



National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services Branch

Direction des acquisitions et
des services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa, Ontario
K1A 0N4

395, rue Wellington
Ottawa (Ontario)
K1A 0N4

Your file / Votre référence

Our file / Notre référence

NOTICE

The quality of this microform is heavily dependent upon the quality of the original thesis submitted for microfilming. Every effort has been made to ensure the highest quality of reproduction possible.

If pages are missing, contact the university which granted the degree.

Some pages may have indistinct print especially if the original pages were typed with a poor typewriter ribbon or if the university sent us an inferior photocopy.

Reproduction in full or in part of this microform is governed by the Canadian Copyright Act, R.S.C. 1970, c. C-30, and subsequent amendments.

AVIS

La qualité de cette microforme dépend grandement de la qualité de la thèse soumise au microfilmage. Nous avons tout fait pour assurer une qualité supérieure de reproduction.

S'il manque des pages, veuillez communiquer avec l'université qui a conféré le grade.

La qualité d'impression de certaines pages peut laisser à désirer, surtout si les pages originales ont été dactylographiées à l'aide d'un ruban usé ou si l'université nous a fait parvenir une photocopie de qualité inférieure.

La reproduction, même partielle, de cette microforme est soumise à la Loi canadienne sur le droit d'auteur, SRC 1970, c. C-30, et ses amendements subséquents.

Canada

University of Ottawa

**Mechanical Behaviour of Hamstring Muscles in
Low-Back Pain Patients and Control Subjects**

by

Faryaneh Tafazzoli

School of Human Kinetics

**Submitted in partial fulfilment
of the degree of Master of Science**

June 1994



Faryaneh Tafazzoli, Ottawa, Canada, 1994



National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services Branch

Direction des acquisitions et
des services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa, Ontario
K1A 0N4

395, rue Wellington
Ottawa (Ontario)
K1A 0N4

Your file *Votre référence*

Our file *Notre référence*

THE AUTHOR HAS GRANTED AN IRREVOCABLE NON-EXCLUSIVE LICENCE ALLOWING THE NATIONAL LIBRARY OF CANADA TO REPRODUCE, LOAN, DISTRIBUTE OR SELL COPIES OF HIS/HER THESIS BY ANY MEANS AND IN ANY FORM OR FORMAT, MAKING THIS THESIS AVAILABLE TO INTERESTED PERSONS.

L'AUTEUR A ACCORDE UNE LICENCE IRREVOCABLE ET NON EXCLUSIVE PERMETTANT A LA BIBLIOTHEQUE NATIONALE DU CANADA DE REPRODUIRE, PRETER, DISTRIBUER OU VENDRE DES COPIES DE SA THESE DE QUELQUE MANIERE ET SOUS QUELQUE FORME QUE CE SOIT POUR METTRE DES EXEMPLAIRES DE CETTE THESE A LA DISPOSITION DES PERSONNE INTERESSEES.

THE AUTHOR RETAINS OWNERSHIP OF THE COPYRIGHT IN HIS/HER THESIS. NEITHER THE THESIS NOR SUBSTANTIAL EXTRACTS FROM IT MAY BE PRINTED OR OTHERWISE REPRODUCED WITHOUT HIS/HER PERMISSION.

L'AUTEUR CONSERVE LA PROPRIETE DU DROIT D'AUTEUR QUI PROTEGE SA THESE. NI LA THESE NI DES EXTRAITS SUBSTANTIELS DE CELLE-CI NE DOIVENT ETRE IMPRIMES OU AUTREMENT REPRODUITS SANS SON AUTORISATION.

ISBN 0-612-00504-6

Canada



UNIVERSITÉ D'OTTAWA
UNIVERSITY OF OTTAWA

TABLE OF CONTENTS

Acknowledgements	iv
List of figures	v
List of tables	vi
Summary	vii
Relevance	viii
Introduction	1
Methods and materials	3
Subjects	3
Testing protocol	4
Trunk Forward Flexion tests	4
Straight-Leg-Raising or SLR test	5
Net passive elastic moment of the hip joint, $M_c(\theta)$	6
Instrumentation	6
Subject preparation	7
Procedures	8
Equations and data processing	11
Angular damping coefficient of the hip joint, $C_h(\theta^*)$	13
Instrumentation	14
Subject preparation	17
Procedures	17
Equations and data processing	18
Statistical analysis	21
Results	22
Discussion	27
Conclusions	35
References	37

APPENDIX A

Introduction
Revue de littérature
Méthodologie

APPENDIX B

Formule de consentement
Lettre d'information
Questionnaire

APPENDIX C

Mesures anthropométriques

APPENDIX D

Mesures de la flexibilité et du SLR

APPENDIX E

Mesures de la viscoélasticité

APPENDIX F

Courbes d'étalonnage de l'appareil isocinétique et de APO

ACKNOWLEDGEMENTS

I would like to thank my husband, Mohammad, for his moral support and his assistance throughout data collection for this project. I would also like to thank my supervisor, Dr. Mario Lamontagne, for his patience and helpful advice. Also, Mr. Gordon Evans is acknowledged for his technical support and the subjects without whom this study would not be possible. Last but not least, I would like to thank my parents for their encouragements.

This project was partly funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada and the Faculty of Health Sciences.

LIST OF FIGURES

- Figure 1a.** Lateral view of the supine position on the isokinetic device. 9
- Figure 1b.** Lateral view of the prone position on the isokinetic device. 10
- Figure 2.** Diagram of the forces operating on the lower limb and the net passive elastic moment of the hip in the test of elasticity: **a**, in supine; **b**, in prone. 12
- Figure 3a.** Lateral view of the suspension assembly and the subject carriage of the small oscillation apparatus. 15
- Figure 3b.** Lateral view of the small oscillation apparatus and the experimental setup. 16
- Figure 4.** **a**, Passive elastic moments of the hip of the control and experimental groups; **b**, Stiffness of the hip of the control and experimental groups; **c**, Damping coefficient of the hip of the control and experimental groups and the average of both groups. 28
- Figure 5.** Passive elastic moments of the hip in flexion, obtained in the current study for the control group of subjects (asterisks), by Vrahas et al. (empty squares), by Yoon and Mansour (plus) and by Göeken and Hof (filled triangles). 30

LIST OF TABLES

Table 1. Descriptive statistics for selected anthropometric measurements averaged between control (n=9) and experimental (n=8) groups.	5
Table 2. Comparison of the trunk flexibility, wrist flexibility and SLR angle of control group vs experimental group.	23
Table 3. Mean of the passive elastic moment, the stiffness and the damping coefficient of the hip at different percentages of SLR angle in each group.	23
Table 4. Two-factor mixed design ANOVA with repeated measures for the passive elastic moment of the hip.	25
Table 5. Two-factor mixed design ANOVA with repeated measures for the stiffness of the hip.	26
Table 6. Two-factor mixed design ANOVA with repeated measures for the damping coefficient of the hip.	26

Summary

The purpose of this study was to measure and compare the passive elastic moment, the stiffness and the damping coefficient of the hip joint, as functions of the hip and knee joint angles in men with and without low-back pain. Two conventional test, the Straight-Leg-Raising test (SLR) and the Trunk Forward Flexion, were also performed and compared between these subjects. The passive elastic moment was measured using an isokinetic device (KinCom 500 H) in the passive mode. This device raised the lower limb from the horizontal position to the SLR angle at a slow and constant angular velocity ($5^\circ/\text{s}$). A custom made splint connected with the lever arm of the isokinetic device maintained the knee in extension and the ankle in the neutral position. The damping coefficient of the hip joint was measured for 0, 15, 45, 60, 75 and 90% of SLR angle of each subject, using the suspension method based on small oscillation theory. To ensure that muscles were inactive during the passive hip moment tests, muscle activity was monitored with surface EMG. The stiffness was computed as the ratio of the change in passive elastic moment to the change in the hip angle. The passive elastic moment, the stiffness and the normalized trunk flexion were significantly different between the two groups ($p \leq 0.05$, $p \leq 0.01$ and $p \leq 0.05$, respectively). There was however, no difference between the two groups in the results of SLR and damping coefficient of the hip. The passive elastic moment was a nonlinear function of the hip flexion angle and showed large intersubject differences, especially as the joint limit was approached. The damping coefficient was a polynomial function of the hip flexion angle. The measured variables were analysed

using a discriminant function and it was shown that the two groups were clearly discriminable in a meaningful manner.

