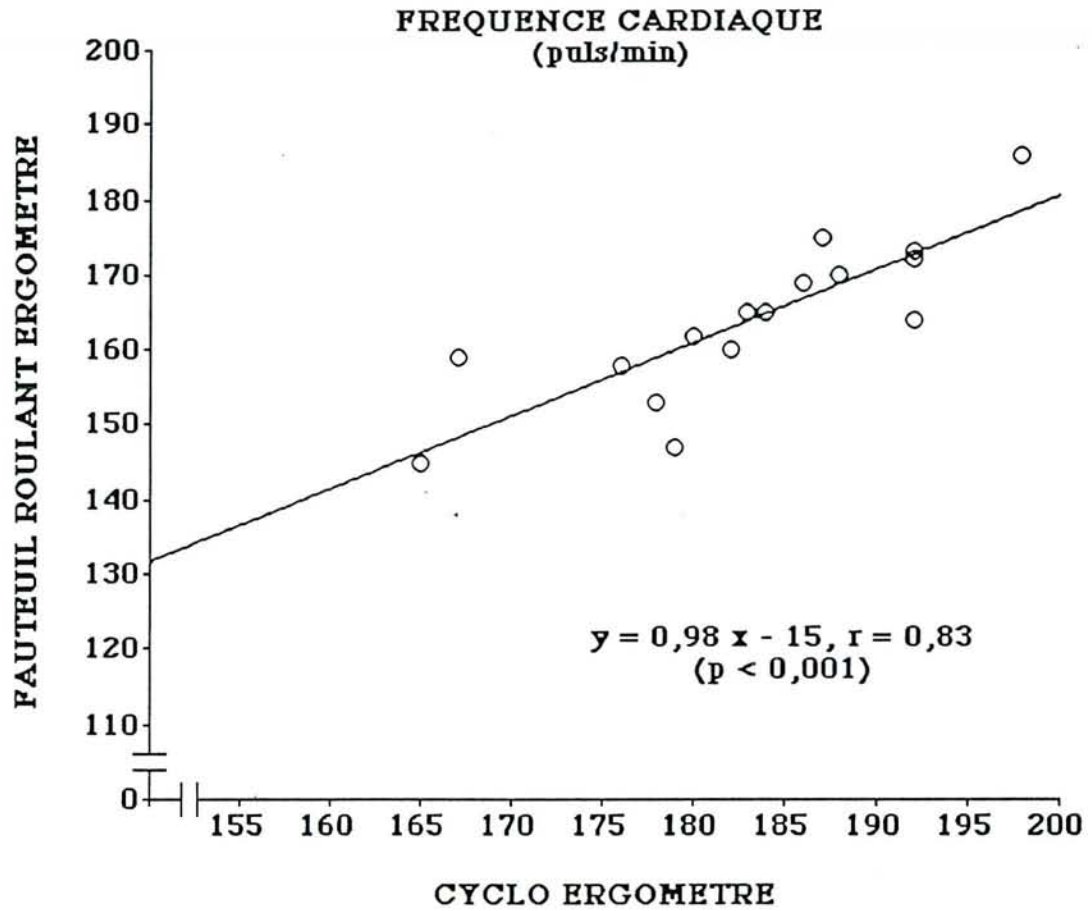


Figure 31 : Relation entre la FC maximale obtenue avec le fauteuil roulant ergomètre et celle observée sur cyclo-ergomètre chez 16 sujets valides des deux sexes. En général, la FC maximale atteinte lors d'exercices effectués avec les membres supérieurs représentent 88% de celle obtenue avec les membres inférieurs.

(Membres supérieurs : 163 ± 9 puls/min ; Membres inférieurs : 183 ± 10 puls/min ; $p < 0,001$).

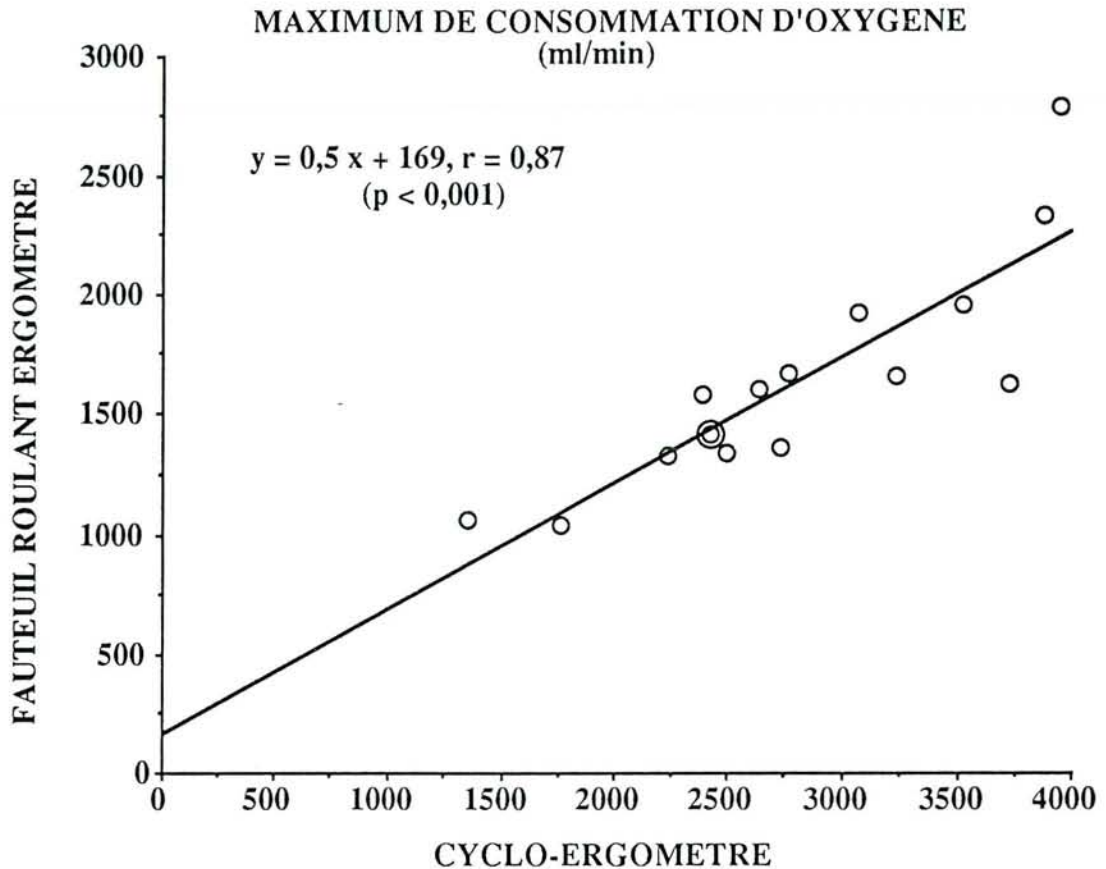


Figure 32 : Relation entre le maximum de $\dot{V}O_2$ obtenu avec le fauteuil roulant ergomètre et celui observé sur cyclo-ergomètre chez 16 sujets valides des deux sexes. Les deux cercles superposés correspondent à une même valeur chez deux sujets différents.

En général, le maximum de $\dot{V}O_2$ réalisé lors de l'exercice avec les membres supérieurs ne représentent que 59% de celui obtenu lors de l'exercice avec les membres inférieurs. (Membres supérieurs : 1634 ± 741 ml/min ; Membres inférieurs : 2788 ± 451 ml/min ; $p < 0,001$).

La deuxième série de résultats (Figure 33 à 35) compare les valeurs moyennes de l'évolution de la $\dot{V}E$ de la FC et de la $\dot{V}O_2$, palier par palier chez les mêmes 16 sujets, lors de deux protocoles différents utilisant le test progressif de 10 W / 2 min :

1) avec les bras sur fauteuil ergomètre et 2) avec les jambes sur cyclo ergomètre

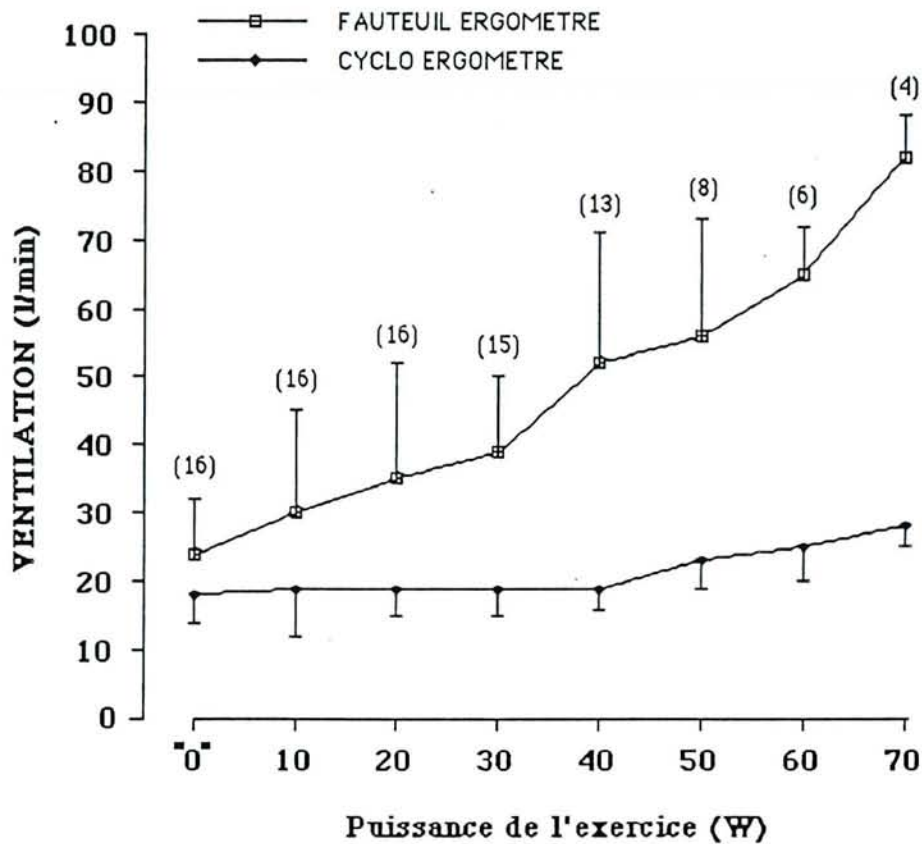


Figure 33 : Comparaison de l'évolution de la $\dot{V}E$ palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min réalisé chez les mêmes sujets valides avec les membres supérieurs (fauteuil ergomètre) et avec les membres inférieurs (cyclo ergomètre). Les faibles puissances retenues pour la comparaison des membres supérieurs avec les membres inférieurs a été dictées par les puissances maximales basses observées au cours du test progressif réalisé avec les bras. Cependant, **il existe une différence statistiquement significative à tous les paliers** représentés dans la figure ($p < 0,001$). Logiquement, le travail réalisé avec les membres inférieurs est très sub-maximal (23%) de la PMT (voir figure 29)

Les chiffres entre parenthèses représentent le nombre de sujets par palier.

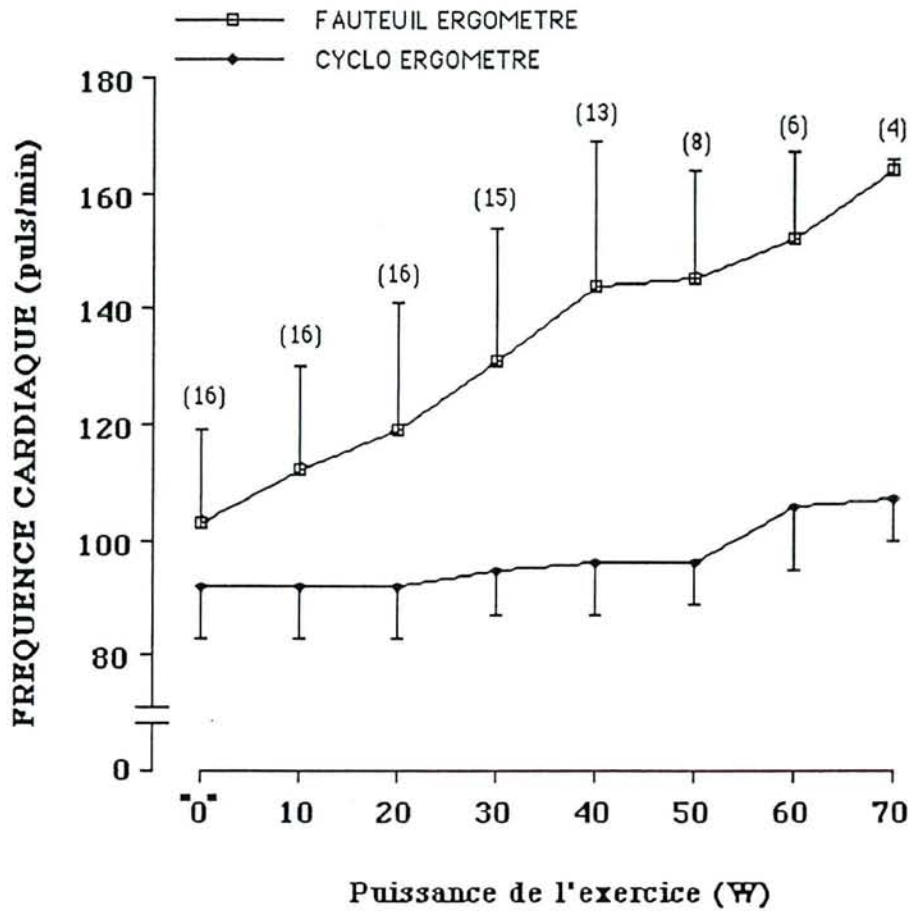


Figure 34 : Comparaison de l'évolution de la FC, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min réalisé chez les mêmes sujets valides avec les membres supérieurs (fauteuil ergomètre) et avec les membres inférieurs (cyclo ergomètre). Il existe une différence statistiquement significative à tous les paliers représentés dans cette figure ($p < 0,001$). Les chiffres entre parenthèses représentent le nombre de sujets par palier.

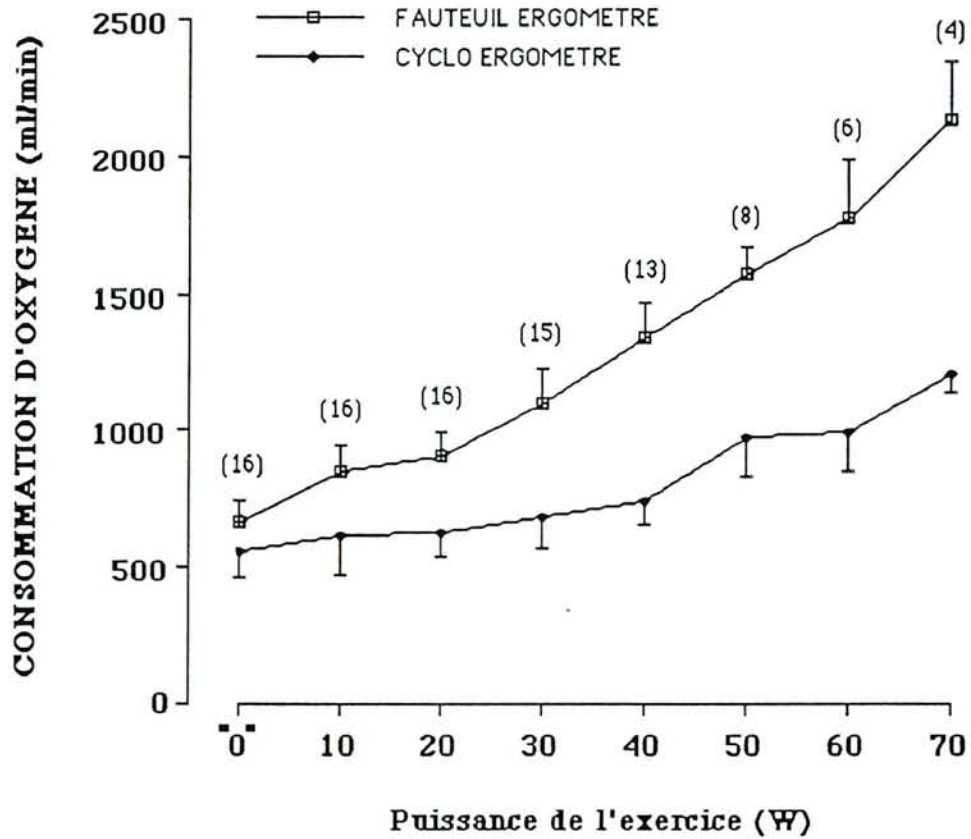


Figure 35 : Comparaison de l'évolution du maximum de consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min réalisé chez les mêmes sujets valides avec les membres supérieurs (fauteuil ergomètre) et avec les membres inférieurs (cyclo ergomètre). Il existe une différence statistiquement significative à tous les paliers représentés dans cette figure ($p < 0,001$). Les chiffres entre parenthèses représentent le nombre de sujets par palier.

Le tableau XXX, compare les valeurs moyennes de rendement brut (Rb = travail/énergie dépensée) observés chez les mêmes 16 sujets lors de trois protocoles différents utilisant le test progressif de 10 W / 2 min :

a) avec les bras sur fauteuil ergomètre

b) avec les jambes sur cyclo ergomètre jusqu'à la PMT atteinte sur le fauteuil ergomètre. Puis, ce test est complété par le désormais classique test progressif de 30 W / 3 min jusqu'à épuisement (GIMENEZ et al 1981)

c) avec les bras en utilisant les manivelles du cyclo ergomètre (#) en position assise, les mains étant à la même hauteur que les épaules.

TABLEAU XXX
SUJETS VALIDES :
VALEURS MOYENNES DU RENDEMENT BRUT LORS D'EXERCICES
EFFECTUES AVEC LES MEMBRES SUPERIEURS ET INFERIEURS.

	Ergomètre		Fauteuil-ergomètre
Rb (jambes)	22,5 ± 2,4		
(%)	***		
Rb (bras)	14 ± 2 (#)	***	8,8 ± 1,5
(%)			

Rb = travail / énergie dépensée en %

*** = p < 0,001

Comme on pouvait s'y attendre, le rendement brut est bien meilleur avec les jambes qu'avec les manivelles qui à son tour est meilleur que celui obtenu avec le fauteuil. Les différences sont significatives entre chacune de ces trois valeurs moyennes.

2) Analyse des résultats de la force maximale manuelle (FMM), du temps d'endurance (maintien de 50 % de la FMM) et de la puissance développée lors du test d'endurance mesurés par dynamométrie.

2-1) Comparaison entre la main droite et la main gauche

La première série de résultats concerne la comparaison entre la main droite et gauche, d'une part, pour l'ensemble de la population étudiée et, d'autre part, séparément, pour les groupes des femmes valides, des hommes valides et des hommes handicapés. Elle a été réalisée à l'aide du test *t* de STUDENT par séries appariées.

La force maximale manuelle (FMM en N figure 36), le temps maximal de maintien de 50% de celle-ci (Endurance manuelle en seconde figure 37) et un indice de "puissance développée" lors du test d'endurance ($N \times s$, figure 38) ont été étudiés.

L'ensemble des sujets qui ont participé à cette partie du travail ont tous déclaré être droitiers.

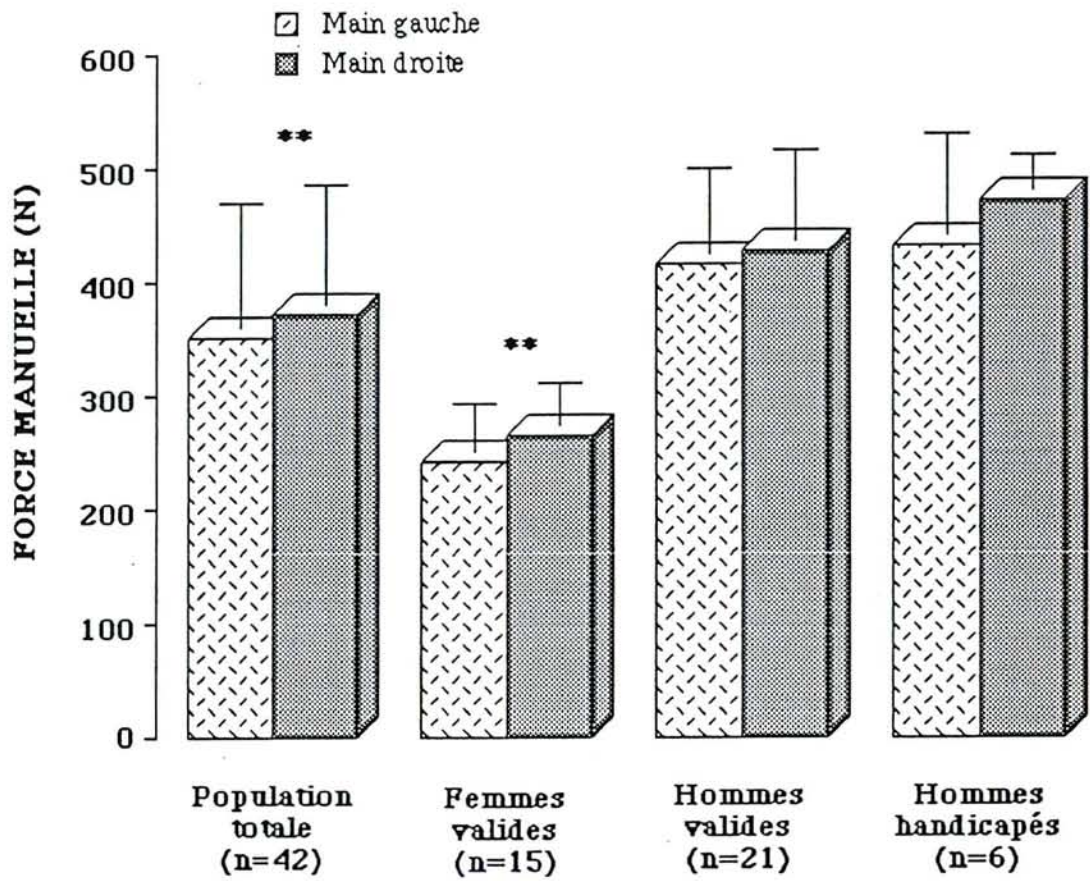


Figure 36 : Comparaison de la force manuelle droite et gauche pour la population totale et respectivement pour les trois autres groupes : femmes valides, hommes valides et hommes handicapés. On observe une différence significative entre la main droite et gauche dans la population totale et chez les femmes valides. La main droite ayant la valeur la plus élevée.