Relevance

The results of this study showed that men with mechanical low-back pain present higher passive elastic moment and stiffness of the hamstrings and lower trunk flexibility. This could be due to shortening adaptations of the muscles of the subjects with low-back pain. Therefore, tightness of hamstrings can be considered in association with mechanical low-back pain.

Key words: Biomechanics, stiffness, damping coefficient, passive elastic moment, hamstrings, low-back pain, hip.

Introduction

Chronic back pain is a growing health problem that affects 80% of the population at some point during their lives¹ and is the most frequent cause of activity limitation in individuals under the age of 45². Unfortunately, low-back pain (LBP) remains a symptom of multiple uncertain etiology. Despite different opinions on the etiology of LBP, there is agreement on the fact that pain increases with mechanical stresses³.

It has been demonstrated that the presence of tight hamstring muscles is associated with lumbar spine disorders^{4,5} and syndromes of low-back dysfunction⁶. For chronic LBP patients, stretching of the muscles, including the hamstrings, improved their physical abilities and reduced their pain level⁷. However, the exact contribution of tight hamstrings is not clear. In clinics, the Straight-Leg-Raising (SLR) test is routinely used to measure hamstring tightness. Variations of SLR have been performed by using different kinds of goniometer^{8,9,10,11}, testing methods^{12,13} and fixations¹⁴. This can explain differences and variations in the reported results with this clinical test.

A new approach to this test was the instrumental SLR^{15,16} in which the limb was raised passively by a device. With this method, the passive elastic moment of the hip extensor and their extensibility were measured. Only two other investigations^{17,18} reported the contribution of the passive elastic elements to the extensor moment at the hip joint. All of these studies however have measured these variables only in healthy male subjects. Data on the passive elastic moment of the hip have not been reported in the literature for subjects with LBP.

According to Hatze¹⁹, a body segment that pivots around a joint in the vertical plane is subject to the following passive moments when the muscles across the joint are relaxed: the nonlinear elastic moment due to elastic structures of the joint and which is a function of the joint angle; the nonlinear viscous moment due to viscous elements and which is a function of the joint angle and angular velocity; and a gravitational moment.

The passive elastic moment can be evaluated by moving the segment, at a constant angular velocity, passively through a complete range of motion. The reason for a low and constant velocity is to minimize the viscous moment. This method was used by Hayes and Hatze²⁰ to evaluate the passive elastic moment of the elbow.

The passive viscous moment can be measured by applying the small oscillation theory to the suspension method of Hatze¹⁹. When a body segment is suspended on a spring in the horizontal position and then released to oscillate ($-8^\circ \leq x \leq +8^\circ$), it will have a damped oscillation around its horizontal equilibrium. The resulting oscillations will decay at an exponential rate depending on the amount of damping coefficient of the joint and the damping coefficient of the apparatus. Up to the present time, the damping coefficient of the hip has been evaluated in only one subject¹⁹.

Given the lack of data on the passive elastic moment and the damping coefficient of the hip joint in subjects with mechanical LBP, there is a need to begin to fill this gap to be able to do further studies on the mechanical properties of the joints of subjects with LBP. Therefore, the purpose of this study was to measure and compare the passive elastic moment, the stiffness and the damping coefficient of the

hip joint, as functions of the hip and knee joint angles in men with and without LBP. Two conventional test, the SLR and the Trunk Forward Flexion, were also performed and compared between these subjects.

Methods and materials

Subjects

Eighteen male subjects ranging in age from 21 to 44 years participated in the research, voluntarily with their informed consent. The study was approved by the Human Research Ethics Committee of University of Ottawa. Ten healthy subjects without any history of LBP were recruited from the university student population for the control group. One of the subjects of this group had major difficulties relaxing during the tests and his results were so extreme that they influenced the average value for the group (the passive elastic moment of the hip of this subject was 56.49 N·m at 90% of SLR while the average of the group including him was 26.00 N·m). This case was identified as an outlier and was excluded from subsequent analyses²¹, since a passive and relaxed state of muscles was a basic requirement for successful testing.

The experimental group consisted of eight men recruited from the patients of local physiotherapy, chiropractic and medical clinics. The criteria of inclusion were the following: 1) professional diagnosis of mechanical LBP 2) presence of periods of LBP within the last six months 3) numerical rating scale result ranging from 4 to 8 for determination of the pain level. The criteria of exclusion were the following: 1) acute pain 2) disc pathology 3) spinal injury 4) surgery of the spine, hip, knee or

ankle joints 5) regular consumption of non-steroidal anti-inflammatory drugs. The criteria of inclusion and exclusion were explained to all health professionals in order to select as much homogeneous as possible experimental group. Each subject was also asked to complete a questionnaire about his medical history and sport habits to verify the selection.

Testing protocol

One session was required for the experiment. Each subject was asked to sign a consent form. Prior to experimental testing, anthropometric parameters were obtained. The test of Trunk Forward Flexion and the SLR were performed and the subject was asked to relax while the passive elastic moment and the damping coefficient of the hip joint were measured. All the measurements were performed on the right lower limb. Table 1 lists information describing the 17 subjects in this study.

Trunk Forward Flexion tests

After five minutes of warm up exercises, the test of Trunk Forward Flexion²² was performed three times with a flexometer. As another flexibility test, the right wrist flexion, with the fingers in flexion, was also measured three times with a goniometer.

Table 1. Descriptive statistics for selected anthropometric measurements averaged between control (n=9) and experimental (n=8) groups.

Measurements	Control		Experimental	
	Mean (SD)	Range	Mean (SD)	Range
Age (years)	27.0 (4.4)	21-32	32.2 (5.2)	28-44
Weight (kg)	75.3 (9.8)	55-88	82.0 (11.6)	64-95
Height (cm)	177.2 (6.4)	166-185	173.6 (5.5)	165-182
Thigh length (cm)	40.8 (2.3)	38-46	39.9 (2.7)	35-43
Shank length (cm)	46.8 (3.2)	42-52	45.6 (2.3)	43-50
Lower limb (cm)	93.5 (3.8)	88-100	91.0 (3.3)	87-98
Upper limb (cm)	74.5 (3.0)	70-80	74.6 (3.5)	69-80

Straight-Leg-Raising or SLR test

To evaluate the tightness of hamstrings, the subjects were in supine position on the examination table. They were solidly fixed to the table, with straps across the pelvis and across the left thigh. A rigid pad was also put under the lumbar curvature to reduce any pelvic compensation during the test. They were instructed to relax their right lower limb during the test and to notify the investigator when the maximum angle of hip flexion was reached. The examiner slowly raised the subject's right lower limb with one hand under the heel and the other hand over the patella. As soon as the examiner felt firm resistance to further elevation or the subject expressed that maximum angle had been reached, the test was stopped. The angle between the

longitudinal axis of femur and the horizontal axis was measured with a goniometer at the greater trochanter. The test was repeated three times and the average of the three trials was calculated.

Net passive elastic moment of the hip joint, $M_e(\theta)$

The procedure used for estimating $M_e(\theta)$ in this study was a combination of the methods used by Hayes and Hatze²⁰ and Smith²³. This approach involved measurement of the moment of force around the hip joint required to passively move the lower limb at a small, constant angular velocity, throughout the SLR angle obtained for each subject. To eliminate the effects of the mass and moment of inertia of the limb, the test was performed in supine and in prone positions (see more details in the equations and data processing section).