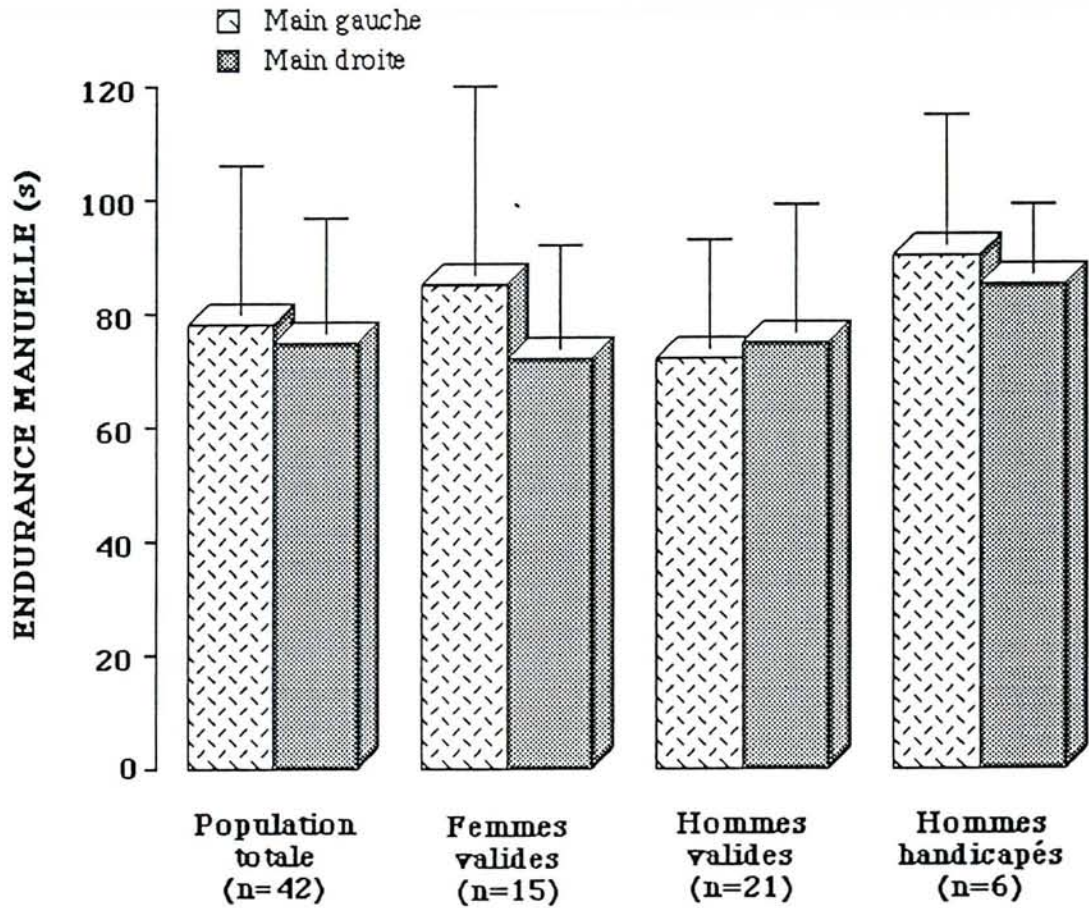


Figure 37 : Comparaison du temps de maintien de 50% de la FMM (Endurance manuelle) entre la main droite et gauche pour la population totale et respectivement pour les trois autres groupes : femmes valides, hommes valides et hommes handicapés. Aucune différence statistiquement significative n'est observée dans les groupes que nous avons étudiés. Il apparaît cependant une tendance à des valeurs plus élevées pour la main gauche à l'exception du groupe des hommes valides.

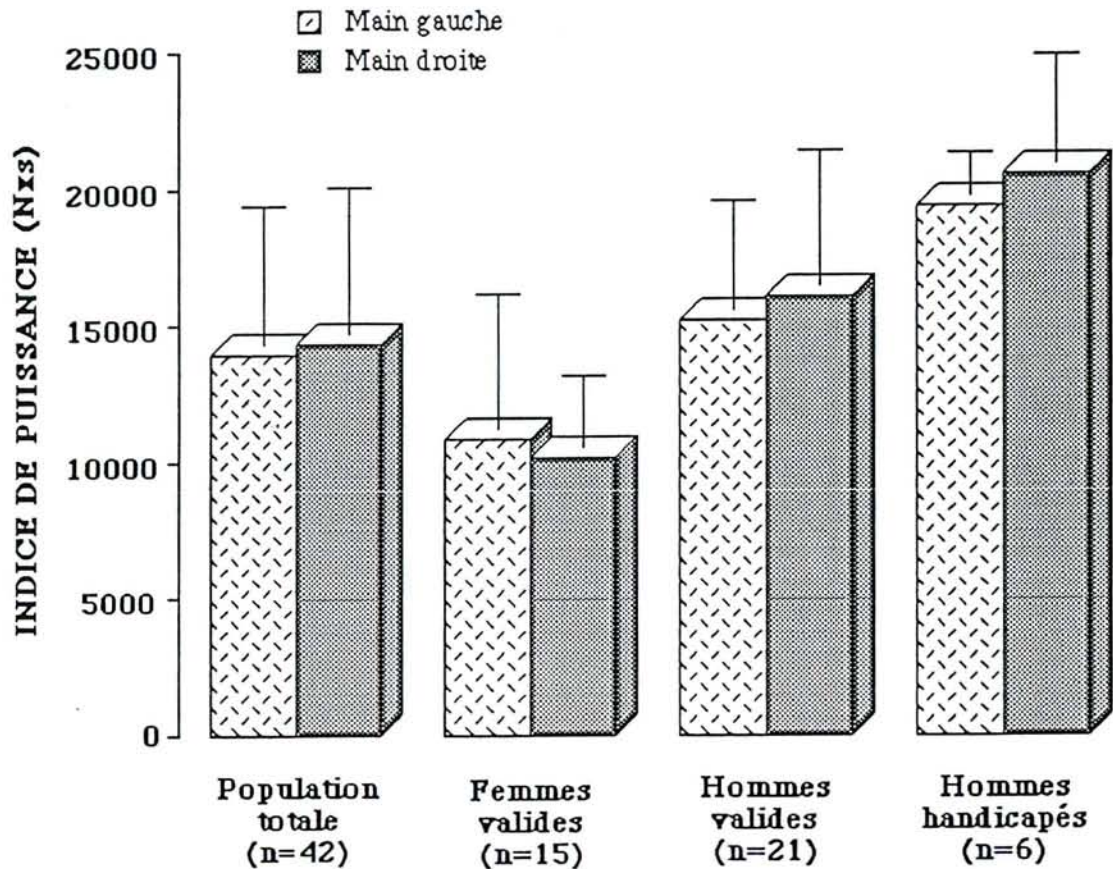


Figure 38 : Comparaison de la puissance développée lors du test d'endurance entre la main droite et gauche pour la population totale et respectivement pour les trois autres groupes : femmes valides, hommes valides et hommes handicapés. Aucune différence statistiquement significative n'est observée dans les groupes que nous avons étudiés.

2-2) Comparaison entre les femmes et hommes valides et entre les hommes sportifs valides et handicapés.

La FMM, l'endurance manuelle et la puissance développée lors du test d'endurance sont comparées d'une part, entre des femmes et des hommes valides (figure 39) et d'autre part, entre des sportifs valides et handicapés (figure 40).

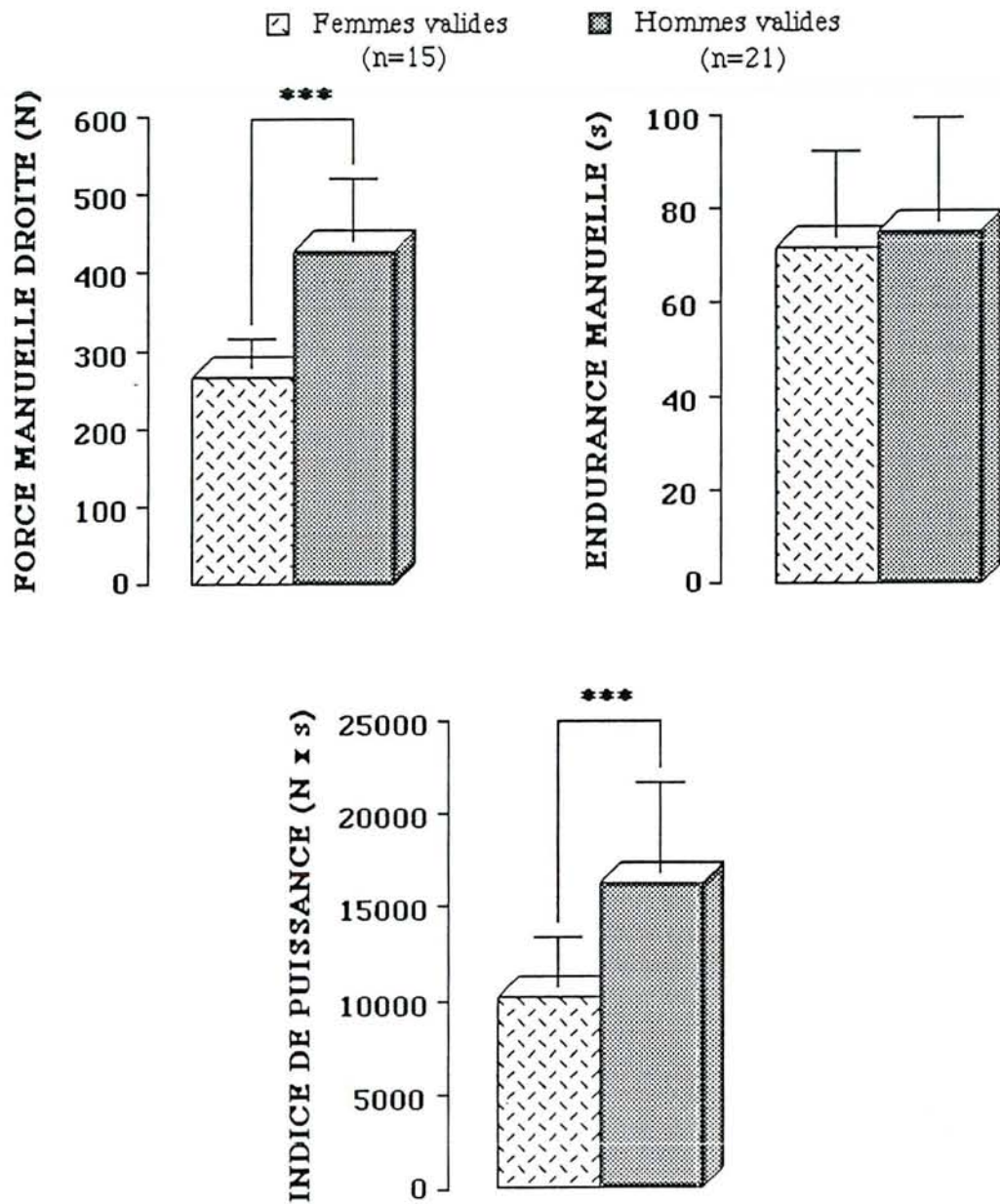
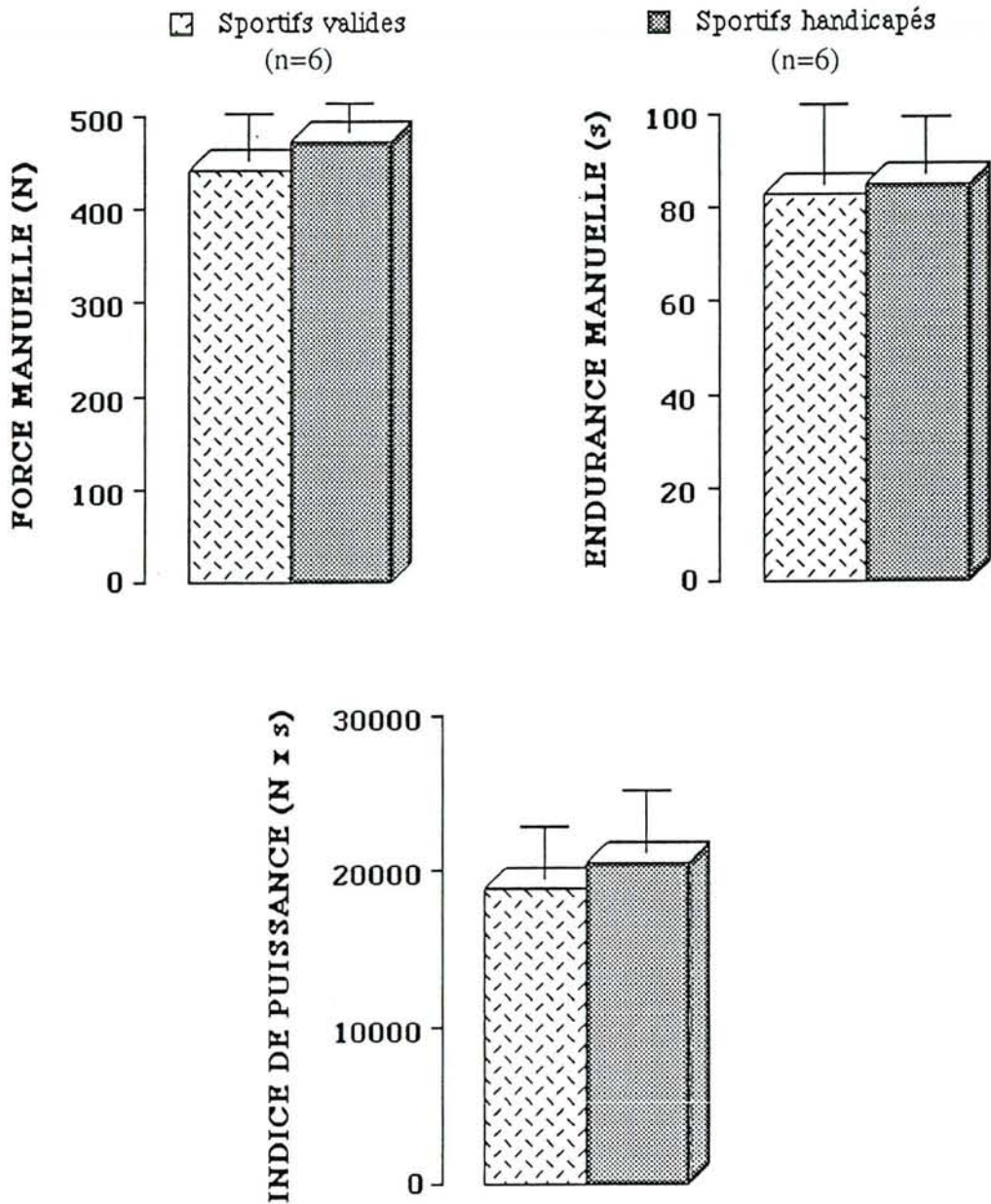


Figure 39 : Elle compare la FMM, l'endurance manuelle et la puissance développée lors du test d'endurance entre des femmes et des hommes valides. On observe une différence très significative entre les deux groupes pour la FMM et la puissance manuelle, les hommes ayant les valeurs les plus élevées.

*** $p < 0,001$.



f

figure 40 : Elle compare la FMM, l'endurance manuelle et la puissance développée lors du test d'endurance entre des sportifs valides et handicapés. Il n'y a pas de différence significative pour ces trois variables.

2-3) Expression de la PMT en fonction de la force maximale de la main droite

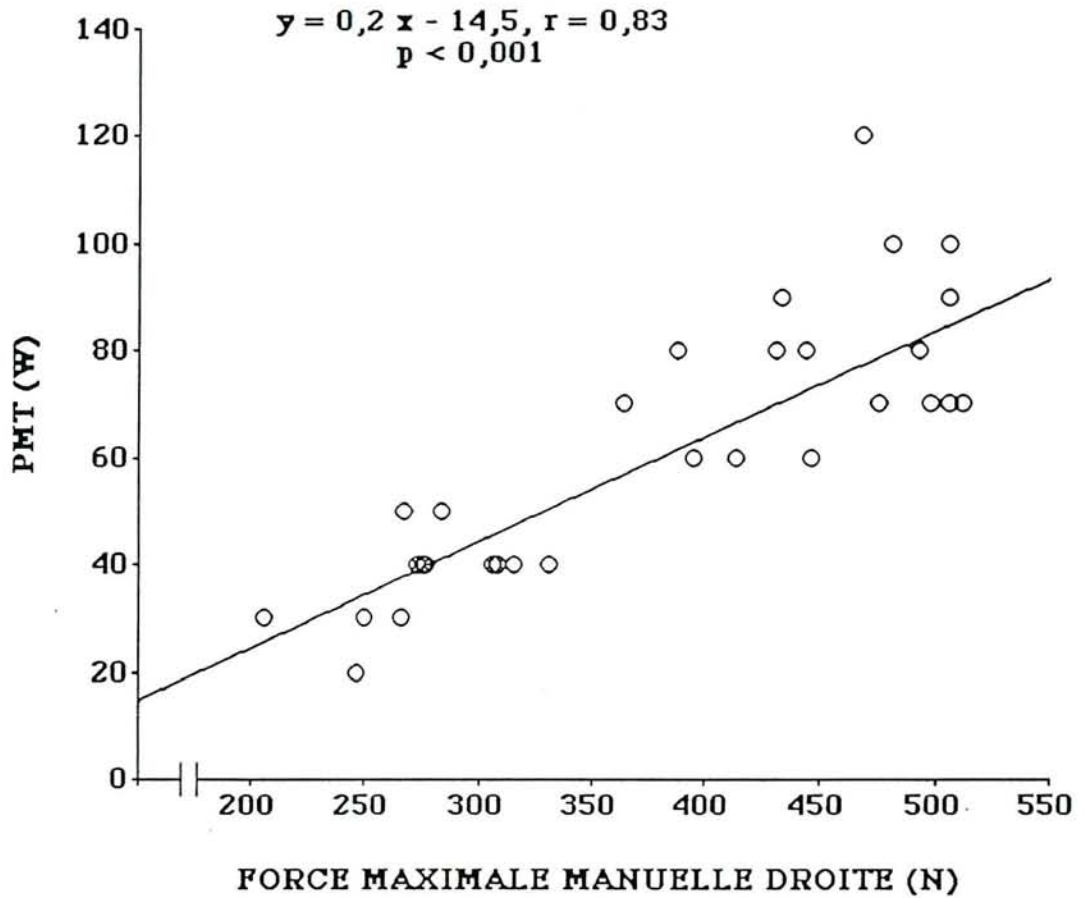


figure 41 : Expression de la PMT en fonction de la force maximale manuelle droite chez 42 sujets, dont des femmes et hommes valides et hommes handicapés, avec des niveaux de pratique physique différents.

2-4) Formules de régression pour le calcul théorique de la FMM et de la puissance développée lors du test d'endurance manuelle.

Les paramètres retenus pour le calcul des formules de régression ont été : le sexe, l'âge, les caractéristiques physiques et le niveau d'activité physique. Voici les valeurs utilisées pour les paramètres :

- sexe (masculin = 1 ; féminin = 2)
- âge (ans)
- poids (kg)
- taille (cm)
- niveau d'activité physique (sédentaires = 1 ; pratiquants = 2 ; sportifs = 3)

Pour la méthode de régression "pas à pas" les variables sont acceptées dans l'équation de régression au seuil de signification de 5% (F pour entrer et sortir est égale à 4). Les cases grisées dans le tableau indiquent que la ou les variables n'ont pas été prises en compte.

Le tableau XXXI donne les valeurs des variables acceptées dans l'équation de régression pour exprimer la FMM (droite et gauche) et la puissance manuelle développée lors du test d'endurance. Seul, 36 sujets valides des deux sexes ont participé à cet examen manuel.

TABLEAU XXXI
VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE
REGRESSION POUR EXPRIMER LA FORCE MANUELLE ET LA
PUISSANCE DEVELOPPEE LORS DE L'EPREUVE D'ENDURANCE
MANUELLE CHEZ 36 SUJETS VALIDES DES DEUX SEXES.

Variables	Force manuelle droite	Force manuelle gauche	Puissance manuelle droite	Puissance manuelle gauche
Constante	- 382	- 114	22198	- 29351
Sexe (1 ou 2)	- 97	- 126	- 6069	
Age (ans)	- 2	- 2,3		
Poids (kg)				
Taille (cm)	5,4	4		211
Activité physique (1 à 3)				2932

2-5) Reproductibilité des paramètres de la dynamométrie manuelle.

2-5-1) Reproductibilité de la double mesure de la FMM lors d'une même séance.

Nous allons donc utiliser la méthode statistique décrite dans le chapitre II. L'étude de la pente de la droite de régression entre les différences FMM 2ème essai (FMM2) et la FMM 1er essai (FMM1) et les moyennes des deux valeurs, montre qu'elle n'est pas significativement différente de zéro ($p = 0,30$). Nous pouvons donc conclure à l'absence d'une erreur systématique en rapport avec la grandeur de la mesure. En outre, la différence entre les deux mesures est testée avec le *t* de Student par séries appariées ($p = 0,69$). Il n'y a donc pas d'erreur systématique liée à l'ordre des

mesures, la moyenne des différences entre FMM2 et FMM1 peut être considérée comme nulle. Le "repeatability coefficient" de la FMM droite est égale à :

$$RpC = 78 \text{ N}$$

La reproductibilité de la FMM droite est excellente et dans le cas de mesures faites lors de protocoles futurs avec le même matériel et dans les mêmes conditions, on pourra affirmer que des variations systématiques de plus de 78 newtons seront significatives d'une régression ou d'une progression.