Instrumentation

For measuring $M_e(\theta)$, an isokinetic apparatus (KinCom 500H) was used with some modifications. The apparatus consisted of two adjustable tables, in right and left sides, a load cell, a tachometer, a potentiometer, and a lever arm to which a custom-made splint was attached to support the lower limb. The splint consisted of a long splint for the lower limb, under which a rectangular metallic plate (49 cm x 5 cm x 0.3 cm) was fixed to prevent any bending of the splint. Both the splint and the metallic plate were screwed to a bigger rectangular metallic plate (72 cm x 10 cm x 0.9 cm). Underneath of the bigger plate, a socket permitted the insertion of the lever

arm pin which connected the rigid splint and the isokinetic device. The splint socket could be moved in the long axis of the plate to keep the centre of rotation and the centre of mass of the lower limb at about the same projection line. Six slots were made at the lower end of the plate to vertically install a rectangular metallic plate (20.5 cm x 5.6 cm x 0.5 cm) to stabilize the ankle joint in the neutral position. The isokinetic apparatus was controlled by a microcomputer to set the start and stop angles, which were adjusted according to each subject's SLR angle. The load cell of the apparatus was calibrated with calibrated weights from 0 to 198 N.

To ensure the passive state of muscles, electromyography was used with surface electrodes (silver/silver chloride; Medicotest, type M), which were placed 2.0 cm apart over the motor points of semimembranosus, rectus femoris, gluteus maximus and rectus abdominis^{24,25}. The raw EMG signals were received by preamplifiers (Muscle Tester ME 3000, gain 393, 20-500 Hz bandpass, common mode rejection ratio > 130 dB). For monitoring purposes, the EMG signals were sent concurrently to the data acquisition system, BIOAD²⁶, and to an oscilloscope.

Subject preparation

After preparing the subject for EMG (shaving and rubbing the skin with alcohol and placing the electrodes), he was positioned either on the right side of the testing apparatus, in a supine position, or on the left side in a prone position, in a random order. The rotation centre of the right hip, assumed to be just over the palpable tip of the greater trochanter, had to be at the same level of the rotation axis of the lever arm

of the apparatus. For this purpose, the head of the machine was raised (in prone) or lowered (in supine). In prone position, three rigid mats (totalling 24 cm thickness) were added to the top of the left table to prevent contact between the foot and the floor; the left leg was placed over another table, with the same thickness of mats. The right lower limb was supported by the splint and the knee was fixed in extension with a Velcro strap. The ankle was stabilized in the neutral position either by the vertical plate of the splint, or by Velcro straps, for subjects for whom the splint was too short. The trunk and pelvis were fixed by a large Velcro strap (Figures 1a and 1b).

Procedures

The subject was encouraged to relax and to keep a straight EMG baseline trace on the oscilloscope. The limb was positioned at a starting angle of 0° . The machine was set to do a slow ($5^\circ/s$), passive movement of flexion and extension up to the SLR angle of each subject. Three successful trials were conducted for data collection in each position, with two minutes rest between trials and ten minutes between positions.

The load cell and potentiometer signals were analogue-to-digital converted and sampled at 75 Hz while the EMG signals were sampled at 750 Hz, for a period of 30 seconds by BIOAD software and saved on a microcomputer (Compaq 386).

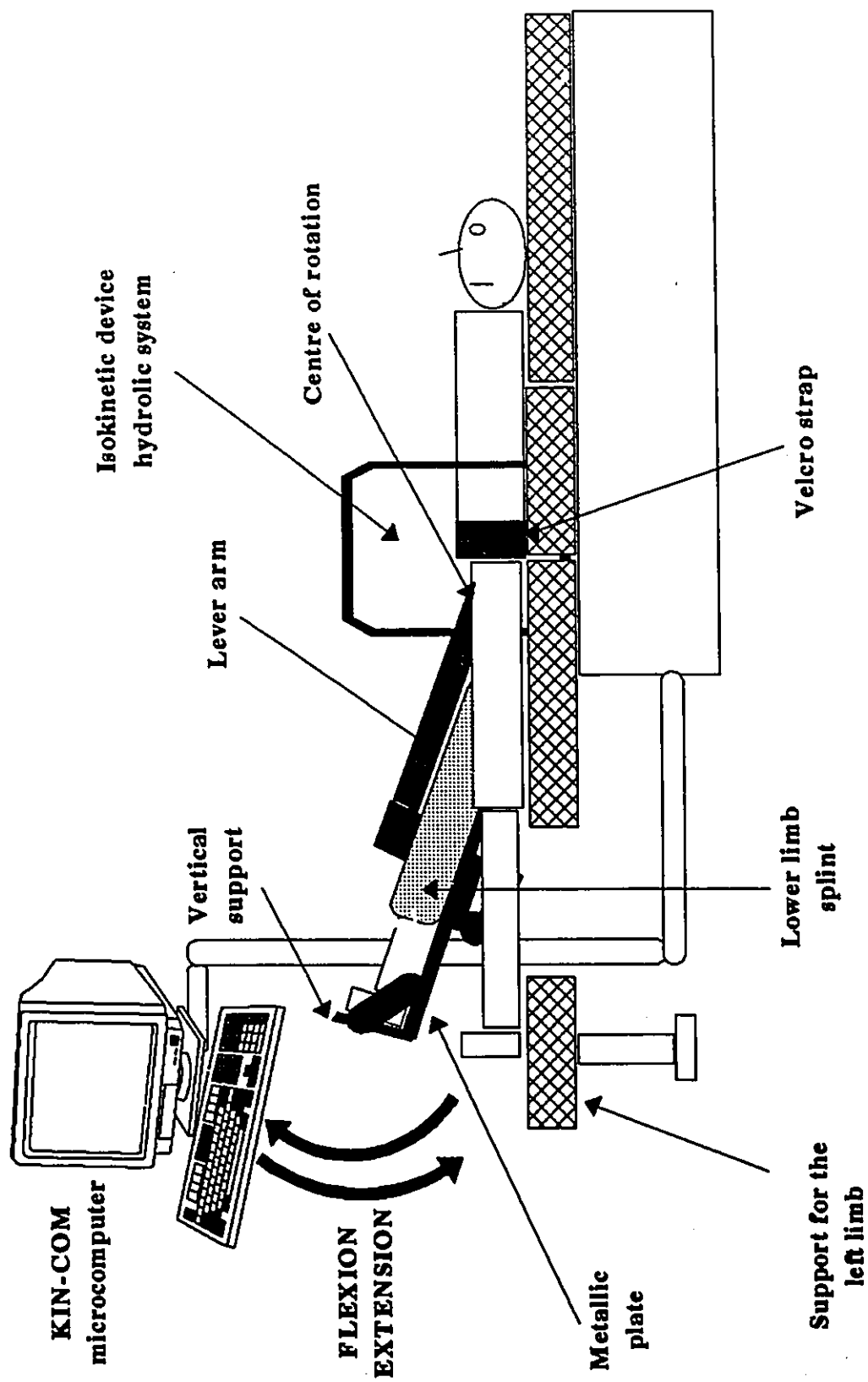


Figure 1a. Lateral view of the supine position on the isokinetic device.