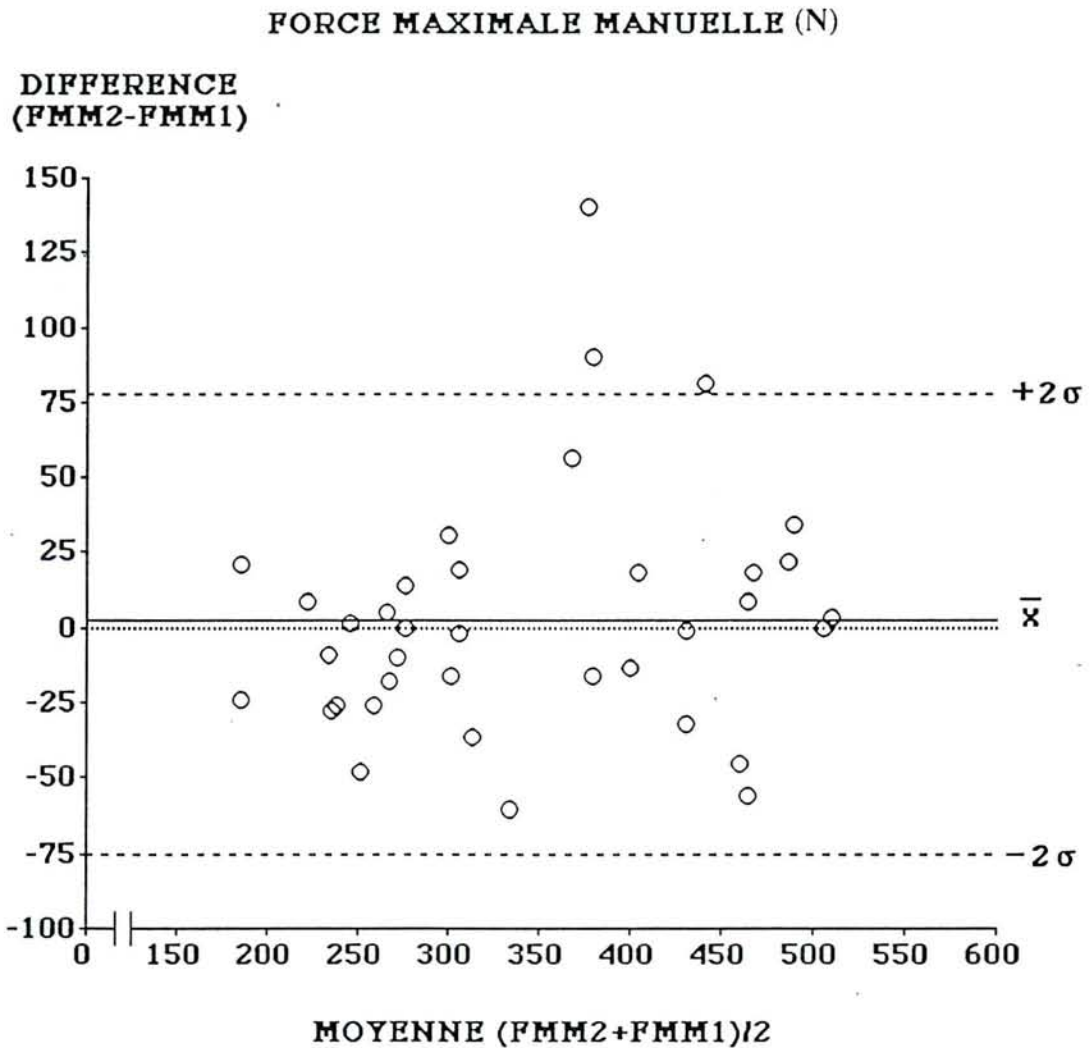


Figure 42 : Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les FMM2 et FMM1 et en abscisse la moyenne des valeurs FMM2 et FMM1.

\bar{x} = moyenne des différences (0,5) et σ = écart type (37).

2-5-2) Reproductibilité de la FMM à T1 et T0

Le "repeatability coefficient" calculé précédemment permet de comparer les variations entre les valeurs de FMM à T1 et à T0 (T1 = T0 + 15 jours).

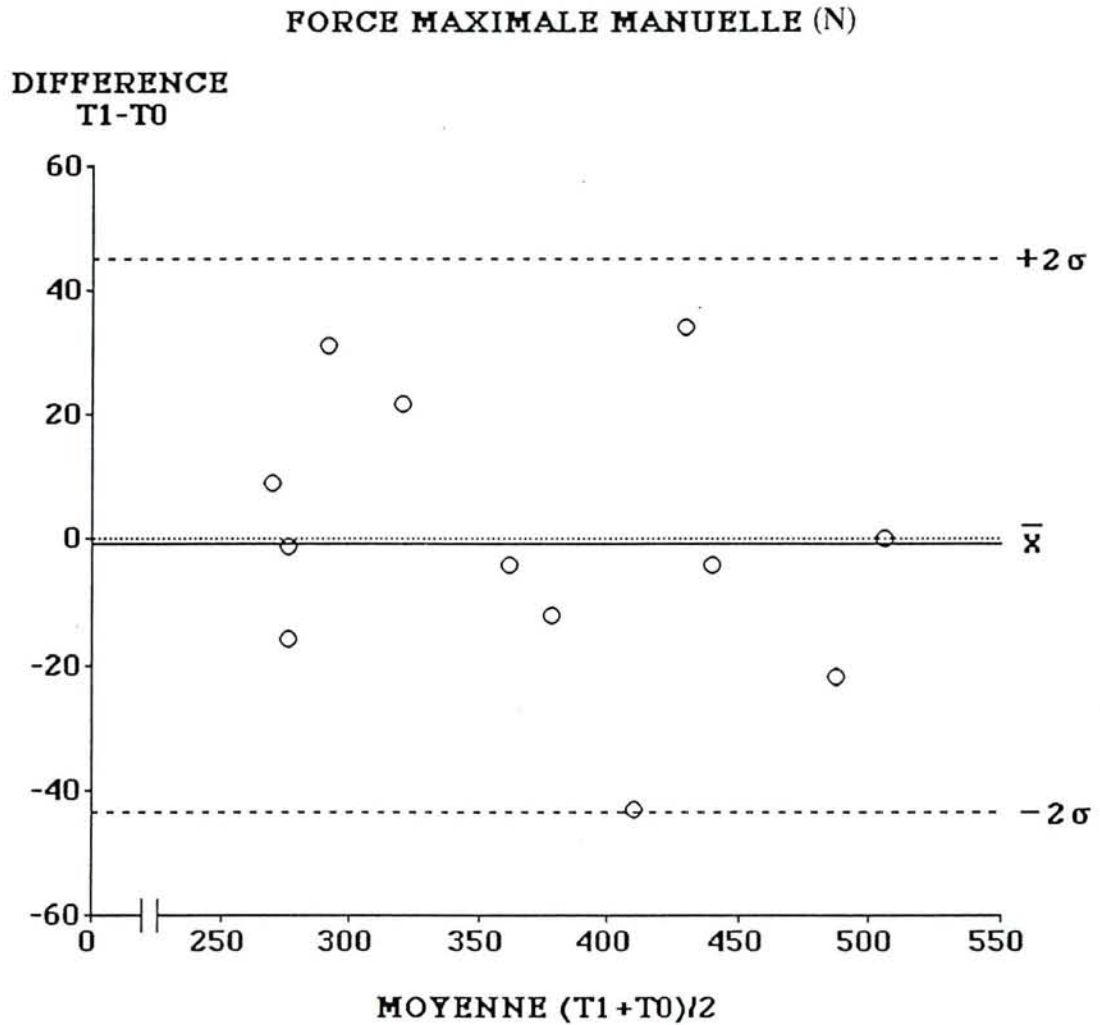


figure 43 : Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les FMM à T1 et à T0 et en abscisse la moyenne des valeurs de FMM $(T1+T0)/2$.
 \bar{x} = moyenne des différences (-0,5) et σ = écart type (22).

Cette figure montre que 95 % des sujets étudiés ont une différence de FMM entre T1 et T0 comprise entre -44,5 et +43,5. Ces valeurs sont donc bien inférieures au "repeatability coefficient". De plus, l'étude de la pente de la droite de régression entre les différences (FMM à T1 et T0) et les moyennes des deux valeurs à T1 et à T0, montre qu'elle n'est pas significativement différente de zéro ($p = 0,42$). On peut donc conclure à l'absence d'une erreur systématique en rapport avec la grandeur de la mesure. De plus, la différence entre les deux mesures est testée avec le *t* de Student par séries appariées ($p = 0,94$). Il n'y a donc pas d'erreur systématique liée à l'ordre des mesures, la moyenne des différences entre les FMM à T1 et à T0 peut être considérée comme nulle.

3) Mesure de la fatigue musculaire par électromyographie.

Les mesures électromyographiques de la haute et de la basse fréquence et de leur rapport ont été réalisées sur quatre muscles. Malheureusement, pour des raisons techniques, toutes les mesures n'ont pas été interprétables. Nous donnerons d'abord, les résultats de l'étude de la double lecture du rapport $\frac{H}{L}$ pour le trapèze puis les valeurs moyennes du rapport $\frac{H}{L}$ de l'enregistrement électromyographique du trapèze, du deltoïde, du pectoral et des 1er et 2ème radiaux. Enfin, les valeurs moyennes de $\frac{H}{L}$ pour le trapèze, palier par palier lors de l'exercice progressif seront données ainsi qu'une analyse comparative de l'évolution du rapport $\frac{H}{L}$ pour le pectoral entre un sujet sportif et un sujet non sportif.

3-1) Double lecture des tracés.

Les différences des valeurs obtenues entre les deux lecteurs sur les 17 mesures individuelles du rapport $\frac{H}{L}$ du trapèze sont représentées à la figure 44.

L'étude de la pente de la droite de régression entre les différences d'interprétation du lecteur 2 (Lec2) et du lecteur 1 (Lec1) et les moyennes de ces deux valeurs, montre qu'elle n'est pas significativement différente de zéro ($p = 0,60$). Nous pouvons donc conclure à l'absence d'une erreur systématique en rapport avec la grandeur de la mesure. En outre, la différence entre les deux mesures est testée avec le t de Student par séries appariées ($p = 0,74$). Il n'y a donc pas d'erreur systématique liée à l'ordre des mesures, la moyenne des différences entre Lec2 et Lec1 peut être considérée comme nulle.

Le "repeatability coefficient" de la double lecture est égale à :

$$\text{RpC} = 15 \%$$

La reproductibilité des mesures lors de la double lecture est satisfaisante et dans le cas de mesures faites lors de protocoles futurs avec le même matériel et dans les mêmes conditions, on pourra affirmer que des variations systématiques de plus de 15 % seront significatives d'une régression ou d'une progression.

D'après la dispersion observée qui est dûe à la fois à l'appareillage et à la double lecture des tracés, nous avons établi la limite inférieure de la normale du rapport $\frac{H}{L}$ à 85 %. Toutes les valeurs inférieures à cette limite traduisent l'existence d'une fatigue musculaire.

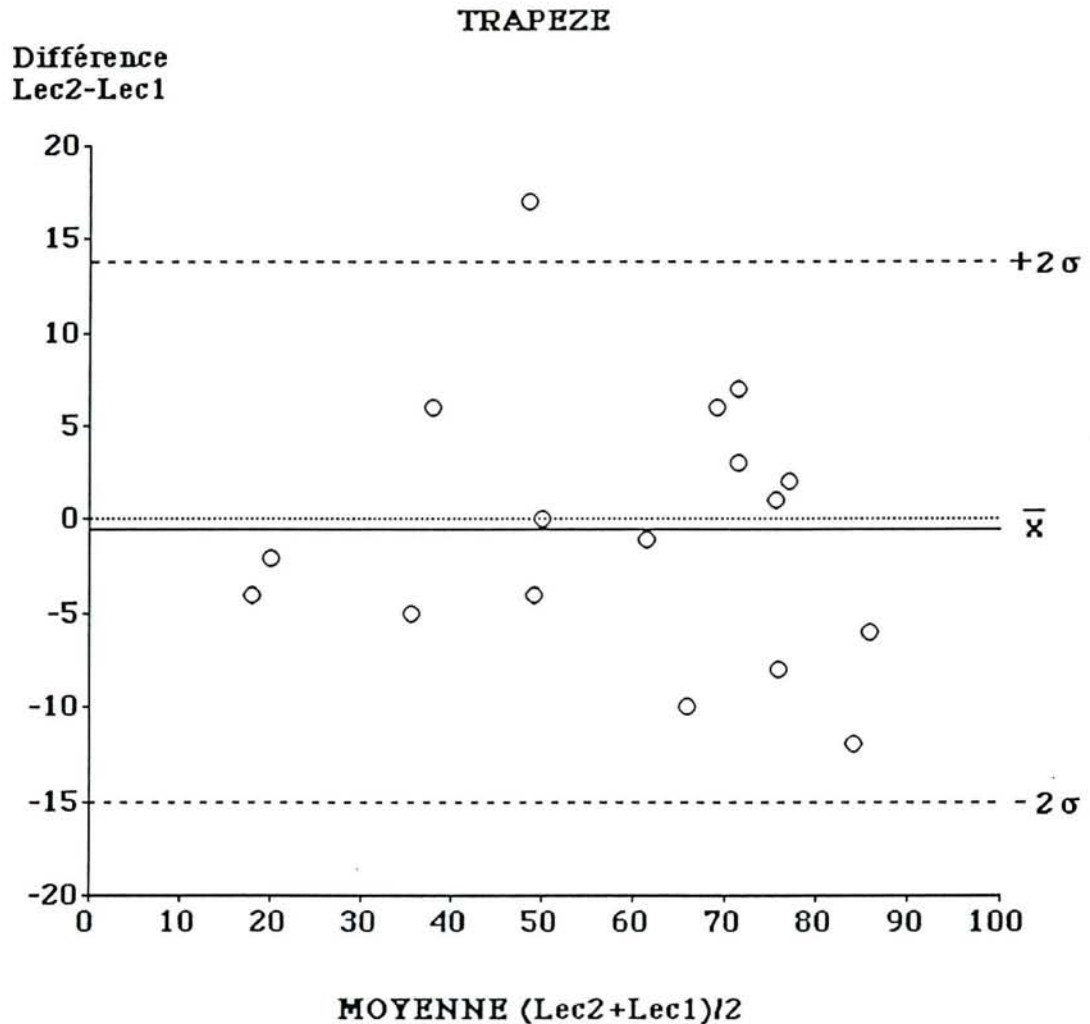


Figure 44 : Nuage de points avec en ordonnée les différences entre Lec2-Lec1 et en abscisse la moyenne des valeurs de Lec2 et Lec1.

\bar{x} = moyenne des différences (-0,6) et σ = écart type (7,2).

3-2) Valeurs moyennes du rapport haute sur basse fréquence de l'enregistrement électromyographique observées à la PMT.

Les résultats du tableau XXXII illustrent les valeurs du rapport $\frac{H}{L}$ de l'enregistrement électromyographique pour les muscles suivants : trapèze, deltoïde moyen, grand pectoral et 1er et 2ème radiaux. Nous n'avons pas distingué de sous-groupes de sujets afin de ne pas avoir d'effectifs trop faibles.

TABLEAU XXXII
VALEURS MOYENNES DU RAPPORT HAUTE SUR BASSE FREQUENCE
ELCTROMYOGRAPHIQUE A LA PMT

	TRAPEZE (n 19)	DELTOIDE (n = 22)	PECTORAL (n = 13)	RADIAUX (n = 7)
$\frac{H}{L}$	58 ± 21	65 ± 20	35 ± 20	74 ± 16
(%)				

$\bar{X} \pm \text{écart-type}$

Toutes les valeurs moyennes sont bien inférieures à la limite fixée de 85 % (ROS et al 1986). L'analyse des résultats individuels montre qu'à l'exception de 3 sujets pour le deltoïde et 2 sujets pour les radiaux, toutes les autres valeurs individuelles traduisent bien une fatigue musculaire électromyographique.

3-3) Evolution du rapport H/L pour le trapèze palier par palier lors de l'exercice progressif dans deux groupes de sujets sportifs et non sportifs.

La figure 45 illustre l'évolution des valeurs moyennes du rapport $\frac{H}{L}$ pour le trapèze chez 9 sportifs et 10 non sportifs.

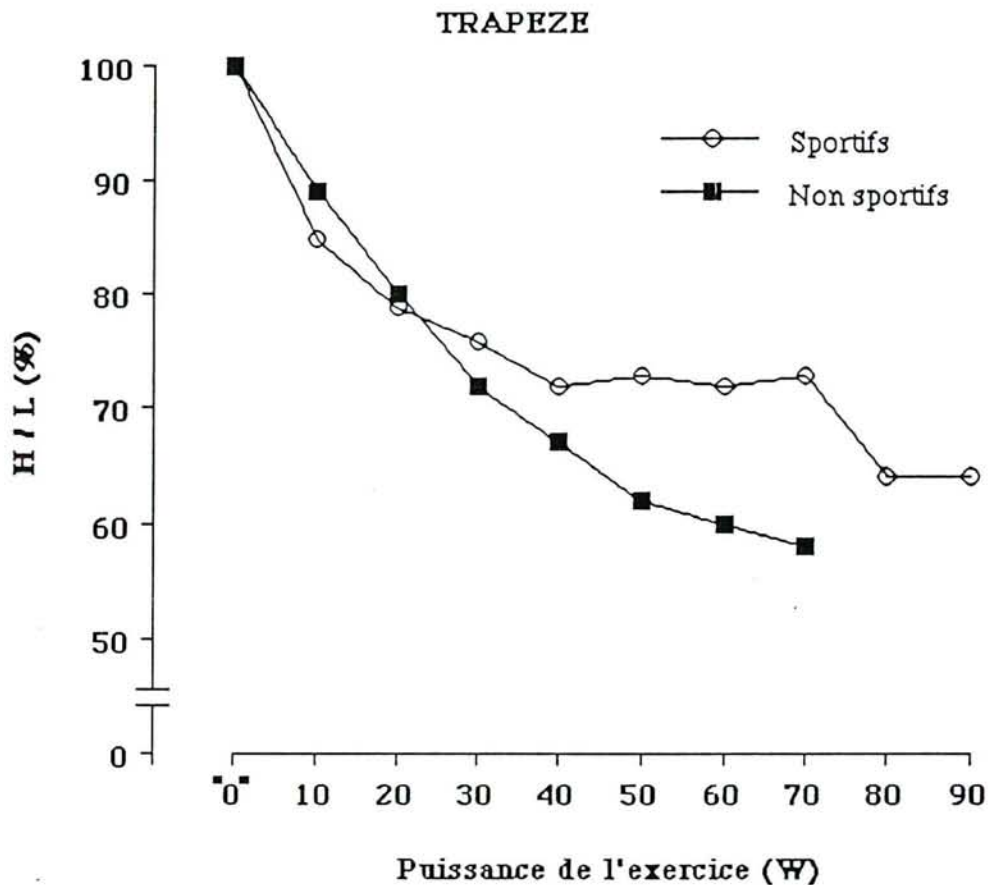


Figure 45 : Evolution palier par palier du rapport $\frac{H}{L}$ de l'enregistrement électromyographique du trapèze chez des sujets sportifs (n=9) et des sujets non sportifs (n=10). Les non sportifs ont à partir de 30 W des valeurs de $\frac{H}{L}$ inférieures à celles des sportifs qui pourtant réalisent deux paliers de plus.

3-4) Comparaison des valeurs individuelles du rapport H/L chez deux sujets sportifs, l'un valide et l'autre handicapé.

La figure 46 illustre l'évolution du rapport $\frac{H}{L}$ pour le pectoral palier par palier lors de l'exercice progressif chez deux sujets sportifs de très bon niveau, l'un valide et l'autre handicapé. Le sujet valide a un maximum de $\dot{V}O_2$ de 2814 ml/min pour une PMT de 80 W et le sujet handicapé a un maximum de $\dot{V}O_2$ de 2558 ml/min pour une PMT de 120 W. Dans les deux cas la FC à la PMT représente 90 % du maximum théorique.

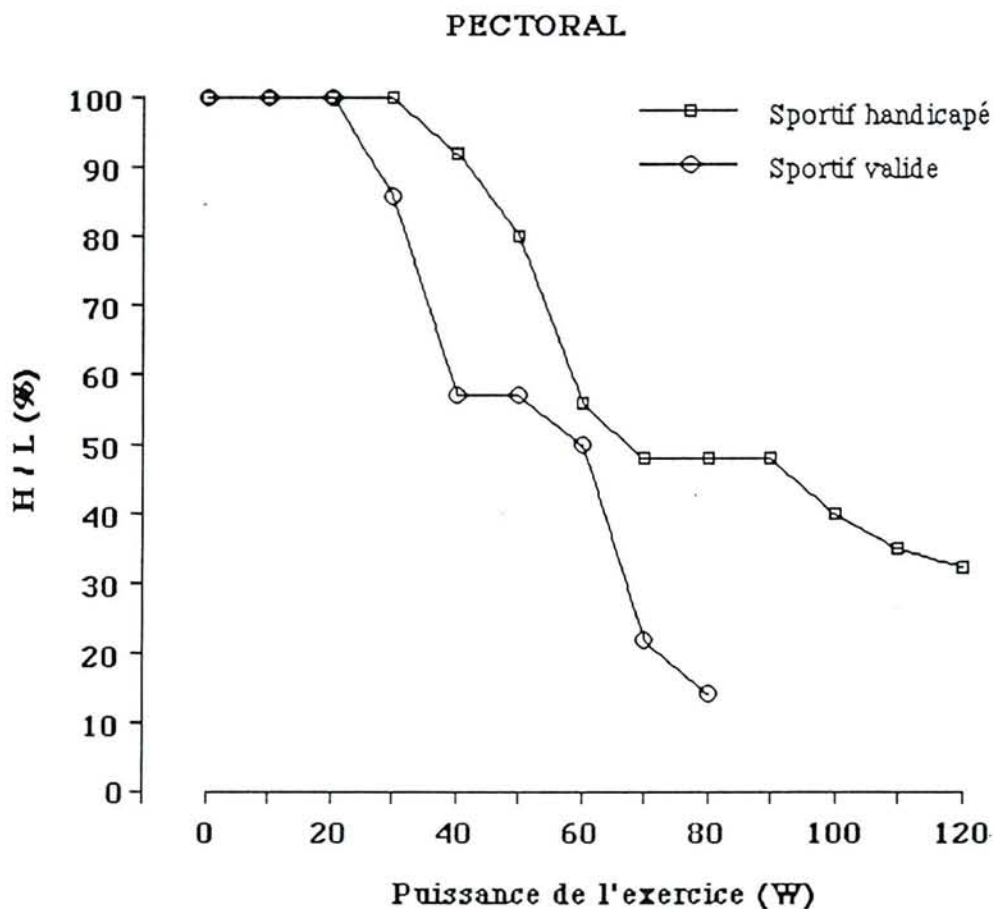


Figure 46 : Elle montre que le rapport $\frac{H}{L}$ du pectoral droit chute avant et plus rapidement chez le sujet sportif valide pour finir au niveau maximal à une valeur de 14 %. Celle-ci est plus basse que celle observée chez le sportif handicapé (32 %) malgré une PMT plus élevée.

Les figures 47 et 48 illustrent l'évolution simultanée du rapport $\frac{H}{L}$ pour le pectoral et de la FAM palier par palier lors de l'exercice progressif.

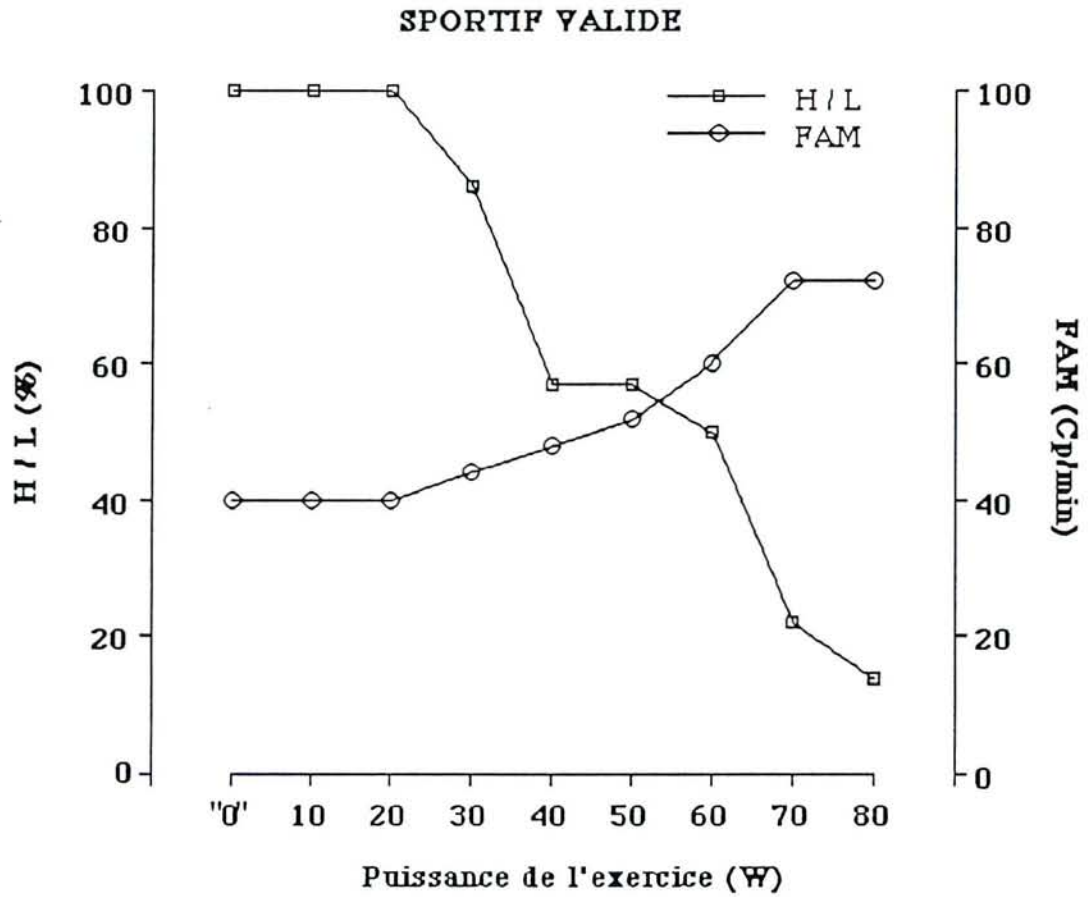


Figure 47 : Evolution simultanée du rapport $\frac{H}{L}$ du pectoral et de la FAM d'un sujet sportif valide lors de l'exercice progressif.

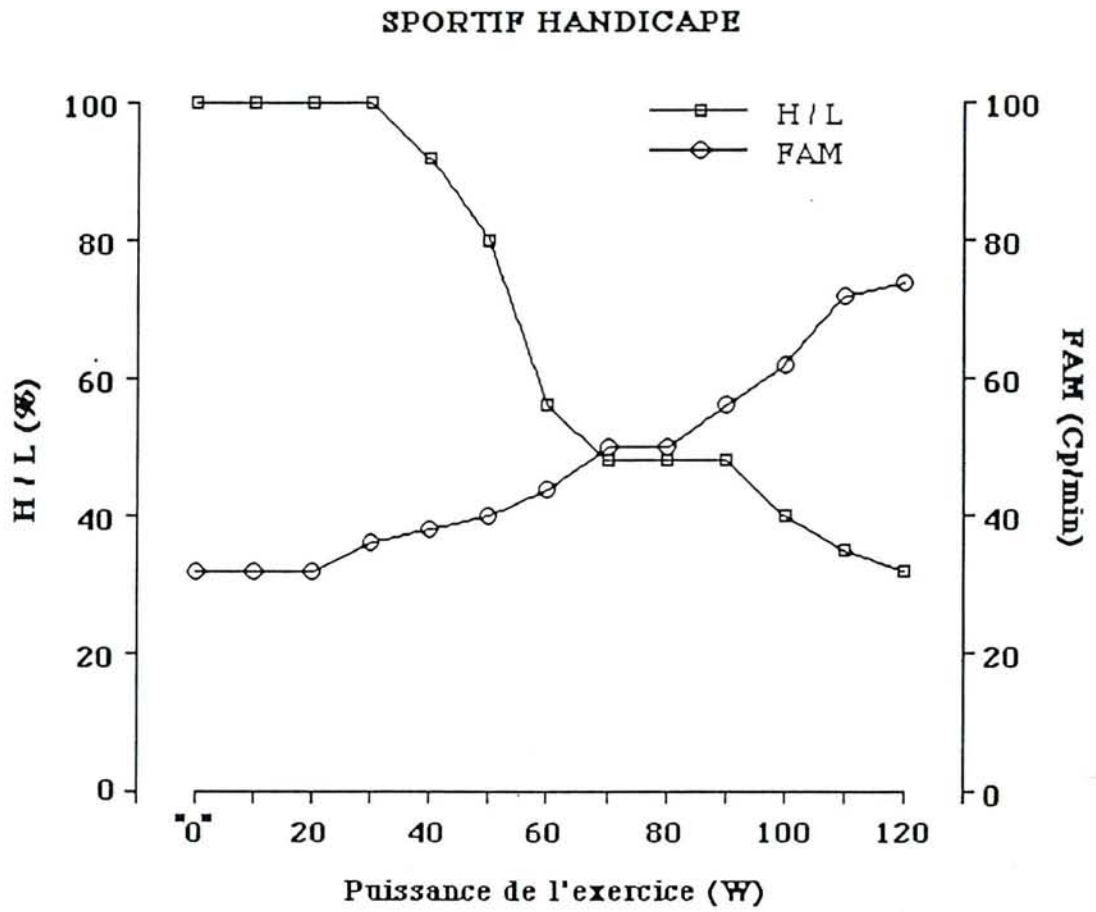


Figure 48 : Evolution simultanée du rapport $\frac{H}{L}$ du pectoral et de la FAM d'un sujet sportif handicapé lors de l'exercice progressif.

IV) DISCUSSION

1) Validation d'un fauteuil roulant ergomètre, d'un test ergospirométrique, de tests dynamométriques et de l'enregistrement électromyographique de la fatigue musculaire.

Les premiers fauteuils roulants étaient propulsés à l'aide d'un levier ou de manivelles qui entraînaient la roue avant. L'étude de van der WOUDE et al 1986 montre que le meilleur rendement musculaire est obtenu lorsque l'on utilise ce type de matériel par rapport au fauteuil utilisé aujourd'hui. La propulsion des fauteuils actuels se fait en agissant directement sur une main courante fixée aux roues (photo 1). Les nombreux problèmes liés à l'utilisation du fauteuil à manivelles (très faible maniabilité, encombrement important), ont vite masqué sa qualité liée à son meilleur rendement musculaire. Afin de mieux répondre à la recherche croissante d'autonomie des personnes handicapées physiques, des fauteuils roulants plus compacts, plus légers et plus maniables dont la propulsion se fait directement sur les deux roues placées de chaque côté du siège ont été réalisés. Ces fauteuils, de plus en plus sophistiqués, participent à l'augmentation du nombre d'handicapés sportifs et à l'amélioration des performances. Du point de vue scientifique, la plupart des travaux ont étudié chez des handicapés, les réponses métaboliques et cardio-vasculaires à l'effort en utilisant des manivelles (STENBERG et al 1967, DAVIES et SARGEANT 1974, REYBROUCK et al 1975, MAGEL et al 1978, WICKS et al 1978, GLASER et al 1980 (a), SAWKA et al 1983, PIMENTAL et al 1984, FLANDROIS et al 1986, KESSLER et al 1986, PITETTI et al 1987, DI CARLO et al 1988, PIVARNIK et al 1988, HOPMAN et al 1993). Par contre, peu d'études sont réalisées en employant des fauteuils roulants. Cependant, différents fauteuils-ergomètres ont été conçus pour évaluer l'adaptation cardio-respiratoire et le rendement mécanique lors de l'utilisation des membres supérieurs (MAGEL et al 1978). Généralement, ceux-ci sont placés sur des rouleaux ou sur un tapis roulant (VOIGT et al 1969, HILDEBRANDT et al 1970, SAWKA et al 1983).

Afin que les résultats soient plus fiables, il est nécessaire que le fauteuil-ergomètre soit stable pendant la propulsion (JONES et al 1979). C'est pourquoi, la solution que nous avons adoptée, consistant à relier le fauteuil à l'ergomètre de **FLEISCH**, paraît être pour l'instant, un bon compromis. Cette adaptation ne s'est pas faite sans difficultés. C'est la raison pour laquelle **un étalonnage mécanique a été effectué (figures 3 et 4). Il nous a permis de vérifier que les efforts réalisés par les sujets correspondent bien aux puissances affichées par l'ergomètre.**

Compte tenu de l'universalité de l'utilisation du fauteuil roulant à propulsion manuelle, nous avons développé et validé le prototype de fauteuil ergomètre présenté dans ce travail. Il a été réalisé à partir d'un modèle standard. Il ne permet pas toujours de répondre aux contraintes de bien-être liées au type de lésion des sujets testés et aux exigences des sportifs handicapés de haut niveau. La mise au point d'ergomètre permettant d'utiliser le matériel personnel serait un progrès important mais il reste encore de nombreux problèmes à résoudre pour sa mise au point.

Notre prototype de fauteuil ergomètre présente plusieurs avantages :

- l'axe du fauteuil est composé de trois pignons dentés de différents diamètres (photo 4) **permettant une démultiplication de la vitesse ;**

- **le volant d'inertie (photo 3 et 5) est adaptable** aux différents poids des sujets examinés ;

- une homogénéité certaine dans la conception de l'union du fauteuil et de l'ergomètre assure à ce système **une grande stabilité ;**

- enfin, **l'étalonnage mécanique** permet de connaître la réponse exacte du travail physique fourni par les sujets examinés. Il a permis également de montrer qu'il existait une faible différence des W réels à "0", 10 et 20W (tableau II). Cette particularité est illustrée par les mesures de la ventilation, de la consommation d'O₂ et du rejet de CO₂ lors des quatre premiers paliers ("0", 10, 20 et 30W). On observe une évolution non linéaire de ces paramètres avec la charge, ils ont même tendance à ébaucher un plateau (GIMENEZ et al 1992 (b)). Ce n'est qu'à partir de 30W que la

relation linéaire $\dot{V}O_2$ / Puissance apparait (tableau II). On constate des faits similaires au cours de l'exercice progressif (10 W / 1 min) réalisé avec les membres inférieurs (GIMENEZ et al 1992 (b)).

Disposant d'un matériel sûr et fiable, l'interprétation des résultats fonctionnels reste liée également à l'utilisation d'un test physiologique et reproductible. Nous l'avons mis au point à la suite de nombreux essais. En effet, les premières tentatives (30 W/3 min) n'étaient pas satisfaisantes, puisque plus de 75 % des sujets réalisaient à peine 1 palier. Un autre essai (20 W/1min) ne pouvait pas être retenu du fait de la trop courte durée du palier et de la trop grande augmentation de la charge à chaque palier.

C'est pourquoi nous avons choisi le test qui consiste à augmenter la charge de 10 W toutes les 2 minutes à 60 rpm avec un début d'exercice fixé à "0" W.

Il permet:

- un **échauffement efficace** compris dans le test grâce à son faible niveau de départ
- une **durée d'effort satisfaisante**, même pour les sujets relativement faibles. Dans tous les cas un minimum de quatre paliers a été réalisé, ce qui correspond à une durée d'effort d'au moins huit minutes.
- la durée de chaque palier (2 minutes) rend possible l'interprétation des paramètres cardio-respiratoire et métabolique. En effet, il faut quelques secondes pour obtenir une réponse fiable de l'ergomètre et plus d'une minute pour que ces paramètres se stabilisent (GIMENEZ et al 1981).

Le choix de la vitesse de 60 rpm imposée par l'ergomètre, est justifié par les raisons suivantes.

Cette vitesse correspond, du fait de la démultiplication obtenue par le pignon choisi, à 30 tours de roue du fauteuil par minute. Les travaux de Van der WOUDE et al (1989 (c)), étudient chez deux groupes de sujets (des utilisateurs sportifs

de fauteuil et des valides non utilisateurs) les effets de la fréquence des actions de propulsion sur le coût en oxygène et le rendement mécanique, suivant une cadence imposée, ou choisie librement par les sujets. L'analyse de variance a montré un effet significatif du nombre des tours de roue sur le coût en oxygène et sur le rendement mécanique, dans les deux groupes de sujets (Van der WOUDE et al 1989 (c)). Ceci indique l'existence d'un optimum de fréquence librement choisi par le sujet. Dans notre travail, la fréquence d'actions manuelles est très différente selon le niveau maximal. Les sujets plus performants, ont la valeur la plus basse. Cependant, il ne semble pas y avoir un rapport étroit avec la prise d'oxygène. Il faut pourtant souligner que la vitesse imposée est toujours constante, ce qui diffère des autres travaux de la littérature (WICKS et al 1977; SAWKA et al 1983; POWERS et al 1984; Van der WOUDE et al 1989 (a)). Les sportifs très entraînés ont une fréquence d'actions manuelles d'environ 32 Cp/min avec une faible, mais progressive augmentation, pour arriver à environ 60 Cp/min, seulement dans les deux derniers paliers. Les sujets moins performants débutent avec des valeurs plus hautes, 40 Cp/min (figures 16, 20 et 24), pour finir à 70 Cp/min. Van der WOUDE et al (1989 (c)) ont conclu qu'une fréquence optimale n'est pas la conséquence exclusive de la pratique, mais qu'elle reflète également une vitesse optimale physiologique dépendant de la mécanique du muscle. Notre expérience va dans le même sens que l'équipe précédemment citée. Nos arguments s'appuient sur l'étalonnage mécanique de notre prototype et sur les mesures métaboliques (GIMENEZ et al 1992 (b)). Concernant l'étalonnage mécanique, nos résultats montrent qu'aux vitesses de 30, 60 et 90 rpm sans charge ("0" W), la puissance réelle est respectivement à 7,5, 16,3 et 36 W. Les mesures de consommation d'oxygène dans les mêmes conditions, montrent une élévation progressive de la $\dot{V}O_2$ qui passe d'environ 500 ml/min à 850 et 1360 ml/min à 30, 60 et 90 rpm respectivement. Les données de la littérature et, nos observations, nous ont conduits à abandonner le choix de 90 rpm. Il restait à choisir entre 30 et 60 rpm. Nous nous sommes vite aperçu qu'à 30 rpm la force musculaire nécessaire pour tourner les roues du fauteuil augmentait

proportionnellement à la puissance de l'exercice. Ces deux remarques nous ont amenés **à choisir la vitesse de 60 rpm.**

Après la validation du fauteuil ergomètre et la justification du choix des paramètres de l'exercice progressif, 14 sujets ont réalisé deux tests à 15 jours d'intervalle. Cette double mesure nous a permis d'étudier la reproductibilité de la puissance maximale tolérée, de la fréquence cardiaque, du maximum de consommation d'oxygène et de la fréquence d'actions manuelles. La méthode statistique choisie (BLAND J.M. et al 1986) consiste à évaluer les variations provenant du matériel servant à la réalisation des mesures et celle liée à la variabilité intra-individuelle. Puis, différents test statistiques sont utilisés (chapitre II page 47) qui après analyse nous ont permis d'affirmer que la PMT, la FC, le maximum de $\dot{V}O_2$ et la FAM sont très reproductibles. Nous avons également pu calculer un "repetability coefficient" lequel donne les limites d'acceptabilité, pour des mesures ultérieures réalisées dans les mêmes conditions et avec le même matériel. Il peut être utilisé notamment pour comparer deux mesures faites avant et après entraînement afin de tester l'efficacité de celui-ci.

Il semble exister d'après les figures 47 et 48 une relation entre l'évolution de la prise d'O₂ et la fréquence d'actions manuelles. D'après les sensations subjectives des sujets testés, la force manuelle nécessaire pour entraîner les roues du fauteuil est d'autant plus importante que la puissance augmente. En outre, pour un même niveau sub-maximal pendant l'exercice progressif, la FAM est plus faible chez les sportifs que chez les non-sportifs (figures 12, 16, 20). Pour toutes ces raisons et par rapport aux données de la littérature (TUPLING et al 1986, van der WOUDE 1989 (a), van der WOUDE et al 1989 (b), VEEGER et al 1992 (a)), les mesures de la force et de l'endurance manuelles apparaissent nécessaires. La figure 41 montre une bonne corrélation entre la puissance maximale tolérée et la force maximale manuelle. Malgré cette corrélation, la force manuelle ne peut prédire à elle seule l'atteinte de la PMT. En effet, si on compare chez des sportifs valides et handicapés, (figure 40) la force, l'endurance et la puissance maximale manuelle on n'observe pas de différence entre ces

deux groupes. Par contre ces derniers ont des PMT significativement supérieures à celles des valides sportifs (figure 23, tableau XXV).

Afin de valider les données de force maximale manuelle, des mesures comparatives ont été réalisées **immédiatement** au cours d'une même séance, à trois minutes d'intervalle, et **15 jours plus tard**. Le temps de récupération entre les deux mesures immédiates est suffisant car l'exercice bref demandé (4 s) est de type anaérobie alactique. Il apparaît que les doubles mesures tant immédiates (3 min) que tardives (15 jours) montrent une excellente reproductibilité (figures 42 et 43). Celle-ci a été également vérifiée dans la littérature avec des résultats similaires à ceux de ce travail (HELLIWELL et al 1987, FRANSSON et WINKEN 1991). Les mesures de ces trois variables peuvent désormais être valablement interprétées, ce sera l'objet d'une analyse ultérieure.

A l'approche de la fin de l'exercice progressif, alors que la sensation subjective semble favorable à la poursuite de l'effort, le sujet ne peut plus maintenir la puissance exigée. Pour mieux comprendre le contraste entre l'optimiste sensation subjective de pouvoir poursuivre l'exercice, et l'impuissance à maintenir la vitesse et la charge imposée, nous avons réalisé une étude électromyographique de différents muscles. Compte tenu de l'implication du deltoïde et du triceps, cités par certains auteurs (SANDERSON et SOMMER 1985, HABURN et al 1986), il semble également que d'autres muscles participent directement et indirectement à l'action de propulsion des roues. Le trapèze a surtout un rôle stabilisateur alors que le deltoïde antérieur, le biceps et le triceps brachial participent à la propulsion.(VEEGER et al 1988). Par contre, le deltoïde moyen aurait une action de contrôle de l'angle du bras et ramènerait l'épaule lors de la phase oscillante. D'après les observations et les sensations subjectives de quelques uns d'entre nous (EP, MG, EA, TD), il semble que les muscles de l'avant bras 1er et 2ème radiaux ainsi que le pectoral participent activement à la propulsion.

Les muscles choisis dans cette étude sont les suivants : deltoïde, trapèze, pectoral et, 1er et 2ème radiaux. Du fait de difficultés techniques, des mesures sur le sterno-cleido-mastoïdien et le grand dorsal n'ont pu être interprétées.

Pour étudier la fatigue musculaire, nous avons choisi une technique qui consiste à analyser l'évolution du rapport de la haute et de la basse fréquence à partir de l'enregistrement de l'activité électrique des muscles choisis (JONES et al 1979, KOMI et TESCH 1979, BIGLAND-RITCHIE et al 1981, MATON 1981, MOXHAN et al 1982, EBERSTEIN et BEATTIE 1985, ROS et al 1986, LUTTMAN et al 1988, BOUISSOU et al 1989, COARASA et al 1989, BADIER et al 1991, MERLETTI 1991, HAGG 1992, HANSSON et al 1992). Pour essayer de valider une partie de cette technique, nous avons comparé les tracés obtenus sur le trapèze par deux lecteurs différents. L'étude statistique réalisée sur le trapèze (figure 44) montre que les différences d'interprétation entre les deux lecteurs peuvent être considérées comme nulles. Les résultats pourront donc être valablement discutés.

2) Réponses ventilatoire, cardio-circulatoire, métabolique et musculaire chez des personnes valides et handicapées au cours de l'exercice dynamique progressif.