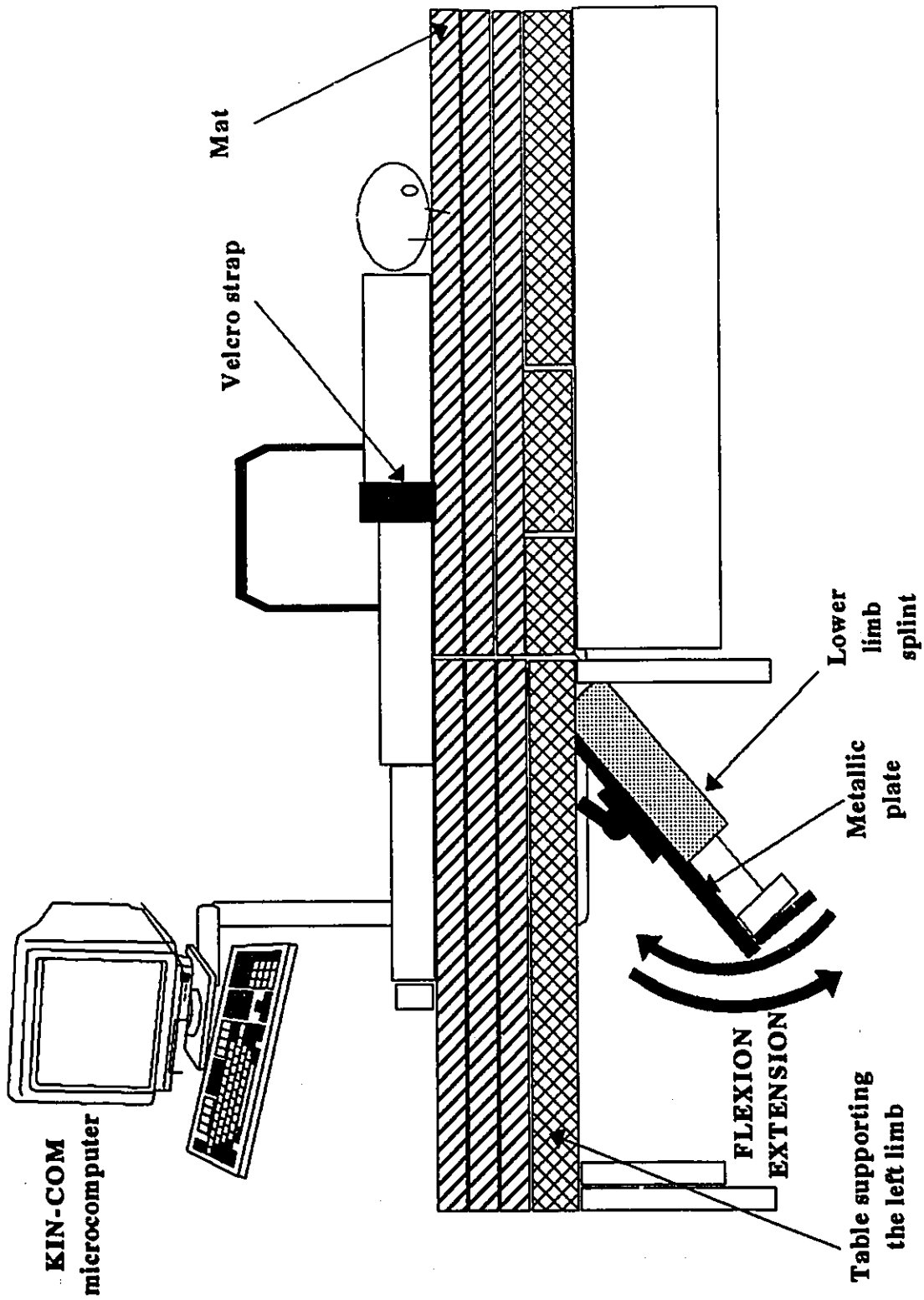


Figure 1b. Lateral view of the prone position on the isokinetic device.

Equations and data processing

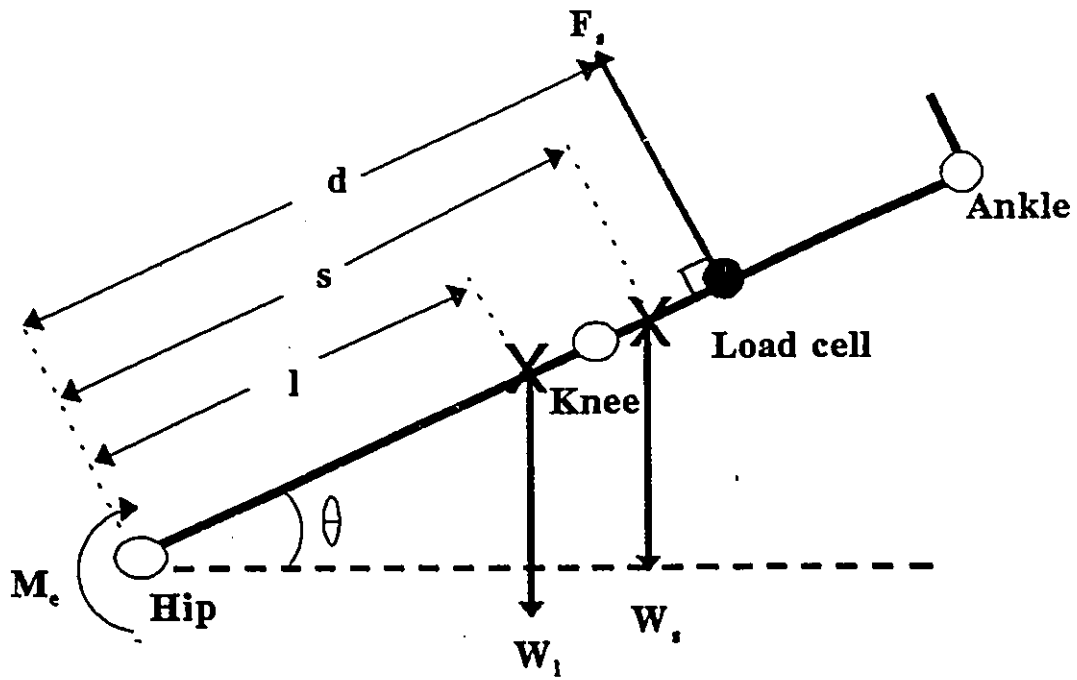
The saved data were loaded into a data processing and analysis software (BIOPROC²⁶). The EMG signals were again inspected for muscle activity and trial selection. The load cell and the potentiometer output of the flexion phase of each trial were stored in computer files for later processing. From each file, the minimum (0%) and maximum (100%) angles of SLR were found and divided into 15, 45, 60, 75 and 90 percentages. The force (in volts) was then obtained at 0, 15, 45, 60, 75 and 90 percentages of SLR angle. The mean of the forces was calculated across trials in supine and in prone positions. The net passive elastic moment and the stiffness of hip joint were computed as follows.

The equations of equilibrium at the rotation centre of the hip in supine and in prone (Figure 2), were respectively:

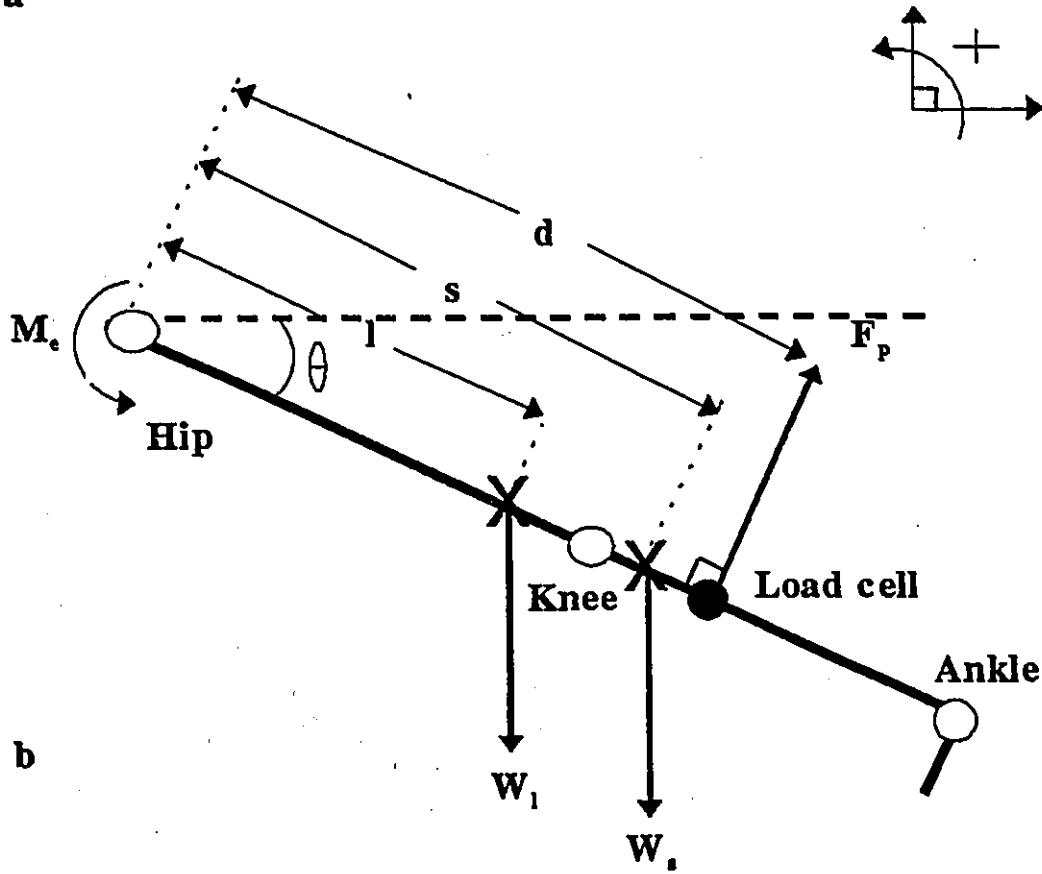
$$-W_1 l \cos \theta - W_s s \cos \theta + F_s d - M_c(\theta) = 0 \quad (1)$$