La littérature est riche en résultats concernant les valeurs du maximum de $\dot{V}O_2$, de la fréquence cardiaque, de la ventilation et de la puissance atteinte lors d'exercices réalisés avec les membres supérieurs. Cependant, le type d'ergomètre utilisé ainsi que les modalités des tests d'exercices sont différents. Beaucoup d'équipes de recherche utilisent des cyclo ergomètres à manivelles (STENBERG et al 1967, DAVIES et al 1974, BAR-OR O. et ZWIREN 1975, REYBROUCK et al 1975, MAGEL et al 1978, WICKS et al 1978, GLASER et al 1980, SAWKA et al 1983, PIMENTAL et al 1984, TAYLOR et al 1986, PITETTI et al 1987, DI CARLO et al 1988, PIVARNIK et al 1988, HOPMAN et al 1993). Les mouvements effectués lors de l'utilisation des manivelles se font cycliquement mais de façon plus régulière que les actions sur les mains courantes du fauteuil (SANDERSON et SOMMER 1985; LEES 1987). De plus, il existe une grande différence du point de vue technique et biomécanique. Le travail effectué par les membres supérieurs lors de la propulsion du fauteuil, peut s'analyser de la façon suivante :

- une phase de poussée, pendant laquelle l'action des bras provoque une rotation de la roue

puis

- une phase où les mains quittent les "mains courantes" du fauteuil (trajet aérien), pour revenir se repositionner pour une nouvelle poussée.

Ce type de mouvement est donc à la fois **alternatif et discontinu**. En outre, il paraît important de remarquer que, les muscles des bras, de même que ceux de la ceinture scapulaire, participent au mouvement (DAVIES et SARGEANT 1974). Or, beaucoup d'autres muscles, ceux des régions déjà citées, mais en plus ceux du tronc participent à la statique et au gainage des différentes articulations (SANDERSON et

SOMMER 1985; VEEGER et al 1988). Ceci permet aux forces exercées sur les roues de trouver des points d'appuis. Or, malgré ces remarques, la propulsion du fauteuil roulant exige la participation d'une faible masse musculaire des membres supérieurs, dont la capacité d'exercice est beaucoup plus limitée que celle des membres inférieurs. En conséquence, le niveau maximal d'exercice réalisé avec les membres supérieurs est très diminué comme on s'en aperçoit (figure 29). Cette diminution est la conséquence d'une part, de la faible masse musculaire et d'autre part, d'un sédentarisme important qui diminue sensiblement les réponses cardio-respiratoire et métabolique (ASTRAND et RYHMING 1954, JEHL et al 1988, MONOD et FLANDROIS 1990, NOREAU ET SHEPHARD 1992). Peu de travaux de recherche sont consacrés aux mesures des puissances maximales et du maximum de $\dot{V}O_2$ en utilisant des fauteuils roulants ergomètres (GLASER et al 1980, SAWKA et al 1981, MILES et al 1982, COUTTS et al 1983, HADJ YAHMED 1987, NIESING et al 1990, PREDINE 1990, GIMENEZ et al 1991, BERNARD et al 1992, GIMENEZ et al 1992 (b), NOREAU et SHEPHARD 1992, VEEGER et al 1992 (b)). Dans ce travail, nous avons comparé des sujets valides à des sujets paraplégiques. En effet, d'autres pathologies peuvent momentanément obliger des personnes à utiliser ce type de locomotion. Nous avons donc analysé d'une part, les réponses ventilatoire, cardio-circulatoire et métabolique au niveau maximal et d'autre part, au cours des paliers sub-maximaux de l'exercice progressif.

Les puissances maximales tolérées observées dans ce travail montrent, chez les valides, une différence entre les hommes et les femmes. Ces dernières ont des puissances moyennes significativement plus basses, le coefficient de variation est de 28 % avec des extrêmes de 20 à 60 W. Cette dispersion est la conséquence de différences de niveau de pratique physique. La valeur de 20 W correspond à la personne la moins entraînée et sédentaire depuis plus de 2 ans. A l'opposé, la valeur de 60 W correspond à une athlète d'aviron très bien entraînée. Il est donc indispensable de préciser le niveau de pratique physique afin qu'il soit pris en considération dans les formules de régression pour le calcul théorique des puissances maximales (tableaux XXVI et

XXVII). La PMT moyenne des femmes représente 62 % de celle des hommes. Si on exprime la PMT en watts par kg de poids corporel, l'écart se réduit (73 %). Il est difficile de comparer les valeurs de PMT des femmes de notre étude à celles de la littérature, car les travaux sont rares (FALKEL et al 1986, VEEGER et al 1991 (a), NOREAU et SHEPHARD 1992). Les travaux de VEEGER et al (1991) utilisant un tapis roulant et un système qui permet de mesurer la puissance lors du test, font apparaître des données chez 4 femmes, valides et handicapées. La puissance maximale est de 39 ± 15 W, cette valeur moyenne est comparable à celle que nous avons obtenue chez 24 femmes valides (tableau XI). On trouve ensuite, une deuxième étude comparant les femmes et les hommes (FALKEL et al 1986) lors de tests réalisés sur un ergomètre à manivelle. Ce travail a montré que la puissance maximale des femmes ne représente que 77 % de celle des hommes. De plus, la PMT des membres supérieurs obtenue chez les femmes à l'aide de l'ergomètre à manivelle, n'atteint que 46 % de celle réalisée avec les membres inférieurs sur cyclo-ergomètre (FALKEL et al 1986). Dans notre travail, comme l'illustre le tableau XXX, le rapport manivelle / membres inférieurs est de 50 % alors que celui fauteuil / membres inférieurs n'est que de 23 %. Les raisons de ces différences seront discutées plus tard lors de l'interprétation des réponses métaboliques.

Si le nombre de travaux de la littérature sont peu nombreux sur les femmes, ils sont un peu plus fréquents pour l'homme. En effet, le tableau XXXIII résume une partie des différentes études consacrées aux réponses cardio-respiratoire et métabolique. Les puissances moyennes observées varient de 10 à 120 W selon la spécialité sportive considérée et le niveau d'entraînement. Nos résultats moyens se situent à 62 ± 19 W pour les hommes valides et à 81 ± 29 W pour les handicapés.

TABLEAU XXXIII
COMPARAISON DU MAXIMUM DE $\dot{V}O_2$, DE LA FREQUENCE
CARDIAQUE ET DE LA PUISSANCE MAXIMALE OBSERVES LORS DE
L'EXERCICE SUR FAUTEUIL ROULANT ERGOMETRE CHEZ DES
PARAPLEGIQUES (DONNEES DE LA LITTERATURE).

AUTEURS	A P	n (ISMG)	MAXIMUM DE $\dot{V}O_2$			
			ml/min	ml/min/kg	FC	(W)
MILES et al (1982)	Basket	8 (?)	2760	39	?	102
WICKS et al (1983)	NS	11 (II)	1550	22,0	172	34
		10 (III)	1950	27,8	178	41
		17 (IV)	2020	31,2	177	42
		10 (V)	2160	36,1	178	40
COUTTS et al (1983)	NS	3 (II)	1720	22,3	167	48
		4 (IV)	1590	37,6	190	89
		3 (V)	2190	33,7	188	68
COUTTS (1984)	Marathon	3 (IV-V)	3040	43,9	193	100
	NS	3 (IV-V)	2300	31,6	183	79
COUTTS et STOGRYN (1987)	Marathon	1 (III)	3430	50,7	188	113
	Marathon	1 (IV)	3180	37,2	177	120
	Marathon	1 (V)	2940	47,0	204	114
VEEGER et al (1991) (a)	Sportifs	6 (II)	1840	23,0	170	66
	Sportifs	10 (III)	1970	26,8	175	80
	Sportifs	13 (IV)	2420	36,9	182	85
	Sportifs	7 (V)	2380	40,6	182	93
Ce travail (1993)	Pratiquants	4 (III-V)	1325	18,3	180	43
	Sportifs	11 (III-V)	2317	33,8	180	96

AP = Activité Physique, n = nombre de sujets et entre parenthèse classification ISMG (International Stoke Mandeville Games), W = Puissance maximale, NS = Non Spécifié.

Comme le montre le tableau XI, il existe une différence de puissance significative entre les deux groupes d'hommes valides et handicapés. A l'intérieur de ces deux populations, des sous-groupes sont établis à partir du niveau de pratique physique. Cette distinction met en évidence un accroissement des PMT moyennes au fur et à mesure que le nombre d'heures de pratique physique augmente. La PMT des valides sédentaires ne représente que 39 % de celle des sportifs valides (tableau XVI). Il en est de même pour les handicapés, les pratiquants ont une PMT qui représente 44 % de celle observée chez les sportifs handicapés. Nos résultats sont similaires à ceux de la littérature. A un haut niveau d'entraînement, les puissances maximales observées chez les handicapés sont significativement plus élevées que celles des valides. Il est probable, que cette différence ne soit pas due exclusivement au degré d'entraînement, mais qu'elle puisse être influencée aussi par la spécificité de la motricité en fauteuil ergomètre. Le meilleur rendement brut observé chez les sportifs handicapés en est une illustration.

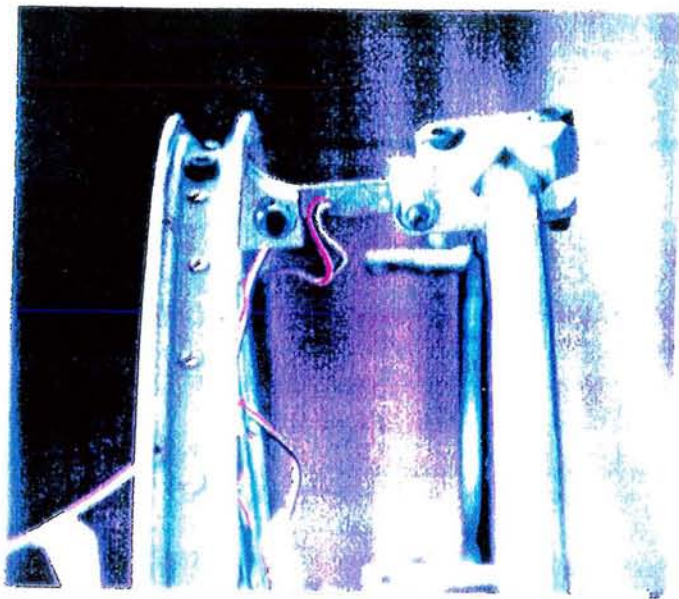
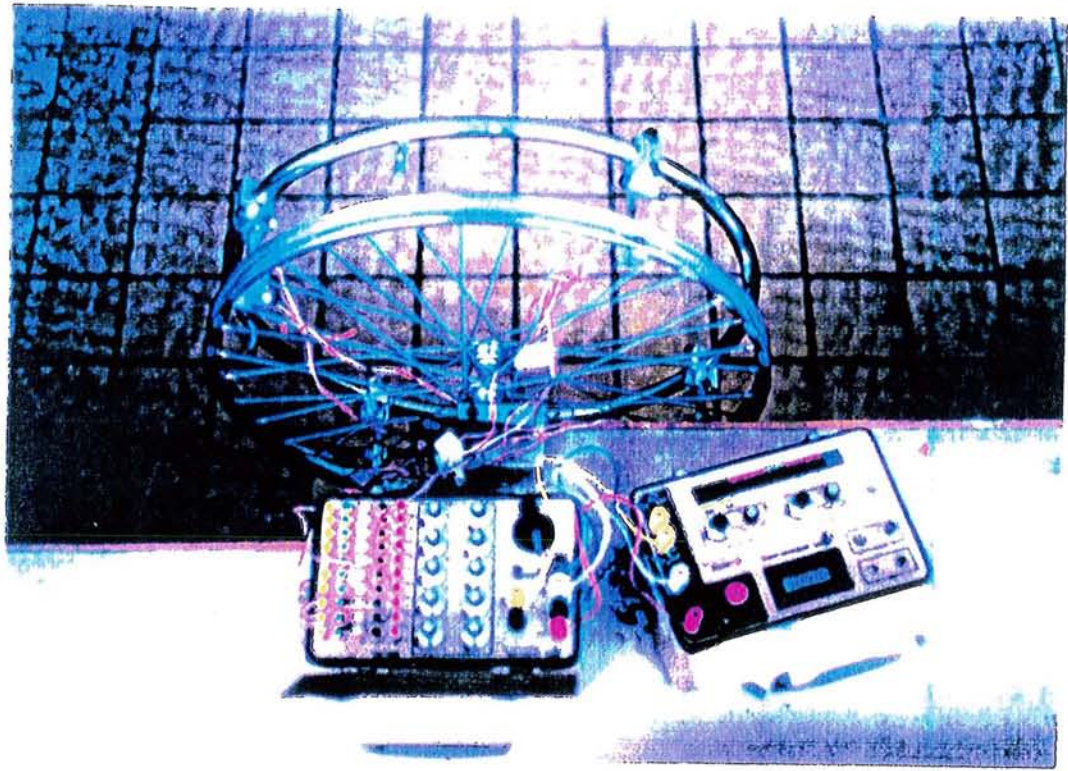
Comme le montre la figure 29, la puissance maximale atteinte avec les membres supérieurs ne représente que 1/4 de celle obtenue avec les membres inférieurs. Pour la $\dot{V}O_2$, ce rapport est de 2/3 en faveur des membres inférieurs (figure 32). De ce fait, le rendement brut musculaire (VEEGER et al 1992 (c)) est bien en dessous (10 %) de la valeur traditionnellement observée au niveau maximal avec les membres inférieurs (22,5 %). Les valeurs moyennes du maximum de $\dot{V}O_2$ sont en accord avec les données de la littérature tant chez les sujets valides, hommes et femmes, que chez les handicapés (tableaux XXXIII, SAWKA et al 1980, CHIGNON 1984, JEHL et al 1985, GASS et CAMP 1987, HILBERS et WHITE 1987, ELLENBERG et al 1989, NOREAU et SHEPHARD 1992). Il existe, dans ce travail, une relation quasi linéaire entre la $\dot{V}O_2$ et la puissance dans les groupes de sujets valides et handicapés pris séparément (figures 15 et 19). Ceci traduit indirectement le bon fonctionnement de notre fauteuil ergomètre et la qualité du test d'exercice employé. Par contre, si on compare les sportifs valides et handicapés, on observe, à partir de 60 W (figure 23), une

différence de consommation d'oxygène pour un même niveau d'exercice. Cet écart s'accroît lentement mais progressivement pour atteindre une valeur maximale de 15 % au niveau de la PMT des sportifs valides. Malgré une PMT plus élevée, le maximum de $\dot{V}O_2$ est significativement plus bas chez les sportifs handicapés que chez les sportifs valides. Ces faits indiquent clairement que le travail réalisé avec les membres supérieurs est plus complexe à analyser que celui effectué avec les membres inférieurs.

Pour mieux comprendre ces phénomènes, **nous avons filmé à l'aide d'un caméscope les sujets pendant la réalisation des tests.** Lorsque les puissances sont faibles, les sujets sont confortablement assis dans le fauteuil, le dos bien appuyé, le travail est assuré en grande partie par les membres supérieurs. Au delà d'un certain seuil de puissance, que l'on pourrait considérer proche ou comme le "seuil anaérobie" on observe, principalement chez les sujets valides, une flexion du tronc par projection en avant de la cage thoracique. La diminution de l'angle tronc cuisses peut atteindre ou dépasser 45° vers la fin de l'exercice. C'est à partir de là, que cliniquement, on remarque une plus importante activation de muscles tels que les abdominaux, le grand dorsal, le trapèze, les pectoraux et le sterno-cleïdo-mastoïdien. A ceci, vient s'ajouter l'accroissement progressif de la FAM (figures 12, 16 et 20). Aux niveaux sub-maximaux, les sujets sportifs ont des valeurs de FAM significativement plus basses que les autres sujets. Mais, malgré des PMT très différentes, les écarts de FAM ne sont pas significatifs entre les groupes (tableaux 17, 23 et 25). Ces observations pourraient mettre en évidence une différence de la force manuelle des sujets. En effet, nous avons noté une bonne corrélation (figure 41) entre la force manuelle et la PMT. Il semblerait que l'entraînement en fauteuil roulant puisse améliorer non seulement la force manuelle des sujets, mais également la puissance maximale tolérée. Ce dernier point n'a pas été vérifié dans ce travail. Pour essayer de mieux quantifier les efforts instantanés mis en jeu lors de la propulsion des roues du fauteuil, nous avons réalisé un prototype.

Il permet pour le moment, à l'aide de jauges de contraintes, de mesurer en laboratoire (photos 6 et 7), la force de poussée appliquée sur la main courante du fauteuil (DUQUESNE et GUILLORY 1992). Les premiers résultats montrent que, lorsque l'on attrape la main courante pour exercer une poussée, la conséquence qui en résulte est une action négative de freinage. Alors qu'en employant la technique de propulsion des sportifs handicapés : le "boxing", cette phase négative disparaît.

D'autres remarques concernant les aspects biomécaniques sont encore à signaler. En effet, on s'aperçoit qu'à partir de 60 % de la PMT, surtout chez les valides, la FAM augmente plus rapidement. Ceci accroît la masse musculaire utilisée pour la propulsion et par conséquent la consommation d'oxygène (figures 12, 16, 20, 47 et 48). Ces impressions cliniques ont motivé, pour les objectiver, l'examen de la fatigue musculaire mesurée électromyographiquement. La diminution du rapport de la haute sur la basse fréquence électromyographique (H / L) intervient à partir de 30 W pour les sportifs valides, et à 50 W pour les handicapés, puis le rapport se réduit progressivement avec l'accroissement des puissances (figure 46). Les sujets non sportifs valides voient leurs rapport H / L chuter plus rapidement que les sportifs valides (figure 45). Bien que les sportifs aient une PMT supérieure, le rapport H / L à la PMT est sensiblement le même dans les deux groupes, témoignant d'une coopération sincère des sujets. Le tableau XXXII, indique la présence d'une fatigue électromyographique des quatre muscles squelettiques testés : le trapèze, le deltoïde moyen, le pectoral et les radiaux. La participation de ces différents muscles à la propulsion des roues du fauteuil est également mentionnée dans la littérature (GOSWAMI et al 1986, HARBURN et SPAULDING 1986, WALSH et al 1986, THEVENIN-LEMOINE et al 1987, VEEGER et al 1989, Van der WOUDE et al 1989 (b), VEEGER et al 1991 (b)).



Des travaux précédents (ZWIREN et BAR-OR 1975, MILES et al 1982) indiquent que les sujets utilisateurs de fauteuil roulant avaient une fonction pulmonaire en dessous de la normale, de même qu'une diminution de leur capacité aérobie. Chez les sujets valides la plupart des auteurs s'accordent à dire que la ventilation n'est pas un facteur de limitation de l'exercice maximal (ASTRAND et RYHMING 1954, MONOD et FLANDROIS 1990, LE CLAIRE et al 1992, SALTIN et STRANGE 1992). En effet, on sait que la ventilation à l'exercice maximal ne représente qu'environ 60 % de la ventilation maximale minute mesurée au repos. (ASTRAND et RYHMING 1954, GIMENEZ et al 1981, MOHAN-KUMAR et GIMENEZ 1984, MONOD et FLANDROIS 1990). Ces pourcentages varient avec l'âge, les enfants ayant les rapports les plus élevés (MOHAN-KUMAR et GIMENEZ 1984). Cependant, on ne sait pas si les athlètes handicapés ont des performances physiques compromises par la diminution de la fonction pulmonaire. Dans notre travail, nous nous sommes intéressés à la réponse ventilatoire, d'une part au cours de l'exercice progressif et d'autre part à la PMT. Chez les sujets valides hommes, de différents niveaux de pratique physique, la figure 13 compare l'évolution des valeurs moyennes de la ventilation au cours de l'exercice progressif. Comme pour les sujets normaux, travaillant avec les membres inférieurs, pour un même niveau sub-maximal d'exercice, la ventilation est significativement plus basse chez les sportifs que chez les pratiquants et les sédentaires. A la PMT, les valeurs de la ventilation maximale sont plus élevées chez les sportifs que chez les deux autres groupes (tableau XVI). Il semblerait donc que l'entraînement par "interval training" en fauteuil roulant soit susceptible d'améliorer la puissance maximale et la ventilation maximale à l'exercice (MILES et al 1982). Les remarques précédentes sont également valables pour le groupe des handicapés (figure 17); en effet l'écart de ventilation maximale à l'exercice est du simple au double (tableau XVII). Ceci est en accord avec les travaux de notre laboratoire qui ont montré chez les valides et pulmonaires chroniques que l'entraînement avec l'exercice en "créneaux" fait progresser la ventilation maximale à l'exercice, la ventilation maximale au repos, les débits de pointe

et les pressions respiratoires maximales, inspiratoire et expiratoire (GIMENEZ et al 1982 (a), GIMENEZ et al 1987). En fait ce type d'entraînement augmente la force et l'endurance des muscles ventilatoires parallèlement à l'amélioration de la force et de l'endurance des muscles squelettiques (GIMENEZ et al 1982 (b), MILES et al 1982, GIMENEZ et al 1987, LONSDORFER et al 1989, GIMENEZ et al 1992). Enfin, l'étude comparative de la ventilation, chez des sportifs valides et handicapés montre au cours de l'exercice progressif que ces derniers, malgré une valeur plus élevée de PMT, ont à partir de 40W des valeurs plus faibles de ventilation (figure 21). Comme les caractéristiques physiques des deux groupes sont comparables (tableau XXIV), ceci pourrait indiquer une limitation de la ventilation maximale qui s'accompagne aussi d'une diminution de la fréquence ventilatoire à la PMT (tableau XXV) . Cette hypothèse mériterait d'être vérifiée d'autant plus que la fatigue (H/ L) des muscles accessoires de la ventilation (trapèze et pectoral), s'accroît progressivement au cours de l'exercice. Elle atteint des valeurs de fatigue extrême à la PMT. Ces résultats sont en faveur de l'hypothèse d'une fatigue des muscles ventilatoires avec comme conséquence une éventuelle réduction de la ventilation.

Cette dernière éventualité pourrait aussi, expliquer la diminution du maximum de $\dot{V}O_2$ constatée chez les sportifs handicapés par rapport aux valides sportifs. En effet, les valeurs absolues et relatives de la $\dot{V}O_2$ (rapport au poids corporel) sont significativement plus basses malgré une PMT plus élevée. Aussi, le transport de l'oxygène, interprété par le pouls en oxygène, se trouve significativement abaissé à la PMT chez les handicapés. Cette diminution de la prise d'O₂ et donc de la disponibilité d'oxygène au niveau tissulaire (HONIG et al 1992, contraste avec une PMT significativement plus élevée chez les handicapés sportifs. Cette apparente baisse de transport de $\dot{V}O_2$ pourrait être en rapport avec la diminution de la ventilation constatée, et également avec les altérations circulatoires des membres inférieurs paralysés. Comme les FC maximales sont comparables chez les deux groupes de sujets sportifs, on peut supposer que le débit cardiaque maximal a plafonné. Dans ce cas, la seule

possibilité d'une plus grande performance physique des sportifs handicapés ne peut être due qu'à une sensible augmentation de la différence artério veineuse. Ceci suggère indirectement l'existence d'une meilleure qualité musculaire des membres supérieurs c'est à dire meilleur circulation capillaire musculaire, plus de myoglobine, plus de surfaces mitochondriales et donc d'enzymes oxydatives. Ces faits sont constatés expérimentalement chez l'animal après un séjour en altitude (BANCHERO et al 1976, GIMENEZ et al 1977) ou un entraînement en altitude (GIMENEZ et al 1992 (a)).

V) CONCLUSIONS

1) Pour mesurer la réponse cardio-respiratoire et le rendement mécanique de l'exercice en fauteuil roulant, un prototype de fauteuil-ergomètre a été validé à l'Unité 14 I.N.S.E.R.M. Il s'agit d'un fauteuil roulant, disposant d'un axe, avec trois pignons de diamètres différents qui permettent la démultiplication de la vitesse de pédalage de l'ergomètre. Celui-ci est l'ergomètre universel de FLEISCH dont les puissances varient avec la fréquence de pédalage et qui est équipé d'un frein mécanique de PRONY. Par une chaîne, le fauteuil est relié à l'axe du pédalier de l'ergomètre. Un volant d'inertie, est raccordé, par une courroie crantée, à l'axe du fauteuil.

2) Les frottements des deux chaînes, pouvant faire varier les puissances indiquées par l'ergomètre, un étalonnage mécanique à la fois de l'ergomètre et aussi de l'ensemble fauteuil-ergomètre a été réalisé à trois vitesses : 30, 60, 90 rpm et à différentes puissances. Ces trois valeurs de rpm, du fait de la démultiplication utilisée, correspondent à 15, 30 et 45 tours de roues du fauteuil. En pédalage à vide ("0" W), l'étalonnage affiche respectivement 7,5 watts, 16,3 watts et 36,2 W à 30, 60 et 90 rpm. Pour des raisons, soit de force manuelle, soit de dépense énergétique, la vitesse de 60 rpm a été retenue.

3) Deux batteries de tests ont été réalisées avec le même ergomètre:

- l'une avec l'ergomètre de **FLEISCH** à 60 rpm comprenant un exercice progressif (30 W/3 min) avec les jambes et les "manivelles" avec les bras.

- l'autre avec le fauteuil ergomètre avec un test progressif de 10 watts toutes les deux minutes à 60 rpm. L'exercice débute à "0" W et les deux premiers paliers servent d'échauffement. Lors de ce test, le volant d'inertie est lancé par l'opérateur.

Le rapport de la puissance maximale atteinte par les membres supérieurs lors de l'exercice avec les manivelles en fonction de celle atteinte avec les membres inférieurs est de 50 %. Lorsque, ce même exercice utilise le fauteuil, ce rapport n'est plus que de 23 %. Le rendement brut ($R_b = \text{travail} / \text{dépense énergétique}$) au cours de la

propulsion en fauteuil-ergomètre est significativement plus bas (8,5 %) que lors de l'exercice avec les manivelles (14 %) et que le pédalage avec les membres inférieurs (22,5 %). En conséquence, le rapport $\dot{V}O_2$ fauteuil / membres inférieurs est supérieur (65 %).

4) L'analyse des doubles mesures :

- de l'exercice progressif (10 W / 2 min) réalisé chez 14 sujets à 15 jours d'intervalle;

- de la force manuelle maximale immédiate (3 min, n = 42) et tardive (15 jours, n = 12)

- et de la double lecture du rapport haute (H) et basse (L) fréquences électromyographiques (H / L, n = 17)

a montré une bonne reproductibilité pour : puissance maximale tolérée, fréquence cardiaque, maximum de consommation d'oxygène, fréquence d'actions manuelles, force manuelle maximale immédiate et tardive et du rapport H / L. Le "repeatability coefficient" donne les limites d'acceptabilité, pour des mesures ultérieures, réalisées dans les mêmes conditions et avec le même matériel.

5) Les **62 sujets** étudiés se répartissent de la façon suivante :

* **un groupe de sujets valides** des deux sexes.

- **24 femmes** dont 7 sédentaires, 12 pratiquantes et 5 sportives

- **23 hommes** dont 4 sédentaires, 14 pratiquants et 5 sportifs

* **un groupe de sujets handicapés** hommes uniquement composé de :

- **15 hommes** dont aucun sédentaire, 4 pratiquants, 11 sportifs.

6) Sujets valides : La PMT est significativement plus basse chez la femme que chez l'homme ; elle augmente progressivement dans les deux sexes avec le niveau de pratique physique.

Sujets handicapés : la PMT des sujets pratiquants ne représente que 50 % de celle observée chez les sportifs.

La comparaison des hommes valides et handicapés traduit une PMT significativement supérieure chez ces derniers, aussi bien pour l'ensemble du groupe (+ 23,5 %) que pour le sous-groupe de sportifs handicapés (+ 12 %). Malgré cette différence, le maximum de $\dot{V}O_2$ est significativement plus bas chez les sportifs handicapés (- 13 %) que chez les sportifs valides. Ces résultats, apparemment paradoxaux, peuvent être en partie expliqués par l'analyse des différents paramètres étudiés.

a) Au cours d'un exercice progressif, un film a été réalisé à l'aide d'un caméscope. Nous avons observé des variations d'inclinaison du tronc chez les sujets valides. Lorsque les puissances sont relativement basses, le dos est appuyé contre le dossier du fauteuil ergomètre, le travail est assuré en grande partie par l'action des membres supérieurs. Au delà d'environ 60% de la PMT, on note une flexion du tronc par projection en avant de la cage thoracique (45 ° max). Cette mobilisation supplémentaire de la musculature de la partie supérieure du corps, pour améliorer la propulsion, augmente la $\dot{V}O_2$ justifiant les valeurs basses du rendement brut musculaire décrit plus haut.

b) Tous les sujets lors de l'exercice progressif, augmentent leur FAM au fur et à mesure de l'accroissement de la puissance. Cependant, on note que les sportifs ont des valeurs plus basses de FAM, aux niveaux sub-maximaux que les autres sujets. Cette différence n'existe plus à la PMT. Ces observations indiqueraient que la force manuelle est différente d'un groupe à l'autre. De plus, on observe une bonne corrélation positive et significative entre la PMT et la force manuelle.

c) Toujours chez les valides, à partir de 60 % de la PMT, la FAM augmente plus rapidement. Ces impressions cliniques ont motivé l'examen de la fatigue musculaire mesurée électromyographiquement. La diminution du rapport haute/basse fréquences électromyographiques (H / L) intervient à partir de 30 W pour les sportifs

valides, et de 50 W pour les sportifs handicapés. Les sujets valides non sportifs voient leur rapport H / L chuter plus rapidement que les valides sportifs. Au niveau maximal, le rapport H / L est sensiblement le même dans les deux groupes malgré une PMT plus élevée chez les sportifs. Chez tous les sujets testés, le trapèze, le deltoïde moyen, le pectoral et les radiaux montrent une fatigue électromyographique ($H / L < 85 \%$).

d) Les paraplégiques peuvent avoir une fonction pulmonaire et une capacité aérobie en dessous de la normale. Cependant, on ne sait pas si les athlètes handicapés ont des performances physiques compromises par la diminution de la fonction pulmonaire. Dans notre travail, la réponse ventilatoire a été étudiée d'une part au cours de l'exercice progressif et d'autre part à la PMT. Comme pour les sujets normaux travaillant avec les membres inférieurs, pour un même niveau submaximal d'exercice, la ventilation est significativement plus basse chez les sportifs que chez les pratiquants ou sédentaires. A la PMT, les valeurs de la ventilation maximale sont plus élevées chez les sportifs que chez les deux autres groupes. L'entraînement est susceptible d'améliorer la PMT et la ventilation maximale à l'exercice chez les valides. Les remarques précédentes paraissent également valables pour le groupe des handicapés : l'écart de $\dot{V}E$ à l'exercice maximal, entre pratiquants et sportifs handicapés va du simple au double . Ceci est en accord avec les travaux de notre laboratoire qui ont montré chez des valides et des pulmonaires chroniques une amélioration de la force et de l'endurance des muscles respiratoires après entraînement. Enfin, les sportifs handicapés ont des valeurs plus faibles de ventilation au cours de l'exercice progressif et à la PMT. Comme les caractéristiques physiques des deux groupes sont comparables, mais que la PMT est plus élevée chez les sportifs handicapés, ceci pourrait indiquer une limitation de $\dot{V}E$ max avec aussi une diminution de la fréquence ventilatoire à la PMT. Cette hypothèse mériterait d'être vérifiée, d'autant que, la fatigue (H/ L) des muscles accessoires de la ventilation (trapèze et pectoral), s'accroît progressivement au cours de l'exercice. Elle atteint des valeurs de fatigue extrême à la PMT. Ces résultats sont en

faveur de l'hypothèse d'une fatigue des muscles ventilatoires avec comme conséquence une éventuelle réduction de la ventilation.

Cette dernière éventualité pourrait aussi, expliquer la diminution du maximum de $\dot{V}O_2$ constatée chez les sportifs handicapés par rapport aux valides sportifs. En effet, les valeurs tant absolue que relative (rapport au poids corporel) de la $\dot{V}O_2$ sont significativement plus basses. Aussi, le transport de l'oxygène (pouls en oxygène) est abaissé à la PMT chez les handicapés sportifs. Cette diminution de la prise d' O_2 , donc de la disponibilité d'oxygène au niveau tissulaire, contraste avec une PMT significativement plus élevée chez les handicapés sportifs. Cette apparente baisse de transport d' O_2 pourrait être en rapport avec la diminution de la ventilation constatée, et également avec les altérations circulatoires des membres inférieurs paralysés. Comme les FC maximales sont comparables dans les deux groupes de sujets sportifs, on peut supposer que le débit cardiaque maximal a plafonné. Dans ce cas, la seule possibilité d'une plus grande performance physique des sportifs handicapés ne peut être due qu'à une sensible augmentation de la différence artério veineuse. Ceci suggère indirectement l'existence d'une meilleure "qualité musculaire" des membres supérieurs .

V) BIBLIOGRAPHIE

ASTRAND P.O., RYHMING I.

A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during sub-maximal work.

J. Appl. Physiol., 7 : 218-222, 1954.

BADIER M., GUILLOT C., JAMMES Y.

Changes in power spectral density function of different skeletal or respiratory muscles during sustained voluntary contractions.

Association des Physiologistes. Aspects biochimiques et physiologiques. In : La fatigue musculaire. Masson ed. 1991.

BANCHERO N., GIMENEZ M., ROSTAMI A., EBY S.

Effects of simulated altitude on O₂ transport in dogs.

Respir. Physiol., 27 : 305-321, 1976.

BAR-OR O., ZWIREN L.D.

Maximal oxygen consumption test during arm exercise - reliability and validity.

J. Appl. Physiol. 38 : 424-426, 1975.

BERNARD P.L., PERUCHON E., MICALLEF J.P.

Remarques préliminaires de la recherche d'une méthode d'évaluation du comportement fonctionnel de sportifs paraplégiques.

Cinésiologie 31 : 259-265, 1992.

BIGLAND-RITCHIE B., DONOVAN E.F., ROUSSOS C.

Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal effort.

J. Appl. Physiol., 51 : 1300-1305, 1981.

BLAND J.M., ALTMAN D.G.

Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.

The Lancet, February 8 : 307-311, 1986.

BOUISSOU P., ESTRADE P.Y., GOUBEL F., GUEZENNEC C.Y., SERRURIER B.
Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise.

J. Appl. Physiol. 67 : 1245-1249, 1989.

CASABURI R., BARSTOW T.J., ROBINSON T., WASSERMAN K.

Dynamic and steady-state ventilatory and gas exchange responses to arm exercise.

Med. Sci. Sports Exerc. 24 : 1365-1374, 1992.

CHIGNON J.C.

Intérêt de la consommation maximale d'oxygène en rééducation fonctionnelle et sa détermination($\dot{V}O_2$ max.)

J. Réadapt. Méd., 4 : 178-181, 1984.

COARASA LIRON DE ROBLES A.C., VILLARROYA APARICIO A., ROS MARR., MOROS GARCIA M.T.

Respuesta eléctrica en el musculo fatigado.

Archivos de Medicina del Deporte, 6 : 41-45, 1989.

COOPER K.H.

A mean of assessing maximal oxygen intake

J. Am. Med. Ass., 203 : 201-204, 1968.

COUTTS K.D., RHODES E.C., McKENZIE D.C.

Maximal exercise responses of tetraplegics and paraplegics.

J. Appl. Physiol. 55 : 479-482, 1983.

COUTTS K.D.

Elite wheelchair marathoners.

In : Sport and Disabled Athletes, C Sherril (Ed.). Champaign, IL : Human Kinetics Publishers, 1984.

COUTTS K.D., STOGRYN J.L.

Aerobic and anaerobic power of Canadian wheelchair track athletes.

Med. Sci. Sports Exerc. 19 : 62-65, 1987.

COUTTS K.D.

Dynamics of wheelchair basketball.

Med. Sci. Sports Exerc. 24 : 231-234, 1992.

COWELL L.L., SQUIRES W.G., RAVEN P.B.

Benefits of aerobic exercise for the paraplegic : a brief review.

Med. Sci. Sports Exerc., 18 : 501-508, 1986.

DAVIES C.T.M., SARGEANT A.J.

Physiological responses to standardised arm work

Ergonomics. 17 : 41-49, 1974.

DAVIS G.M.

Exercise capacity of individuals with paraplegia

Med. Sci. Sports Exerc. 25 : 423-432, 1993.

DI CARLO S.E.

Effect of arm ergometry training on wheelchair propulsion endurance of individuals with quadriplegia.

Physical Therapy, 68 : 40-44, 1988.

DUQUESNE B., GUILLORY P.

Mesure de l'effort propulsif instantané sur la roue d'un fauteuil roulant.

Travaux de projet : Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et des Microtechniques, Beasancon, 1992.

EBERSTEIN A, BEATTIE B.

Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue.

Muscle and Nerve, 8 : 768-773, 1985.

ELLENBERG M., MacRITCHIE M., FRANKLIN B., JOHNSON S., WRISLEY D.

Aerobic capacity in early paraplegia : implications for rehabilitation.

Paraplegia, 27 : 261-268, 1989.

FALKEĹ J.E., SAWKA M.N., LEVINE L., PANDOLF K.B.

Upper body exercise performance : Comparison between women and men.
Ergonomics, 29 : 145-154, 1986.

FLANDROIS R., GRANDMONTAGNE M., GERIN H., MAYET M.H., JEHL J.L.,
EYSSETTE M.

Aerobic performance capacity in paraplegic subjects.
Eur. J. Appl. Physiol., 55 : 604-609, 1986.

FRANKLIN B.A., SWANTEK K.I., GRAIS S.L., JOHNSTONE K.S., GORDON S.,
TIMMIS G.C.

Field test estimation of maximal oxygen consumption in wheelchair users.
Arch. Phys. Med. Rehabil., 71 : 574-578, 1990.

FRANSSON C., WINKEN J.

Hand strength : the influence of grip span and grip type.
Ergonomics, 34 : 881-892, 1991.

GASS G.C., CAMP E.M.

Physiological characteristics of trained Australian paraplegic and tetraplegic subjects.
Med. Sci. Sports Exerc. 11 : 256-259, 1979.

GASS G.C., CAMP E.M.

Maximum physiological responses during incremental wheelchair and arm cranking
exercise in male paraplegics.
Med. Sci. Sports Exerc. 16 : 355-359, 1984.

GASS G.C., CAMP E.M.

Effects of prolonged exercise in highly trained traumatic paraplegic men.
J. Appl. Physiol. 63 : 1846-1852, 1987.

GIMENEZ M., SANDERSON R.J., REISS O., BANCHERO N.

Effect of altitude on myoglobin and mitochondrial protein in canine skeletal muscle.
Respiration, 34 : 278-284, 1977.

GIMENEZ M., SALINAS W., SERVERA A., KUNTZ C.

VO₂ max. during progressive and constant bicycle exercises in sedentary men and women.

Eur. J. Appl. Physiol., 46 : 237-248, 1981

GIMENEZ M., SERVERA E., SALINAS W.

Square-Wave Endurance Exercise Test (SWEET) for training and assessment in trained and untrained subjects. I) Description and cardiorespiratory responses

Eur. J. Appl. Physiol., 49 : 359-368, 1982.

GIMENEZ M., CERECEDA V., TECULESCU D., AUG F., LAXENAIRE C.

Square-Wave Endurance Exercise Test (SWEET) for training and assessment in trained and untrained subjects. III) Effect on VO₂ max and maximal ventilation.

Eur. J. Appl. Physiol., 49 : 379-387, 1982.

GIMENEZ M., PONZ J.L., RODRIGUEZ F., DELORME N., POLU J.M.

Effect of high and low intensity of endurance training in patients with chronic airway obstruction.

Am. Rev. Respir. Dis. (135) : n°4, A362, 1987.

GIMENEZ M., PREDINE E., MARCHAND M., KITTSTEIN G.

Validation d'un fauteuil-roulant ergomètre pour la mesure de la réponse cardio-respiratoire et le rendement mécanique.

Arch Int Physiol Bioch et Biophysique , 99, A102 ; 1991

GIMENEZ M., MARTINEZ-SAGASTI F., PERISET A., ESCANERO J.F., VERGARA P., SAUNIER C.

Effect of physical training in hypoxia and its recovery in air on the physical performance of the rat.

International congress on Mountain sports session : Physiology of Mountain Sports, Chamonix 2-4 february 1992.

Int. J. Sports Méd., 13 : 92 (Abstract), 1992. (a)

GIMENEZ M., PREDINE E., MARCHAND M., SERVERA E., PONZ J.L., J.M. POLU.

Implications of lower- and upper-limb training procedures in patients with chronic airway obstruction.

Chest, 101 : 279S-288S, 1992. (b)

GLASER R.M., FOLEY D.M., LAUBACH L.L., SAWKA M.N., SURYAPRASAD A.G.

An exercise test to evaluate fitness for wheelchair activity

Paraplegia 16 : 341-349, 1979.

GLASER R.M., SAWKA M.N., BRUNE M.F., WILDE S.W.

Physiological responses to maximal effort wheelchair and arm crank ergometry.

J. Appl. Physiol. 48 : 1060-1064, 1980. (a)

GLASER R.M., SAWKA M.N., YOUNG R.E., SURYAPRASAD A.G.

Applied physiology for wheelchair design.

J. Appl. Physiol. 48 : 41-44, 1980. (b)

GLASER R.M.

Metabolic and cardiopulmonary responses of older wheelchair dependent and ambulatory patients during locomotion.

Ergonomics 26 : 687-697, 1983.

GLASER R.M.

Exercise and locomotion for the spinal cord injured.

Exerc. Sport Sci. Rev. 13 : 263-303, 1985.

GOSWAMI A., GANGULI S., CHATTERJEE B.B.

Ergonomic analysis of wheelchair designs.

Clinical Biomechanics, 1 : 135-139, 1986.

HARBURN K.L., SPAULDING S.J.,

Muscle activity in the spinal cord-injured during wheelchair ambulation.

Am. J. Occup. Ther. 40, 629-636, 1986

HADJ YAHMED M.

Etude de la consommation maximale d'oxygène et du rendement mécanique de l'exercice des membres supérieurs chez la personne handicapée physique.

Thèse de 3^{ème} cycle STAPS, Paris, 1987.

HÄGG G.M.

Interpretation of E.M.G. spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction.

J. Appl. Physiol., 73 : 1211-1217, 1992.

HANSSON G.A., STROMBERG U., LARSSON B., OHLSSON K., BALOGH I., MORITZ U.

Electromyographic fatigue in neck/shoulder muscles and endurance in women with repetitive work.

Ergonomics, 35 : 1341-1352, 1992.

HELLIWELL P., HOWE A., WRIGHT V.

Functional assessment of the hand : reproducibility, acceptability, and utility of a new system for measuring strength.

Annals of the rheumatic diseases 46 : 203-208, 1987.

HILBERS P., WHITE T.

Effects of wheelchair design on metabolic and heart rate responses during propulsion by persons with paraplegia.

Physical therapy, 67 : 1355-1358, 1987.

HILDEBRANDT G., VOIGT E.D., BAHN D., BERENDES B., KROGER J.

Energy cost of propelling wheelchair at various speeds : cardiac response and effect on steering accuracy.

Arch. phys. med. rehabil. 51 : 131-136, 1970.

HONIG C.R., CONNETT R.J., GAYESKI T.E.J.

O₂ transport and its interaction with metabolism ; a systems view of aerobic capacity.

Med. Sci. Sports Exerc., 24 : 47-53, 1992.

HOPMAN. M.T.E., OESEBURG B., BINKHORST R.A.

Cardiovascular responses in persons with paraplegia to prolonged arm exercise and thermal stress.

Med. Sci. Sports Exerc., 25 : 577-583, 1993.

JEHL J.L., COUDERT J., GRANDMONTAGNE M., BOISSON D., EYSSETTE M.

Mesure directe de la consommation maximale d'oxygène chez le paraplégique sportif. A propos de 5 observations.

Ann. Readaptation Med. Phys., 28 : 5-12, 1985.

JEHL J.L., GERIN H., CAILLET F., PASTENE G., GRANMONTAGNE M., FLANDROIS R., BOISSON D., EYSSETTE M.

Aspects bioénergétiques de l'adaptation à l'exercice prolongé chez le paraplégique.

Ann. Readaptation Med. Phys., 31 : 131-140, 1988.

JONES D.A., BIGLAND-RITCHIE B., EDWARDS R.H.T.

Excitation frequency and muscle fatigue : mechanical responses during voluntary and stimulated contractions.

Experimental neurology, 64 : 401-413, 1979.

KESSLER K.M., PINA I., GREEN B., BURNETT B., LAIGHOLD M., BILSKER M., PALOMO A.R., MYERBURG R.J.

Cardiovascular findings in quadriplegic and paraplegic and in normal subjects.