$$-W_1 l \cos \theta - W_s s \cos \theta + F_p d + M_c(\theta) = 0 \quad (2)$$

where W_1 (N) was the weight of the lower limb, l (m) the distance between the centre of mass of the lower limb and the rotation centre of the hip, θ ($^\circ$) the angle between the longitudinal axis of femur and the horizontal, W_s (N) the weight of the splint, s (m) the distance between the centre of mass of the splint and the centre of rotation of the hip, d (m) the distance between the applied force by the isokinetic device and the centre of rotation of the hip, F_s and F_p (N) the forces required to move the lower



a



b

Figure 2. Diagram of the forces operating on the lower limb and the net passive elastic moment of the hip in the test of elasticity: a, in supine; b, in prone.

limb passively in supine and in prone, respectively, and $M_c(\theta)$ (N·m) the net passive elastic moment of the hip. With the assumption that $M_c(\theta)$ was the same in both positions at a selected angle θ , it could be calculated from equation (3), which was obtained by resolution of the equations (1) and (2).

$$M_c(\theta) = \frac{d(F_s - F_p)}{2} \quad (3)$$

$M_c(\theta)$ was calculated at 0, 15, 45, 60, 75 and 90 percentages of SLR for each subject. To obtain the stiffness of hamstrings, $K_c(\theta^*) = \Delta M_c(\theta^*) / \Delta \theta^*$, at different angles, values of $M_c(\theta)$ (N·m) for each subject were fit to a second-order regression curve with the angle θ^* (rad) as independent variable; the first derivative of this equation at each angle was considered as the stiffness (N·m·rad⁻¹).

Angular damping coefficient of the hip joint, $C_h(\theta^)$*

$C_h(\theta^*)$ was determined using the small oscillation theory and the suspension method of Hatze¹⁹ modified by McFaull and Lamontagne²⁷. The suspension method consisted of hanging the lower limb at the ankle joint in the horizontal plane while the rotational axis was the hip joint. The ankle joint was suspended by a spring-support system. An oscillation was then produced by stretching the spring mechanism support.

Instrumentation

The apparatus used to determine $C_b(\theta)$ was a modification of the small oscillation apparatus (SOA) developed for determining the damping coefficient of the knee²⁷. The SOA consisted of a subject carriage and a suspension assembly. The subject carriage consisted of an adjustable seat which could move with a lever, forward and backward in the tracks. The back of the seat could also be inclined from vertical to horizontal position. The suspension assembly consisted of a frame fixed to the ceiling and to the floor, an adjustable crossbar that could be moved upward and downward and to which the load cell, two springs, the upper and lower spring supports and the distal leg support were attached. The output of the S-shaped load cell (Intertechnology Inc, Don Mills, Ont., Canada, model 363-D3-100-2CP3) was sent to a strain gauge (Acrotech, Chino, California model 308) interfaced for signal conditioning, and then the unfiltered signal was sent to a digital multimeter and also to the data acquisition system. The load cell was calibrated with calibrated weights from 0 to 200 N. Two custom made stainless steel springs (HI-BEK Precision Company Ltd, Hamilton, Ont., Canada), with a stiffness of $500 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$ each, were attached to the load cell, parallel to each other. The lower ends of the springs were attached via the lower spring support to the distal leg support. According to McFaull²⁸, the variability could be decreased by adding two weights of one kilogram to the bottom of the distal leg support. The mass of the apparatus ($m_a = 3.88 \text{ kg}$) consisted of the mass of the lower spring support, distal leg support and two weights (Figures 3a and 3b).

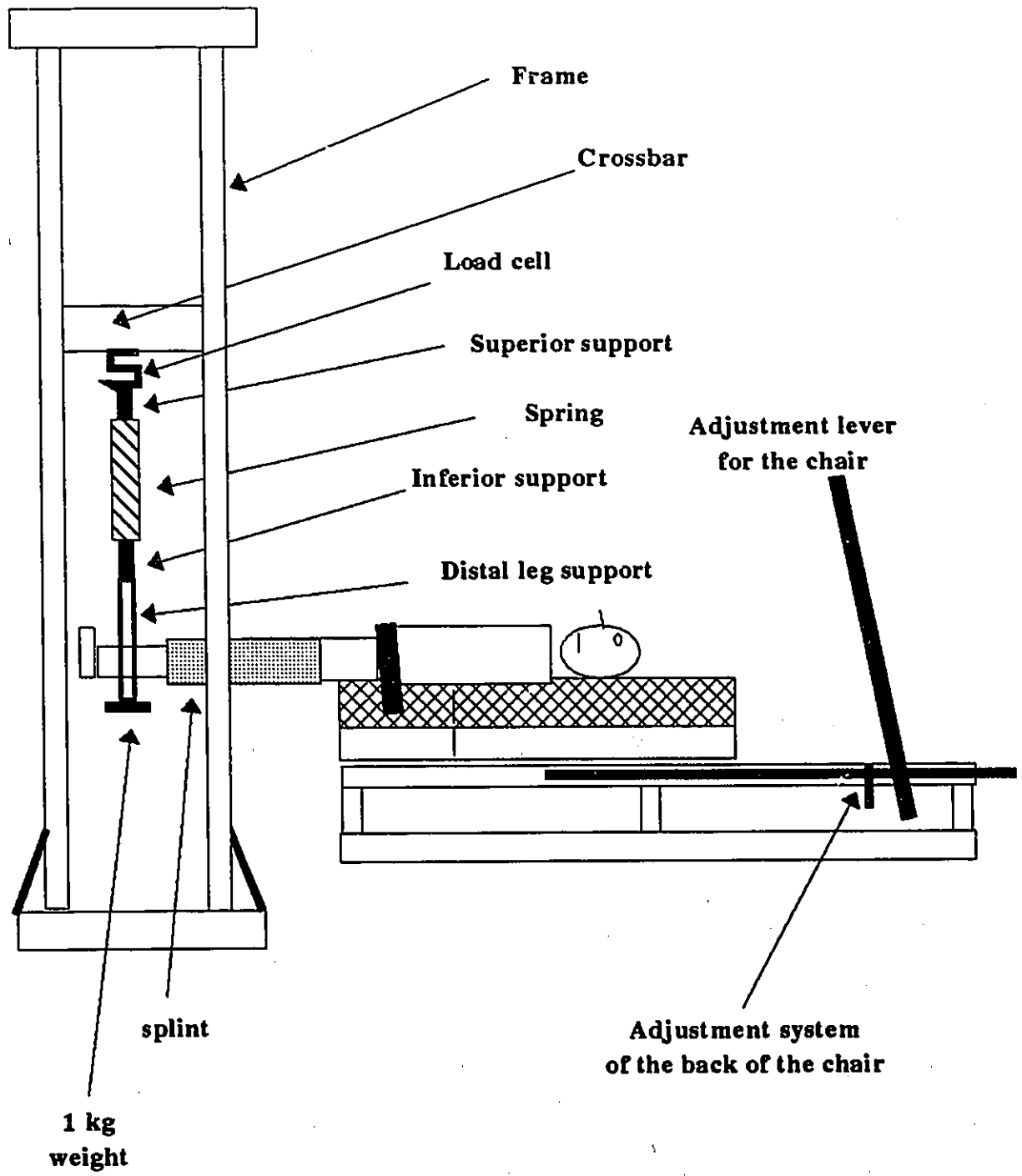


Figure 3a. Lateral view of the suspension assembly and the subject carriage of the small oscillation apparatus.