Am. J. Cardiol., 58 : 525-530, 1986.

KOMI P.V., TESCH P.

EMG frequency spectrum, muscle structure and fatigue during dynamic contraction in man.

Eur. J. Appl. Physiol., 42 : 41-50, 1979.

LACOTE M., CHEVALIER A.M., MIRANDA A., BLETON J.P.

Evaluation clinique de la fonction musculaire.

Maloine : 2ème édition, 1990.

LEES (A.)

The effect of speed and load on the pushing technique used by racing wheelchair athletes.

Biomechanics XI: Proceeding of XI th International Congress on Biomechanics. Free University Press, Amsterdam, 1987 (abstr).

LEGER L., BOUCHER R.

An indirect continuous running multistage field test : the University Montreal Track test.

Can. J. Appl. Sports Sci., 5 : 77-84, 1980.

LONSDORFER J., BOGUI P., DAH C., PIGEARIAS B., LONSDORFER A., SOFO I., BUGUET A.

Améliorations cardio-respiratoires et métaboliques après un entraînement par exercices en créneaux.

Science & Sports, 4 : 161-164, 1989.

LUTTMAN A. JÄGER M., LAURIG W.

Surface electromyography in work-physiological field studies for the analysis of muscular strain and fatigue.

Electrophysiological kinesiology. Elsevier Science Publishers B.V. (Biomedical Division) : 301-323, 1988.

MAGEL J.R., WILLIAM D. McARDLE, MICHAEL T., DANIEL J. DELIO.

Metabolic and cardiovascular adjustment to arm training.

J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol. 45 : 75-79, 1978.

MATON B.

Aspects électromyographiques de la fatigue musculaire.

Kinésithérapie-Scientifique, 194 : 37-42, 1981.

Mc ARDLE W., KATCH F., PECHAR G.

Continuous and discontinuous treadmill and bicycle tests for max $\dot{V}O_2$.

Med. Sci. Sports, 5 : 156-160, 1973.

Mc CANN B.C.

Classification of the locomoter disabled for competitive sports : theory and practice.
Int. J. Sports Med. 5 : 167-170, 1984

MERLETTI R., LO CONTE L.R., ORIZIO C.

Indices of muscle fatigue.

Journal of Electromyography and Kinesiology.1 : 20-33, 1991.

MILES D.S., SAWKA M.N., WILDE S.W., DURBIN R.J., GOTSHALL R.W.,
GLASER R.M.

Pulmonary function changes in wheelchair athletes subsequent to exercise training.
Ergonomics 25 : 239-246, 1982.

MINOTTI J. R., JOHNSON E.C., HUDSON T.L., ZUROSKE G., FUKUSHIMA E.,
MURATA G., WISE E., CHICK T.W., ICENOGLE M.V..

Training-induced skeletal muscle adaptations are independent of systemic adaptations.
J. Appl. Physiol. 68 : 289-294, 1990.

MOHANKUMAR T., GIMENEZ M.

Maximal ventilation at rest and exercise in patients with various chronic pulmonary
diseases.

Respiration 46 : 291-302, 1984.

MONOD H., FLANDROIS R.

Physiologie du sport

Masson ed., Paris 1990.

MOXHAN J., EDWARDS R.H.T., AUBIER M., DETROYER A., FARKAS G.,
MACKLEM P.T., ROUSSOS C.

Changes in EMG power spectrum (high-to-low ratio) with force fatigue in humans.
J. Appl. Physiol., 53 : 1094-1099, 1982.

NIESING R., EIJSKOOT F., KRANSE R., den OUDEN A.H., STORM J., VEEGER
H.E.J., WOUDE L.H.V. van der, SNIJDERS C.J.

Computer-controlled wheelchair ergometer

Med. Biol. Comput. 28 : 329-338, 1990.

NOREAU L., SHEPHARD R.J.

Physical fitness and productive activity of paraplegics.
Sports Med., Training and Rehab., 3 : 165-181, 1992.

PETERSON KENDALL F., KENDALL Mc CREARY E.

Les muscles : bilan et étude fonctionnelle.
Maloine ed., Paris 1988.

PIERA J.B., PAILLER D.

Les handicapés physiques et le sport.
Encycl. Méd. Chir. Kinesithérapie, 26155 : 1-14, 7-1988.

PIMENTAL N.A., SAWKA M.N., BILLINGS D.S., TRAD L.A.

Physiological responses to prolonged upper-body exercise.
Med. Sci. Sports Exerc., 16 : 360-365, 1984.

PITETTI K.H., SNELL P.G., GUNDERSEN J.S.

Maximal response of wheelchair-confined subjects to four types of arm exercise.
Arch. Phys. Med. Rehabil., 68 : 10-13, 1987.

PIVARNIK J.M., GRAFNER T.R., ELKINS E.S.

Metabolic Thermoregulatory, and psychophysiological responses during arm and leg exercise.
Med. Sci. Sports Exerc., 20 : 1-5, 1988.

POWERS S.K., BEADLE R.E., MANGUM M.

Exercise during arm ergometry: effects of speed and work rate.
J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol. 56 : 495-499, 1984

PREDINE E.

Fauteuil-ergomètre pour la mesure des performances physiques des handicapés devant se déplacer en fauteuil roulant.
Mémoire de DEA en Sciences et Techniques des Activités physiques et Sportives, 1990

REYBROUCK T., G. F. HEIGENHAUSER, J. A. FAULKNER.

Limitations to maximum oxygen uptake in arm, leg, and combined arm-leg ergometry.
J. Appl. Physiol. 38 : 774-779, 1975.

ROS R., GIMENEZ M., DUC M.L., PONZ J.L.

Umbral de fatiga muscular subjetiva y electromiogràfica despues de esfuerzos isométrico y dinamicos maximos.

Arch. Med. Deporte, 3 : 127-135, 1986

SALTIN B., STRANGE S.

Maximal oxygen uptake : "old" and "new" arguments for a cardiovascular limitation.

Med. Sci. Sports Exerc., 24 : 30-37, 1992.

SANDERSON (D.J.), SOMMER (H.J.)

Kinematic features of wheelchair propulsion.

J. Biomech. 18, 423-429, 1985

SAWKA M.N., GLASER R.M., WILDE S.W., von LUHRTE T.C.

Metabolic and circulatory responses to wheelchair and arm crank exercise.

J. Appl. Physiol., 49 : 784-788, 1980.

SAWKA M.N., GLASER R.M., LAUBACH L.L., AL-SAMKARI O.,
SURYAPRASAD A.G.

Wheelchair exercise performance of the young middle-aged, and elderly.

J. Appl. Physiol. 50 : 824-828, 1981.

SAWKA M.N., FOLEY M.E., PIMENTAL N.A., TONER M.M., PANDOLF K.B.

Determination of maximal aerobic power during upper-body exercise.

J. Appl. Physiol. 54 : 113-117, 1983.

STENBERG J., ASTRAND P.O., EKBLUM B., ROYCE J., SALTIN B.

Hemodynamic response to work with different muscle groups, sitting and supine.

J. Appl. Physiol. 22 : 61-70, 1967.

TAYLOR A.W., McDONELL E., BRASSARD L.

The effects of an arm ergometer training programme on wheelchair subjects.

Paraplegia, 24 : 105-114, 1986.

THEVENIN-LEMOINE E., CHENOUIFI M., LE NOUVEL P., COSSONIER D.
 Approche biomécanique par photogrammétrie à courte distance de la propulsion du
 fauteuil roulant.

Journal d'Ergothérapie, 9 : 66-69, 1987.

TREMOLIERES J.

Electronique et Medecine

RADIO Ed, Paris 1967.

TUPLING S.J., DAVIS G.M., PIERRYNOWSKY M.R., SHEPHARD R.J.

Arm strength and impulse generation : Initiation of wheelchair movement by the
 physically disabled.

Ergonomics 29 : 303-311, 1986.

VEEGER H.E.J., WOUDE L.H.V.van der, ROZENDAL R.H., BIELEMAN H.J.,
 PAUL J.A.

EMG and movement pattern in manual wheelchair propulsion.

Electrophysiological kinesiology. Elsevier Science Publishers B.V.(Biomedical
 Division) : 489-492, 1988.

VEEGER H.E.J., WOUDE L.H.V.van der, ROZENDAL R.H.

The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion.

Journal of rehabilitation research and development, 26 : 37-46, 1989.

VEEGER H.E.J., HADJ YAHMED M., WOUDE L.H.V.van der, CHARPENTIER P.

Peak oxygen uptake and maximal power output of Olympic wheelchair-dependent
 athletes.

Med. Sci. Sports and Exerc., 23 : 1201-1209, 1991. (a)

VEEGER H.E.J., WOUDE L.H.V.van der, ROZENDAL R.H.

Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion.

J. Electromyogr. Kinesiol., 1 : 270-280, 1991. (b)

VEEGER H.E.J., LUTE E.M.C., ROELEVELD K., WOUDE L.H.V.van der.

Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint
 test on a wheelchair ergometer.

Eur. J. Appl. Physiol., 64 : 158-164, 1992. (a)

- VEEGER H.E.J., WOUDE L.H.V.van der, ROZENDAL R.H.
A computerised wheelchair ergometer : results of a comparison study.
Scand. J. Rehab. Med., 24 : 17-23, 1992. (b)
- VEEGER H.E.J., WOUDE L.H.V.van der, ROZENDAL R.H.
Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion.
Med.; Sci; Sports Exerc., 24 : 100-107, 1992. (c)
- VOIGT E.D., BAHN D.
Metabolism and pulse rate in physically handicapped when propelling wheelchair up
incline.
Scand. J. Rehab. Med., 1 : 101-106, 1969.
- WALSH C.M., MARCHIORI G.E., STEADWARD R.D.
Effect of seat position on maximal linear velocity in wheelchair sprinting.
Can. J. Appl. Sports Sci., 11 : 186-190, 1986.
- WICKS J.R., LYMBURNER K., DINSDALE S.M., JONES N.L.
The use of multistage exercise testing with wheelchair ergometry and arm cranking in
subjects with spinal cord lesions.
Paraplegia, 15 : 252-261, 1977-78.
- WICKS J.R., OLDRIDGE N.B., CAMERON B.J., JONES N.L.
Arm cranking and wheelchair ergometry in elite spinal cord-injured athletes.
Med. Sci. Sports Exerc., 15 : 224-231, 1983.
- WOLFE G.A., WATERS R., HISLOP H.J.
Influence of floor surface on the energy cost of wheelchair propulsion.
Physical Therapy, 57 : 1022-1027, 1977.
- WOUDE L.H.V.van der, DE GROOT G., HOLLANDER A.P., VAN INGEN
SCHENAU G.J., ROZENDAL R.H.
Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes.
Ergonomics, 29 : 1561-1573, 1986.

WOUDE L.H.V.van der, HENDRICH K.M.M., VEEGER H.E.J., VAN INGEN
SCHENAU G.J., ROZENDAL R.H., DE GROOT G., HOLLANDER A.P.

Manual wheelchair propulsion : effects of power output on physiology and technique.
Med. Sci. Sports Exerc., 20 : 70-78, 1988.

WOUDE L.H.V.van der

Manual wheelchair propulsion.

Amsterdam : Free University Press, 1989. (a)

WOUDE L.H.V.van der, VEEGER H.E.J., ROZENDAL R.H.

Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation.

Journal of medical engineering & Technology, 13 : 136-141, 1989. (b)

WOUDE L.H.V.van der, VEEGER H.E.J., ROZENDAL R.H., SARGEANT A.J.

Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. Wheelchair propulsion
technique.

Eur. J. Appl. Physiol. 58 : 625-632, 1989. (c)

WOUDE L.H.V.van der, VEEGER H.E.J., ROZENDAL R.H.

Seat height in hand rim wheelchair propulsion : a follow-up study.

J. Rehab. Sciences, 3 : 79-83, 1990.

ZWIREN L.D., BAR-OR O.

Responses to exercise of paraplegics who differ in conditioning levels.

Med. Sci. Sports 7 : 94-98, 1978.

VI) TABLES

1) Tables des matières

I) INTRODUCTION.....	13
II) SUJETS, MATERIEL ET METHODE.....	24
1) SUJETS	25
2) MATERIEL ET METHODE.....	26
2-1) Ergostat Universel du Professeur FLEISCH	26
2-2) Le fauteuil	30
2-3) L'étalonnage.....	33
2-4) les mesures cardio-respiratoires	36
2-5) Dynamométrie manuelle.....	38
2-6) L'électromyographie.....	39
2-7) Tests au laboratoire.....	46
3) STATISTIQUES	48
III) RESULTATS.....	50
1) Réponses ventilatoire, cardio-circulatoire et métabolique au cours des tests ergospirométriques.	51
1-1) Valeurs obtenues au niveau maximal de l'exercice progressif de (10 W / 2 min).....	51
1-1-1) Age, caractéristiques physiques et niveau de pratique physique des sujets étudiés.	51
1-1-2) Valeurs moyennes et individuelles au niveau maximal de l'exercice progressif (10 W / 2 min) pour les paramètres ventilatoires, circulatoires, métaboliques et pour la fréquence d'actions manuelles.....	58

1-1-3) Comparaison de sous-groupes d'hommes valides établis à partir de l'âge.....	67
1-1-4) Comparaison de sous-groupes d'hommes valides et handicapés, en fonction de leur niveau de pratique physique.....	71
1-2) Evolution de la $\dot{V}E$, FC, $\dot{V}O_2$ et de la FAM lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min dans différents groupes de sujets.....	75
1-2-1) Femmes valides.....	75
1-2-2) Hommes valides.....	79
1-2-3) Hommes handicapés.....	83
1-2-4) Comparaison entre hommes sportifs valides et handicapés.....	87
1-3) Formules de régression pour le calcul théorique de la PMT et du maximum de $\dot{V}O_2$	91
1-4) Reproductibilité de la PMT et des différents paramètres observés à la PMT (FC, $\dot{V}O_2$ et FAM).....	95
1-4-1) Reproductibilité de la PMT.....	95
1-4-2) Reproductibilité de la FC à la PMT.....	97
1-4-3) Reproductibilité du maximum de $\dot{V}O_2$ à la PMT.....	99
1-4-4) Reproductibilité de la FAM à la PMT.....	101
1-5) Comparaison des valeurs observées chez les mêmes sujets valides au cours de trois tests ergospirométriques réalisés avec les membres supérieurs (manivelles et fauteuil ergomètre) et les membres inférieurs (cyclo-ergomètre).	103

2) Analyse des résultats de la force maximale manuelle (FMM), du temps d'endurance (maintien de 50 % de la FMM) et de la puissance développée lors du test d'endurance mesurés par dynamométrie.....	112
2-1) Comparaison entre la main droite et la main gauche.....	112
2-2) Comparaison entre les femmes et hommes valides et entre les hommes sportifs valides et handicapés.....	115
2-3) Expression de la PMT en fonction de la force maximale de la main droite.....	118
2-4) Formules de régression pour le calcul théorique de la FMM et de la puissance développée lors du test d'endurance manuelle.....	119
2-5) Reproductibilité des paramètres de la dynamométrie manuelle.....	120
2-5-1) Reproductibilité de la double mesure de la FMM lors d'une même séance.....	120
2-5-2) Reproductibilité de la FMM à T1 et T0.....	122
3) Mesure de la fatigue musculaire par électromyographie.	124
3-1) Double lecture des tracés.....	124
3-2) Valeurs moyennes du rapport haute sur basse fréquence de l'enregistrement électromyographique observées à la PMT.....	126
3-3) Evolution du rapport H/L pour le trapèze palier par palier lors de l'exercice progressif dans deux groupes de sujets sportifs et non sportifs.....	127
3-4) Comparaison des valeurs individuelles du rapport H/L chez deux sujets sportifs, l'un valide et l'autre handicapé.....	128

IV) DISCUSSION	131
1) Validation d'un fauteuil roulant ergomètre, d'un test ergospirométrique, de tests dynamométriques et de l'enregistrement électromyographique de la fatigue musculaire.....	132
2) Réponses ventilatoire, cardio-circulatoire, métabolique et musculaire chez des personnes valides et handicapées au cours de l'exercice dynamique progressif.....	139
V) CONCLUSIONS	150
V) BIBLIOGRAPHIE.....	156
VI) TABLES	172
1) Tables des matières.....	173
2) Tables des illustrations.....	177
1) Liste des tableaux.....	177
1) Liste des figures	182
3) Tables des sigles et abréviations.....	192
4) Tables des symboles et unités	194

2) Tables des illustrations

1) Liste des tableaux

Tableau I	EVOLUTION DU NOMBRE DE PARTICIPANTS ET DE PAYS LORS DES JEUX PARALYMPIQUES D'ETE.	16
Tableau II	VALEURS REELLES DES WATTS AFFICHES PAR L'ERGOMETRE A DEUX VITESSES DIFFERENTES : 30 ET 60 RPM	33
Tableau III	REPERAGE DU PLACEMENT DES ELECTRODES POUR L'ELECTROMYOGRAPHIE.	45
Tableau IV	AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DE L'ENSEMBLE DE LA POPULATION, DES FEMMES ET HOMMES VALIDES ET DES HOMMES HANDICAPES.	51
Tableau V	FEMMES VALIDES : VALEURS INDIVIDUELLES DES CARACTERISTIQUES PHYSIQUES ET DU NIVEAU DE PRATIQUE PHYSIQUE.	52
Tableau VI	HOMMES VALIDES : VALEURS INDIVIDUELLES DES CARACTERISTIQUES PHYSIQUES ET DU NIVEAU DE PRATIQUE PHYSIQUE.	53
Tableau VII	HOMMES HANDICAPES : VALEURS INDIVIDUELLES DES CARACTERISTIQUES PHYSIQUES ET DU NIVEAU DE PRATIQUE PHYSIQUE.	54
Tableau VIII	AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DES FEMMES VALIDES EN FONCTION DU LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE.	55

Tableau IX	AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DES HOMMES VALIDES EN FONCTIONS DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE	56
Tableau X	AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DES HOMMES HANDICAPES EN FONCTION DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE.	57
Tableau XI	ANALYSE COMPARATIVE DES DIFFERENTS PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN POUR L'ENSEMBLE DE LA POPULATION ET POUR LES FEMMES ET HOMMES VALIDES ET POUR LES HOMMES HANDICAPES.	59
Tableau XII	FEMMES VALIDES : VALEURS INDIVIDUELLES DES PARAMETRES VENTILATOIRES, CIRCULATOIRES ET METABOLIQUES OBSERVEES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF (10 W / 2 MIN)	60
Tableau XIII	HOMMES VALIDES : VALEURS INDIVIDUELLES DES PARAMETRES VENTILATOIRES, CIRCULATOIRES ET METABOLIQUES OBSERVEES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF (10 W / 2 MIN).	61
Tableau XIV	HOMMES HANDICAPES : VALEURS INDIVIDUELLES DES PARAMETRES VENTILATOIRES, CIRCULATOIRES ET METABOLIQUES OBSERVEES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF (10 W / 2 MIN).	62

Tableau XV	ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN CHEZ DES FEMMES VALIDES EN FONCTION DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE.	64
Tableau XVI	ANALYSE COMPARATIVE DES DIFFERENTS PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN CHEZ LES HOMMES VALIDES EN FONCTION DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE.	65
Tableau XVII	ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) CHEZ DES HOMMES HANDICAPES EN FONCTION DE LEUR NIVEAU D'ACTIVITE PHYSIQUE.	66
Tableau XVIII	AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DE DEUX GROUPES D'HOMMES VALIDES JEUNES PRATIQUANTS ET SPORTIFS (AGE \leq 25 ANS).	67
Tableau XIX	ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN CHEZ DEUX GROUPES D'HOMMES VALIDES JEUNES PRATIQUANTS ET SPORTIFS (AGE \leq 25 ANS).	68
Tableau XX	AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DE DEUX GROUPES D'HOMMES VALIDES PRATIQUANTS D'AGE DIFFERENT.	69

Tableau XXI	ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN CHEZ DEUX GROUPES D'HOMMES VALIDES PRATIQUANTS D'AGE DIFFERENT.	70
Tableau XXII	AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES : COMPARAISON ENTRE HOMMES PRATIQUANTS VALIDES ET HANDICAPES.	71
Tableau XXIII	ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN ENTRE DES HOMMES PRATIQUANTS VALIDES ET HANDICAPES.	72
Tableau XXIV	AGE ET CARACTERISTIQUES PHYSIQUES : COMPARAISON ENTRE SPORTIFS VALIDES ET HANDICAPES.	73
Tableau XXV	ANALYSE COMPARATIVE DES PARAMETRES DE L'EXERCICE PROGRESSIF DE 10 W / 2 MIN AU NIVEAU MAXIMAL (PMT) ENTRE DES HOMMES SPORTIFS VALIDES ET HANDICAPES .	74
Tableau XXVI	VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE REGRESSION POUR EXPRIMER LA PMT ET LA $\dot{V}O_2$ DE L'ENSEMBLE DE LA POPULATION ETUDIEE.	92
Tableau XXVII	VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE REGRESSION POUR EXPRIMER LA PMT ET LA $\dot{V}O_2$ DU GROUPE DE FEMMES VALIDES.	93

Tableau XXVIII	VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE REGRESSION POUR EXPRIMER LA PMT ET LA $\dot{V}O_2$ DU GROUPE D'HOMMES VALIDES.	93
Tableau XXIX	VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE REGRESSION POUR EXPRIMER LA PMT ET LA $\dot{V}O_2$ DU GROUPE D'HOMMES HANDICAPES.	94
Tableau XXX	SUJETS VALIDES : VALEURS MOYENNES DU RENDEMENT BRUT LORS D'EXERCICES EFFECTUES AVEC LES MEMBRES SUPERIEURS ET INFERIEURS.	111
Tableau XXXI	VALEURS DES VARIABLES ENTREES DANS L'EQUATION DE REGRESSION POUR EXPRIMER LA FORCE MANUELLE ET LA PUISSANCE DEVELOPPEE LORS DE L'EPREUVE D'ENDURANCE MANUELLE CHEZ 36 SUJETS VALIDES DES DEUX SEXES.	120
Tableau XXXII	VALEURS MOYENNES DU RAPPORT HAUTE SUR BASSE FREQUENCE ELCTROMYOGRAPHIQUE A LA PMT.	126
Tableau XXXIII	COMPARAISON DU MAXIMUM DE $\dot{V}O_2$, DE LA FREQUENCE CARDIAQUE ET DE LA PUISSANCE MAXIMALE OBSERVES LORS DE L'EXERCICE SUR FAUTEUIL ROULANT ERGOMETRE CHEZ DES PARAPLEGIQUES (DONNEES DE LA LITTERATURE).	142