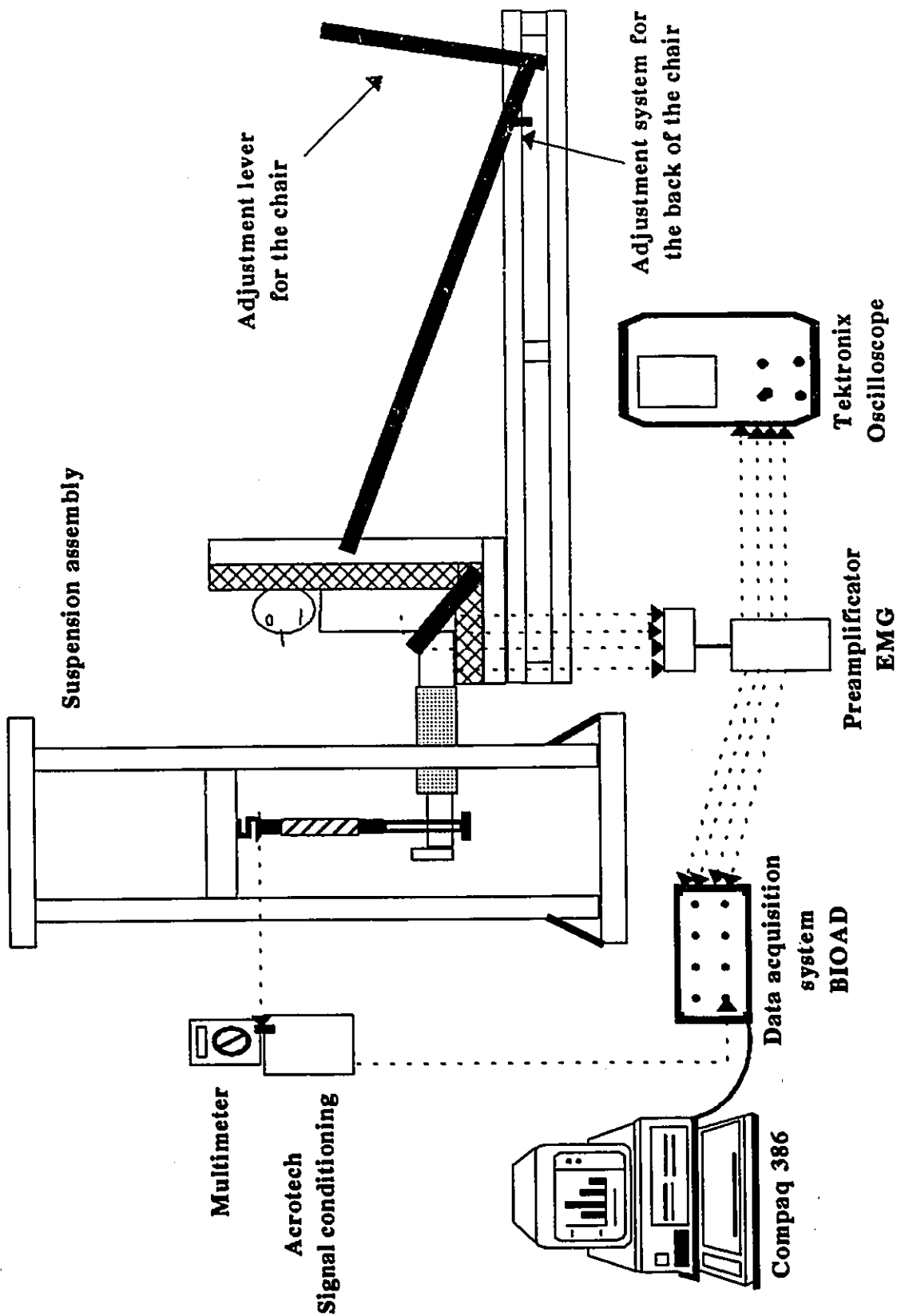


Figure 3b. Lateral view of the small oscillation apparatus and the experimental setup.

Subject preparation

The prepared subject (skin shaved, rubbed and EMG electrodes positioned as described for the previous test), was positioned in the seat of SOA. The back of the seat was configured in six positions consecutively: 0, 15, 45, 60, 75 and 90 percentages of SLR angle of each subject. The trunk was stabilized with a seat belt attached to the seat. To stabilize the knee in extension (0°), a long splint of the lower limb was used. The ankle was fixed in the neutral position with Velcro straps. The distal leg was placed on the distal leg support and the seat was moved until the spring assembly was vertical. A carpenter's level was used to adjust the crossbar until the limb was horizontal. When the positioning was completed, d_h (m), the distance between the rotation centre of the hip and the suspension point, and d_c (m), the distance between the rotation centre of the hip and the centre of mass of the splint, were measured with a measuring tape.

Procedures

The subject was encouraged to relax and to keep a silent EMG signal of semimembranosus, rectus femoris, gluteus maximus and rectus abdominis. The spring assembly was moved slightly downwards ($\leq 8^\circ$), and released to oscillate freely. For a period of 10 seconds, the load cell and EMG signals were digitally converted at 150 and 750 Hz, respectively, by the data acquisition system and stored in the microcomputer. Three successful trials were conducted for data collection in each

configuration (0, 15, 45, 60, 75 and 90 percentages of SLR angle), with one minute rest between trials and five minutes between the six configurations.

Equations and data processing

The load cell and EMG signals saved on microcomputer were loaded into the data processing and analysis program. The EMG signals were controlled again for trial selection. The load cell signal was low-pass filtered (critically damped, fourth-order, $f_c = 6$ Hz) and the bias was removed. In each file, the first positive peak was excluded and, depending on available number of cycles in the trial, the first six to ten cycles of oscillation were stored in a file for later processing. From this file, the force amplitude at each peak and the time period were obtained. Equations described by McFaul²⁸ were used to determine $C_h(\theta^*)$. The total damping coefficient, $C_t(\theta^*)$, could be calculated from equation (4).

$$C_t(\theta^*) = \frac{2\delta (I_l + I_s + I_a)}{\tau} \quad (4)$$

where δ (unitless) was the logarithmic decrement of the force curve, I_l ($\text{kg} \cdot \text{m}^2$) the moment of inertia of the lower limb, I_s ($\text{kg} \cdot \text{m}^2$) the moment of inertia of the splint, I_a ($\text{kg} \cdot \text{m}^2$) the moment of inertia of the apparatus and τ (s) the time period of the damped oscillations. δ was calculated from equation (5), where n was the cycle number in the oscillation curve and ϕ_i the value of the positive peak at time (i).

$$\delta = \frac{1}{n} \ln \left(\frac{\phi_i}{\phi_{i+n}} \right) \quad (5)$$

I_a was calculated from equation (6) with $m_a = 3.88$ kg and d_a , the distance between the centre of rotation of the hip and the suspension point.

$$I_a = m_a d_a^2 \quad (6)$$

The mass of the splint, $m_s = 0.908$ kg and its centre of mass were determined and I_s was calculated from equation (7) with d_s , the distance between the centre of rotation of the hip and the centre of mass of the splint.

$$I_s = m_s d_s^2 \quad (7)$$

I_l was calculated from equation (8).

$$I_l = \frac{\tau^2 (Kd_a^2 + K_c(\theta^*))}{4\pi^2 + \delta^2} - (I_a + I_s) \quad (8)$$

where $K = 1000 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$ was the stiffness of the springs and $K_c(\theta^*)$ ($\text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{rad}^{-1}$) was the stiffness of the hamstrings.

Once all these parameters were input into equation (4) and $C_l(\theta^*)$ was calculated, the angular damping coefficient of the hip at an angle θ^* ,

$C_b(\theta^*)$ ($N \cdot m \cdot s \cdot rad^{-1}$), could be determined from equation (9).

$$C_b(\theta^*) = C_i(\theta^*) - C_a(d) \quad (9)$$

where $C_a(d)$ was the damping coefficient of the small oscillation apparatus which was determined by using McFaul's²⁸ method. However, instead of using a single shaft, four steel cylindric shafts of 0.7, 0.8, 0.9 and 1.0 m length and a moment of inertia about the proximal end of 1.030, 1.536, 2.185 and 3.159 $kg \cdot m^2$, respectively, were used for calibration. To eliminate the proximal damping during oscillations, each shaft was placed on a knife edge machined to a thin plate of aluminium. The plate was itself screwed to the frame of the seat of SOA. The distal end of the shaft was placed on the distal leg support and the crossbar was moved until the shaft was level. Then the same procedures that will be explained for the limb were followed and $C_a(d)$ was calculated from equation (10).

$$C_a(d) = \frac{2\delta (I_a + I_p)}{\tau} \quad (10)$$

where I_p ($kg \cdot m^2$) was the moment of inertia of the oscillating shaft. According to Hatze¹⁹, $C_a(d)$ is a linear function of the suspension distance. The data obtained from the calibration were fit to a regression line, with d (m) as independent variable.