1) Liste des figures

Figure 1	Schéma du système nerveux central avec les indications de l'innervation des principales parties du corps en fonction de la localisation des nerfs.	21
Figure 2	Principe de fonctionnement de l'ergostat universel du professeur FLEISCH.	28
Figure 3	Etalonnage du fauteuil ergomètre à 30 rpm (watt)	34
Figure 4	Etalonnage du fauteuil ergomètre à 60 rpm (watt)	35
Figure 5	Description de l'ergopneumotest de JAEGER (DATASPIR EDV 70)	37
Figure 6	Description du traitement du signal électromyographique	40
Figure 7	Vue antérieure et postérieure du membre supérieur : emplacement des électrodes sur les muscles étudiés (PETERSON KENDALL F. ET AL 1988).	42
Figure 8	Vue antérieure et postérieure du tronc : emplacement des électrodes sur les muscles étudiés (PETERSON KENDALL F. ET AL 1988)	44
Figure 9	Evolution de la ventilation, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des femmes valides en fonction de leur niveau de pratique physique. On observe une différence significative entre les sportives et les sédentaires à 30W et entre les sportives et les pratiquantes à 30 et à 40W.	75

- Figure 10** Evolution de la fréquence cardiaque, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des femmes valides en fonction de leur niveau de pratique physique. Les sportives tendent à avoir une FC plus basse que les sujets de deux autres groupes mais la différence n'est significative qu'à 30 et 40W. **76**
- Figure 11** Evolution de la consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des femmes valides en fonction de leur niveau de pratique physique. Les sportives ont des valeurs significativement plus basses que les sédentaires et les pratiquantes à partir de 10W. **77**
- Figure 12** Evolution de la fréquence d'actions manuelles, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des femmes valides en fonction de leur niveau de pratique physique. Il apparaît que les pratiquantes et surtout les sportives ont des valeurs plus basses pour un même niveau d'exercice. Cependant, il n'y a qu'une différence significative ($p < 0,05$) à 30W entre les sportives et les sédentaires. **78**
- Figure 13** Evolution de la ventilation, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes valides en fonction de leur niveau de pratique physique. Il existe des valeurs moyennes de ventilation progressivement plus basse chez les sportifs que chez les sédentaires et les pratiquants. Les valeurs les plus élevées de ventilation maximale observées chez les sportifs sont significativement différentes de celles des deux autres groupes. **79**

- Figure 14** Evolution de la fréquence cardiaque, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes valides en fonction de leur niveau de pratique physique. Seul la FC du groupe des sédentaires jusqu'à leur niveau maximal (PMT) est significativement plus élevée que celle des autres groupes. Il n'y a pas de différences entre les pratiquants et les sportifs. **L'apparente différence des valeurs maximales absolues de la FC entre les groupes est un peu trompeuse. En effet, si on exprime la FC en pourcentage de la fréquence cardiaque maximale en tenant compte de l'âge des sujets, ces pourcentages sont très proches ($\approx 86\%$) et pas différents.** 80
- Figure 15** Evolution de la consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes valides en fonction de leur niveau de pratique physique. La seule différence significative se situe à 30W entre les sédentaires et les sportifs, ceux-ci ayant des valeurs inférieures. La réponse $\dot{V}O_2$ / Puissance reste relativement linéaire. Les valeurs moyennes des pratiquants et des sportifs sont superposables. 81
- Figure 16** Evolution de la fréquence d'actions manuelles, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes valides en fonction de leur niveau de pratique physique. Les sédentaires ont des valeurs significativement supérieures à celles des deux autres groupes à la puissance de 30W. Au niveau maximal, la FAM est sensiblement la même pour tous les groupes mais à des PMT différentes. 82
- Figure 17** Evolution de la ventilation, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes handicapés en fonction de leur niveau de pratique physique. Aucune différence n'est à signaler entre les deux groupes. Les sportifs ont cependant une ventilation maximale au dernier palier significativement supérieure aux pratiquants ($p < 0,001$). Chez les sportifs, le nombre de sujet diminue progressivement à partir 90W, il ne sont plus que trois à 110W. 83

- Figure 18** Evolution de la fréquence cardiaques, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes handicapés en fonction de leur niveau de pratique physique. On observe une différence significative entre les deux groupes à tous les paliers comparables. Les sportifs ayant les valeurs les plus basses à puissance égale. Chez ceux-ci, le nombre de sujet diminue progressivement à partir 90W, il ne sont plus que trois à 110W. **84**
- Figure 19** Evolution de la consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes handicapés en fonction de leur niveau de pratique physique. Les courbes semblent superposables et montrent une relation $\dot{V}O_2$ / Puissance pratiquement linéaire ($\dot{V}O_2 = 17 \times \text{Puissance} + 665$; $p < 0,001$). Chez les sportifs, le nombre de sujet diminue progressivement à partir 90W, il ne sont plus que trois à 110W. **85**
- Figure 20** Evolution de la fréquence d'actions manuelles, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des hommes handicapés en fonction de leur niveau de pratique physique. Les sportifs ont des valeurs de FAM significativement beaucoup plus basses que les pratiquants surtout à partir de 10W ($\approx 50\%$). Cependant, les valeurs maximales sont sensiblement identiques mais à des PMT très différentes. **86**
- Figure 21** Evolution de la ventilation, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des sportifs valides et handicapés. Ces derniers ont des valeurs de ventilation significativement plus basses à partir de 50W bien qu'ils atteignent des puissances plus élevées de deux paliers. **87**
- Figure 22** Evolution de la fréquence cardiaque, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des sportifs valides et handicapés. Les deux courbes d'évolution semblent superposables. **88**

- Figure 23** Evolution de la consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des sportifs valides et handicapés. Ces derniers ont des valeurs de $\dot{V}O_2$ significativement plus basses que les valides à partir de 60W. Pour une PMT supérieure de deux paliers, le maximum de $\dot{V}O_2$ des sportifs handicapés est significativement inférieur à celui des sportifs valides. **89**
- Figure 24** Evolution de la fréquence d'actions manuelles, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min chez des sportifs valides et handicapés. Les valeurs moyennes de FAM sont, à partir de 60W, significativement plus basses chez les sportifs handicapés. **90**
- Figure 25** Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les PMT à T1 et T0 et en abscisse la moyenne des deux valeurs de PMT $(T1+T0)/2$. Les cercles superposés correspondent à une même valeur chez des sujets différents.
 \bar{x} = moyenne des différences (0) et s = écart type (4). **96**
- Figure 26** Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les FC à T1 et T0 et en abscisse la moyenne des valeurs de FC $(T1+T0)/2$.
 \bar{x} = moyenne des différences (-2,7) et s = écart type (6,7). **98**
- Figure 27** Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les maximums de $\dot{V}O_2$ à T1 et T0 et en abscisse la moyenne des valeurs de ces maximums $(T1+T0)/2$.
 \bar{x} = moyenne des différences (39) et s = écart type (83). **100**
- Figure 28** Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les FAM à T1 et T0 et en abscisse la moyenne des valeurs de ces FAM $(T1+T0)/2$.
 \bar{x} = moyenne des différences (2) et s = écart type (7,8). **102**

- Figure 29** Relation entre la PMT obtenue avec le fauteuil roulant ergomètre et celle observée sur cyclo-ergomètre chez 16 sujets valides des deux sexes. Les deux cercles superposés correspondent à une même valeur chez deux sujets différents. En général, la PMT des membres supérieurs ne représentent que 23% de celle observée avec les membres inférieurs. (Membres supérieurs : 49 ± 17 Watts ; Membres inférieurs : 210 ± 55 Watts; $p < 0,001$) **104**
- Figure 30** Relation entre la ventilation maximale atteinte sur fauteuil roulant ergomètre et celle observée sur cyclo-ergomètre chez 16 sujets valides des deux sexes. En général, la ventilation lors de l'exercice avec les membres supérieurs ne représentent que 64% de celle obtenue à la PMT avec les membres inférieurs. (Membres supérieurs : 75 ± 17 l/min ; Membres inférieurs : 115 ± 29 l/min ; $p < 0,001$) **105**
- Figure 31** Relation entre la FC maximale obtenue avec le fauteuil roulant ergomètre et celle observée sur cyclo-ergomètre chez 16 sujets valides des deux sexes. En général, la FC maximale atteinte lors d'exercices effectués avec les membres supérieurs représentent 88% de celle obtenue avec les membres inférieurs. (Membres supérieurs : 163 ± 9 puls/min ; Membres inférieurs : 183 ± 10 puls/min ; $p < 0,001$). **106**
- Figure 32** Relation entre le maximum de $\dot{V}O_2$ obtenu avec le fauteuil roulant ergomètre et celui observé sur cyclo-ergomètre chez 16 sujets valides des deux sexes. Les deux cercles superposés correspondent à une même valeur chez deux sujets différents. En général, le maximum de $\dot{V}O_2$ réalisé lors de l'exercice avec les membres supérieurs ne représentent que 59% de celui obtenu lors de l'exercice avec les membres inférieurs. (Membres supérieurs : 1634 ± 741 ml/min ; Membres inférieurs : 2788 ± 451 ml/min ; $p < 0,001$). **107**

- Figure 33** Comparaison de l'évolution de la $\dot{V}E$ palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min réalisé chez les mêmes sujets valides avec les membres supérieurs (fauteuil ergomètre) et avec les membres inférieurs (cyclo ergomètre). Les faibles puissances retenues pour la comparaison des membres supérieurs avec les membres inférieurs a été dictées par les puissances maximales basses observées au cours du test progressif réalisé avec les bras. Cependant, **il existe une différence statistiquement significative à tous les paliers** représentés dans la figure ($p < 0,001$). Logiquement, le travail réalisé avec les membres inférieurs et très sub-maximal (23%) de la PMT (voir figure 29). Les chiffres entre parenthèses représentent le nombre de sujets par palier. **108**
- Figure 34** Comparaison de l'évolution de la FC, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min réalisé chez les mêmes sujets valides avec les membres supérieurs (fauteuil ergomètre) et avec les membres inférieurs (cyclo ergomètre). **Il existe une différence statistiquement significative à tous les paliers** représentés dans cette figure ($p < 0,001$). Les chiffres entre parenthèses représentent le nombre de sujets par palier. **109**
- Figure 35** Comparaison de l'évolution du maximum de consommation d'oxygène, palier par palier, lors de l'exercice progressif de 10 W / 2 min réalisé chez les mêmes sujets valides avec les membres supérieurs (fauteuil ergomètre) et avec les membres inférieurs (cyclo ergomètre). **Il existe une différence statistiquement significative à tous les paliers** représentés dans cette figure ($p < 0,001$). Les chiffres entre parenthèses représentent le nombre de sujets par palier. **110**

- Figure 36** Comparaison de la force manuelle droite et gauche pour la population totale et respectivement pour les trois autres groupes : femmes valides, hommes valides et hommes handicapés. On observe une différence significative entre la main droite et gauche dans la population totale et chez les femmes valides. La main droite ayant la valeur la plus élevée. **113**
- Figure 37** Comparaison du temps de maintien de 50% de la FMM (Endurance manuelle) entre la main droite et gauche pour la population totale et respectivement pour les trois autres groupes : femmes valides, hommes valides et hommes handicapés. Aucune différence statistiquement significative n'est observée dans les groupes que nous avons étudiés. Il apparaît cependant une tendance à des valeurs plus élevées pour la main gauche à l'exception du groupe des hommes valides. **114**
- Figure 38** Comparaison de la puissance développée lors du test d'endurance entre la main droite et gauche pour la population totale et respectivement pour les trois autres groupes : femmes valides, hommes valides et hommes handicapés. Aucune différence statistiquement significative n'est observée dans les groupes que nous avons étudiés. **115**
- Figure 39** Elle compare la FMM, l'endurance manuelle et la puissance développée lors du test d'endurance entre des femmes et des hommes valides. On observe une différence très significative entre les deux groupes pour la FMM et la puissance manuelle, les hommes ayant les valeurs les plus élevées. **116**
- Figure 40** Elle compare la FMM, l'endurance manuelle et la puissance développée lors du test d'endurance entre des sportifs valides et handicapés. Il n'y a pas de différence significative pour ces trois variables. **117**

- Figure 41** Expression de la PMT en fonction de la force maximale manuelle droite chez 42 sujets, dont des femmes et hommes valides et hommes handicapés, avec des niveaux de pratique physique différents. **118**
- Figure 42** Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les FMM2 et FMM1 et en abscisse la moyenne des valeurs FMM2 et FMM1. **121**
 \bar{x} = moyenne des différences (0,5) et s = écart type (37).
- Figure 43** Nuage de points avec en ordonnée les différences entre les FMM à T1 et à T0 et en abscisse la moyenne des valeurs de FMM $(T1+T0)/2$. **122**
 \bar{x} = moyenne des différences (-0,5) et s = écart type (22).
- Figure 44** Nuage de points avec en ordonnée les différences entre Lec2- Lec1 et en abscisse la moyenne des valeurs de Lec2 et Lec1. **125**
 \bar{x} = moyenne des différences (-0,6) et s = écart type (7,2).
- Figure 45** Evolution palier par palier du rapport $\frac{H}{L}$ de l'enregistrement électromyographique du trapèze chez des sujets sportifs (n=9) et des sujets non sportifs (n=10). Les non sportifs ont à partir de 30 W des valeurs de $\frac{H}{L}$ inférieures à celle des sportifs qui pourtant réalisent deux paliers de plus. **127**
- Figure 46** Elle montre que le rapport $\frac{H}{L}$ du pectoral droit chute avant et plus rapidement chez le sujet sportif valide pour finir au niveau maximal à une valeur de 14 %. Celle-ci est plus basse que celle observée chez le sportif handicapé (32 %) malgré une PMT plus élevée. **128**
- Figure 47** Evolution simultanée du rapport $\frac{H}{L}$ du pectoral et de la FAM d'un sujet sportif valide lors de l'exercice progressif. **129**

Figure 48 Evolution simultanée du rapport $\frac{H}{L}$ du pectoral et de la FAM 130
d'un sujet sportif handicapé lors de l'exercice progressif.

3) Tables des sigles et abréviations

AP	Activité Physique
CERAH	Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés
CO2	Gaz carbonique
d²	Carré des différences
Ec	Energie cinétique
f	Fréquence ventilatoire
F	Force
FAM	Fréquence d'Actions Manuelles
FC	Fréquence Cardiaque
FMM	Force Maximale Manuelle
FMM1	Force Maximale Manuelle (1er essai)
FMM2	Force Maximale Manuelle (2ème essai)
H	Haute fréquence lors de l'enregistrement électromyographique
$\frac{H}{L}$	Rapport haute sur basse fréquence de l'enregistrement électromyographique
I	Moment d'inertie
L	Basse fréquence lors de l'enregistrement électromyographique
Lec1	Lecteur n°1
Lec2	Lecteur n°2
n	Nombre de sujets
O2	Oxygène
p	Probabilité
r	Rayon d'un cercle
R	Quotient respiratoire : $\frac{\dot{V}CO_2}{\dot{V}O_2}$ en %
Rb	Rendement brut $(\frac{\text{travail}}{\text{dépense énergétique}})$

RpC	“Repeatability coefficient”
t	Ecart réduit (Test de Student)
T0	Test initial
T1	T0 + 15 jours
v	Vitesse
$\dot{V}CO_2$	Rejet de gaz carbonique
$\dot{V}E$	Ventilation
$\dot{V}O_2$	Prise d’oxygène
Vt	Volume courant
\bar{x}	Moyenne
σ	Ecart type

4) Tables des symboles et unités

Kilogramme	kg
Mètre	m
Centimètre	cm
Mètre par seconde	m/s
Minute	min
Seconde	s
Litre	l
millilitre	ml
Millilitre par minute	ml/min
Millilitre par minute par kilogramme	ml/min/kg
Millilitre par pulsation	ml/puls
Pulsation par minute	puls/min
Respiration par minute	resp/min
Coups par minute	Cp/min
Newton	N
Pascal (Newton/m)	Pa
Hertz	Hz
Watt	W
Pourcentage	%

UNIVERSITE DE NANCY I

NOM DE L'ETUDIANT : Eric PREDINE

NATURE DE LA THESE : Doctorat de l'Université de Nancy I
en Sciences et techniques des activités physiques et sportives

VU, APPROUVE ET PERMIS D'IMPRIMER

NANCY, LE 22 NOV. 1993 n°466

LE PRESIDENT DE L'UNIVERSITE DE NANCY I



Monsieur PREDINE Eric

Thèse présentée et soutenue le 26 Novembre 1993



095 077903 6

Titre :

I) VALIDATION OF WHEELCHAIR ERGOMETER, ERGOSPIROMETRIC TEST AND THE RECORD OF THE MUSCULAR ELECTROMYOGRAPHIC FATIGUE.
II) VENTILATORY, CARDIAC, METABOLIC AND MUSCULAR RESPONSES DURING DYNAMIC PROGRESSIVE TEST IN NORMAL AND HANDICAPPED SUBJECTS.

Summary

I) We have validated: a prototype of wheelchair ergometer (WCE), (Unité 14 Inserm), with the following characteristics : an axis connecting the two wheels, set on three pinions of different diameters to gear down the speed connected by a metal chain to the FLEISCH's ergometer and a wheel of inertia. The mechanical calibration shows a linear relation between the powers (W) measured and those indicated by the ergometer. A maximum progressive test (triangular) of $10w / 2min$ at 60 rpm was performed to measure the maximum tolerated power (MTP), the maximum oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) and the maximum heart rate (HR). A repeated measurement of MTP, $\dot{V}O_2$, HR and of the hand force (HF) shows an excellent reproducibility of all parameters. In addition, there is a linear relation between $\dot{V}O_2$ and W .

II) We have compared :

- Three maximum levels of exercise performed by normal subjects either with the lower limbs (a) or with the upper limbs : cranking (b) or with WCE (c).

With respect to (a), MTP represents 45 % for (b) and 23 % for (c) ; $\dot{V}O_2$ is respectively 80 and 66 % for (b) and (c) while HR is 90 % in both cases.

Consequently, the gross muscular output (Rb) is 22.5 %, 14 % and 8.5 % respectively for (a) (b) and (c).

- The progressive exercise has been carried out by 62 subjects : 47 normal subjects (NS, 50 % female) and 15 handicapped men (HM). MTP is higher in HM than in NS while $\max \dot{V}O_2$ is lower. Consequently, the Rb is higher in HM subjects.

The study of the high (H) and the low (L) electromyographical frequencies (EMG), shows a (i.e. $H/L < 85$ %) EMG fatigue during MTP for several muscles the trapeze (58 %), the mean deltoid (65 %), the pectoral (35 %) and the radials (74 %).

Monsieur PREDINE Eric

Thèse présentée et soutenue le 26 Novembre 1993

Titre :

I) VALIDATION D'UN FAUTEUIL ROULANT ERGOMETRE, DES TESTS ERGOSPIROMETRIQUE ET DYNAMOMETRIQUE ET DE L'ENREGISTREMENT ELECTROMYOGRAPHIQUE DE LA FATIGUE MUSCULAIRE

II) REPOSES VENTILATOIRE, CARDIO-CIRCULATOIRE, METABOLIQUE ET MUSCULAIRE CHEZ DES PERSONNES VALIDES ET HANDICAPEES AU COURS DE L'EXERCICE DYNAMIQUE PROGRESSIF.

Résumé

I) Dans ce travail, nous avons validé : 1) un prototype de fauteuil roulant ergomètre (FRE) (Unité 14 INSERM) dont les particularités sont : l'axe reliant les deux roues dispose de trois pignons de diamètres différents (démultiplication de la vitesse), il est relié à l'ergomètre de FLEISCH par une chaîne métallique et à un volant d'inertie par une courroie crantée. L'étalonnage mécanique montre une linéarité entre les puissances (W) mesurées et celles affichées par l'ergomètre ; 2) Un test progressif (Δ) maximal de 10 W / 2 min à 60 rpm permet de déterminer la puissance maximale tolérée (PMT), le maximum de $\dot{V}O_2$ (Max $\dot{V}O_2$) et la fréquence cardiaque maximale (FC). Une double mesure de $\dot{V}O_2$, FC et de force maximale manuelle (FMM) montre une excellente reproductibilité pour PMT, Max $\dot{V}O_2$, FC, FMM. Par ailleurs, il existe une relation linéaire entre $\dot{V}O_2$ et W.

II) Nous avons comparé : A) Les trois niveaux maximaux d'exercices obtenus chez des valides avec les membres inférieurs (a) et avec les membres supérieurs : manivelles (b) et en FRE (c). Par rapport à (a) : la PMT représente 45% pour (b) et 23% pour (c); la $\dot{V}O_2$ est respectivement de 80% en (b) et 66% en (c) alors que la FC est à 90% en (b) et (c). En conséquence, le rendement brut musculaire (Rb) est de 22,5%, 14% et 8,5% respectivement pour (a), (b), (c). B) L'exercice progressif a été réalisé par 62 sujets : 47 valides (50 % de femmes) et 16 hommes handicapés. La PMT est influencée par le sexe, (plus bas chez les femmes) et par l'entraînement. Chez les sportifs, la PMT est plus élevée chez les handicapés que chez les valides alors que Max $\dot{V}O_2$ est plus basse. En conséquence, le Rb est plus élevé chez les handicapés. L'étude de la haute (H) et basse (L) fréquence électromyographique (EMG), dont le rapport H / L ($\leq 85\%$) traduit la fatigue musculaire, montre une fatigue EMG évidente à la PMT pour le trapèze (58%), le deltoïde moyen (65%), le pectoral (35%) et les radiaux (74%).

Mots clés : Fauteuil roulant ergomètre, test d'exercice musculaire progressif, maximum de consommation d'oxygène, puissance maximale tolérée, reproductibilité, force manuelle, rendement brut musculaire, fatigue musculaire électromyographique, sujets valides des deux sexes, paraplégiques.