The following procedure was followed to find the parameters of equation (4), to calculate $C_i(\theta^*)$ and then $C_b(\theta^*)$. Each file was loaded into a computer peak finding

program which detected the maxima and their time of occurrence. For each angle of each subject, a computer spreadsheet was created into which the output of the peak finding program was imported and other operations were performed.

For each trial, the logarithmic decrement of the positive peaks was calculated from equation (5), for $n = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10$ (depending on the available number of cycles). The mean of δ was calculated for each trial and then the mean of the trials was used in equation (4). For each trial, the time period, τ (s), between each successive positive peak of the cycles was calculated and the global mean of the cycles and the trials was used. I_1 , I_s and I_a were obtained from equations (8), (7) and (6) respectively, as explained previously.

Statistical analysis

The results of trunk flexion, wrist flexion and SLR angle between groups were analysed using the independent *t*-test.

Three two-factor (2x6) mixed design analyses of variance (ANOVA) were used to analyse the response variables: the passive elastic moment ($M_c(\theta)$), the stiffness ($K_c(\theta^*)$) and the damping coefficient ($C_h(\theta^*)$) of the hip. The two factors were first, group (control vs experimental), which was the between factor, and second, angle (0, 15, 45, 60, 75 and 90% of SLR angle), which was the within factor. The model included the group effect, the angle effect and the group by angle interaction. Because the sphericity assumption was not met for $M_c(\theta)$ and $K_c(\theta^*)$, the conservative F was used to avoid any positive bias. In other words, the univariate F was calculated and

evaluated against an F whose degrees of freedom were the usual ones multiplied by ϵ (Greenhouse-Geisser parameter). This procedure had a simple calculation, an honest Type I error and an acceptable power against multivariate alternatives^{29,30}.

An exploratory discriminant function analysis was applied, as it was not known in advance which, if any, of the measured variables (normalized trunk flexion, SLR angle, $M_c(\theta)$, $K_c(\theta^*)$, $C_h(\theta^*)$) might be significant discriminators of the groups. Therefore, without prior assumptions, variables were selected by a stepwise method which minimized Wilks' λ at each step of the analysis²¹. For the variables $M_c(\theta)$, $K_c(\theta^*)$ and $C_h(\theta^*)$, the mean of the six angles of each subject were used in this analysis.

The independent t -tests were done with the use of the Number Cruncher Statistical System (NCSS), while the ANOVA and the discriminant function analysis were accomplished with the Statistical Package for Social Sciences (SPSS) computer program. The level of significance was set at $\alpha \leq 0.05$.

Results

Descriptive statistics for the average of the trunk flexion, wrist flexion and SLR for both groups are reported in Table 2. Using a t -test, the results of wrist flexion and SLR were not significantly different between groups but there was a significant difference between groups for the normalized trunk flexion ($p \leq 0.05$). The experimental group had less trunk forward flexion than the control group.

Descriptive statistics for the average of the passive elastic moment, the stiffness

Table 2. Comparison of the trunk flexibility, wrist flexibility and SLR angle of control group vs experimental group.

Measurements	Control	Experimental	p
	Mean (SD)	Mean (SD)	
NTF (unitless)	6.1 (3.1)	3.6 (1.5)	≤ 0.05
WF (degree)	64.8 (4.6)	55.5 (11.4)	NS
SLR (degree)	67.3 (9.1)	64.8 (14.2)	NS

SD=Standard deviation; WF=Wrist flexion; SLR=angle of Straight-Leg-Raising; NTF=Normalized trunk flexion=[(Lower limb length - Upper limb length) * Trunk flexion] /100; NS=Non significant

Table 3. Mean of the passive elastic moment, the stiffness and the damping coefficient of the hip at different percentages of SLR angle in each group.

Tests	M_e (N·m)		K_e (N·m·rad ⁻¹)		C_b (N·m·s·rad ⁻¹)	
	Ctrl (n=9)	Exp (n=8)	Ctrl (n=9)	Exp (n=8)	Ctrl (n=9)	Exp (n=8)
0	1.75(4.37)	0.61(2.55)	-7.54 (5.62)	-6.92(10.73)	3.08(1.16)	2.53(0.96)
15	-1.93(3.79)	-3.25(2.25)	-12.15 (3.95)	-14.00 (6.88)	3.04(0.88)	2.37(0.92)
45	-6.99(3.30)	-9.67(2.35)	-21.37 (4.21)	-28.17 (4.29)	3.11(0.80)	2.71(0.87)
60	-10.56(3.11)	-13.41(2.68)	-25.99 (5.98)	-35.25 (7.58)	3.43(1.37)	3.10(1.20)
75	-15.02(3.05)	-19.79(4.86)	-30.61 (8.07)	-42.33(11.51)	3.48(1.44)	3.16(0.93)
90	-22.65(5.36)	-30.16(9.15)	-35.22(10.28)	-49.42(15.59)	3.75(1.25)	3.05(1.23)

M_e =Passive elastic moment; K_e =Stiffness; C_b =Damping coefficient; Ctrl=Control group; Exp=Experimental group. Values in parentheses are standard deviations.

and the damping coefficient of the hip at each angle of each group are reported in Table 3.

Two different calibration curves were obtained for each side of the isokinetic apparatus load cell. Both curves were linear ($r = 0.99$, $r = 0.99$) with a hysteresis of 1.9% and 0.4% of the full scale. The two-factor mixed design ANOVA (Table 4) for the variable $M_c(\theta)$ demonstrated significant main effects between groups ($F(1,15) = 4.60$, $p \leq 0.05$) and between angles ($F(1.16,17.34) = 180.03$, $p < 0.0001$). On the average, the passive elastic moment of the hip of the experimental group was significantly higher than the control group. The best-fit curve (Figure 4a) obtained by a least-squares criterion at each angle level, for the average of $M_c(\theta)$ of each group was a second-order polynomial ($R^2 = 0.99$ for both groups). The variability of the passive elastic moment of the hip was greater as the joint limit was approached. This was especially obvious in the experimental group, where at 90% of SLR angle, the minimum moment obtained was 17.90 N·m and the maximum was 43.87 N·m.

The two-factor mixed design ANOVA (Table 5) for the variable $K_c(\theta)$, demonstrated significant main effects between groups ($F(1,15) = 10.39$, $p \leq 0.01$) and between angles ($F(1,15) = 51.05$, $p \leq 0.0001$). On the average, the stiffness of the hip of the experimental group was higher than the control group. The stiffness increased linearly in both groups, with the increase of the hip flexion angle (Figure 4b). The variability of $K_c(\theta)$ was also higher at 90% of SLR angle especially in the experimental group, where the maximum value was 73.57 N·m·rad⁻¹ and the minimum value was 25.99 N·m·rad⁻¹.

Table 4. Two-factor mixed design ANOVA with repeated measures for the passive elastic moment of the hip.

Source	SS	df	MS	F	p
Group (A)	289.73	1	289.73	4.60	≤ 0.05
Error (Between)	944.38	15	62.96		
Angle (B)	8565.27	5	1713.05	180.03	≤ 0.0001
A x B	123.00	5	24.60	2.59	NS
Error (Within)	713.66	75	9.51		
Total	10656.50	101			

• For factor B and the interaction A x B, significance of F is compared with a conservative F; NS=Non significant

The calibration curve obtained for the load cell of the small oscillation apparatus was linear ($r = 0.99$) with a hysteresis of 0.07% of the full scale. The damping coefficient of the apparatus ($C_a(d)$), was a linear function ($r = 0.79$) of the suspension distance (d) and was given by the regression equation (11):

$$C_a(d) = -0.149 + 0.004 d \quad (R^2 = 0.62) \quad (11)$$

The two-factor mixed design ANOVA (Table 6) for the variable $C_h(\theta)$, demonstrated a significant main effect between angles ($F(5,75) = 4.96$, $p \leq 0.01$). The damping coefficient of the hip joint was not significantly different between the two groups but it was slightly lower in the experimental group compared to the

Table 5. Two-factor mixed design ANOVA with repeated measures for the stiffness of the hip.

Source	SS	df	MS	F	p
Group (A)	1317.29	1	1317.29	10.39	≤ 0.01
Error (Between)	1901.57	15	126.77		
Angle (B)	15548.45	5	3109.69	51.05	≤ 0.0001
A x B	693.26	5	138.65	2.28	NS
Error (Within)	4568.77	75	60.92		
Total	24029.34	101			

• For factor B and the interaction A x B, significance of F is compared with a conservative F; NS=Non significant.

Table 6. Two-factor mixed design ANOVA with repeated measures for the damping coefficient of the hip.

Source	SS	df	MS	F	p
Group (A)	6.16	1	6.16	1.05	NS
Error (Between)	87.92	15	5.86		
Angle (B)	7.59	5	1.52	4.96	≤ 0.01
A x B	0.61	5	0.12	0.40	NS
Error (Within)	22.97	75	0.31		
Total	125.25	101			

NS=Non significant.

control group. Therefore, the damping coefficient values of both groups at each angle were averaged and the best-fit curve (Figure 4c) obtained by a least-squares criterion at each angle level was a third-order polynomial ($R^2 = 0.98$). On average, the damping coefficient was minimum at 15% of SLR angle, and maximum at 90% of SLR angle.

The discriminant function analysis selected the stiffness and the normalized trunk flexion scores as predictors of group membership. The canonical discriminant function had a canonical correlation of 0.78 and a Wilks' λ of 0.39, $p \leq 0.001$. The classification results of this analysis showed that 8 out of 9 subjects of the control group and all of the 8 subjects in the experimental group had accurate predicted group membership. In other words, the selected variables in the discriminant function were able to classify 94.1% of the cases correctly.

Among subjects that were examined, most were easily capable of relaxation before and during the test of the passive elastic moment of the hip and the limb's oscillation (except for the one mentioned earlier). For those incapable of maintaining electrical silence on the oscilloscope, more trials were done to get successful results.

Discussion

In the present study, the passive elastic moment, the stiffness and the damping coefficient of the soft tissues spanning the hip joint were determined in eight subjects with mechanical LBP and in nine control subjects.

The results showed that the passive elastic moment of the group with LBP was

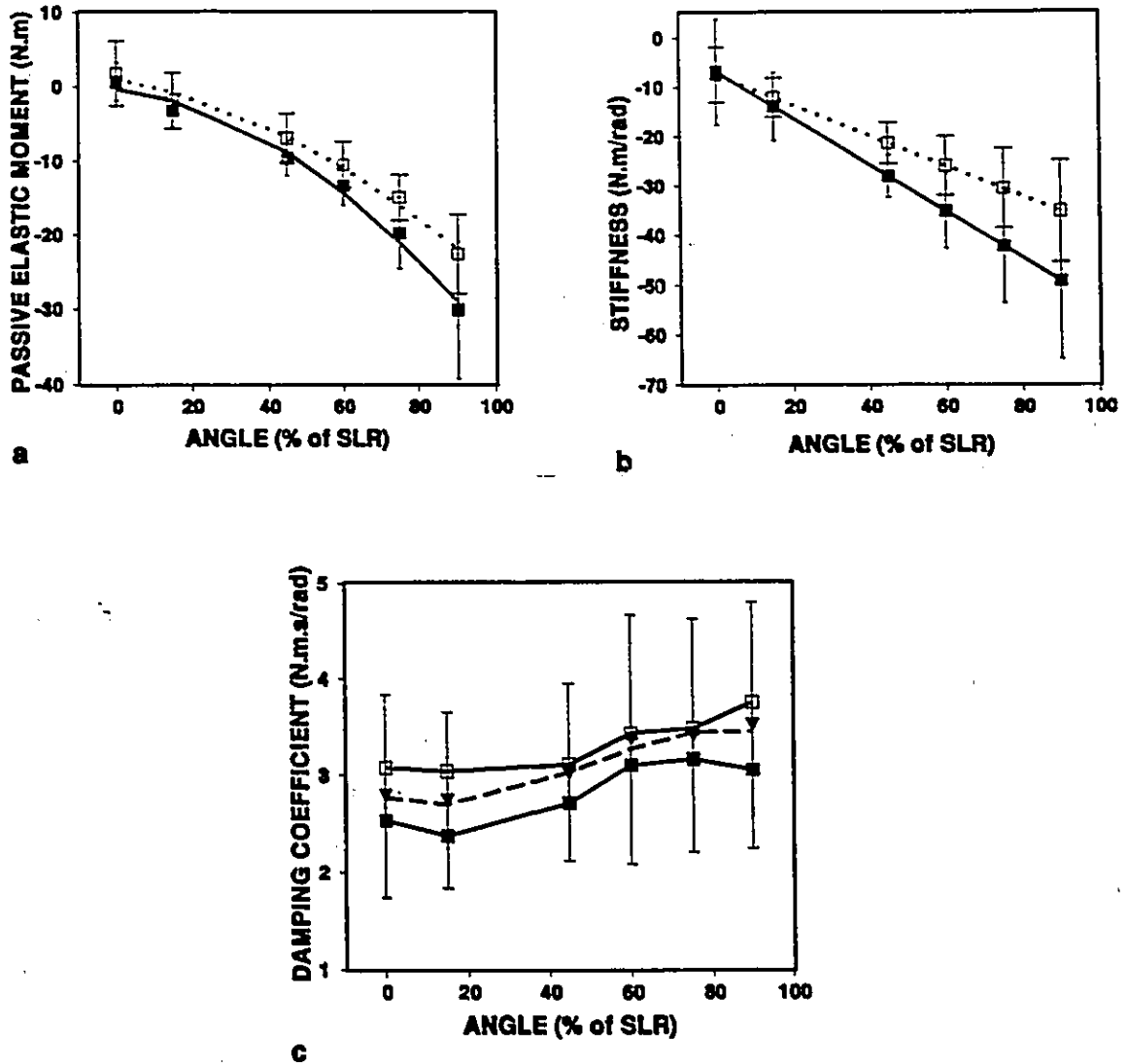


Figure 4. a, passive elastic moments of the hip of the control (empty box, error bar with large cap) and experimental groups (solid box, error bar with small cap) with increasing hip flexion. Dotted line and solid line are the best fitting least-squares function of the control and experimental groups respectively; b, stiffness of the hip of the control (dotted line with empty box, error bar with large cap) and experimental (solid line with solid box, error bar with small cap) groups with increasing hip angle; c, damping coefficient of the hip of the control (empty box) and experimental (solid box) groups. Filled triangles with error bar and dashed line are the average data and the best fitting least-squares function of the average of both groups. Error bars represent standard deviations in a, b and c.

significantly higher than the control group and, as it was expected, it increased with the hip flexion angle and became obviously large at the extreme of joint displacement. The maximum passive elastic moment of each group was at 90% of SLR angle, which was 22.65 N·m (at 60.57°) and 30.16 N·m (at 58.32°) for the control and experimental group, respectively. The comparable data in the literature are those of Yoon and Mansour¹⁷, Vrahas et al.¹⁸ and Göeken and Hof¹⁵ for the control group of subjects. At 60° of hip flexion, the maximum moment reported by Vrahas et al. and Göeken and Hof was 18 N·m and 20 N·m, respectively, which was consistent with that of the present study, while Yoon and Mansour reported up to 50 N·m (Figure 5). The discrepancy in the results obtained by Yoon and Mansour and those of the three other studies, including the current one, begins around 50° of hip flexion. This might be due to differences in the methodology because Yoon and Mansour used a human operator for the rotation of the leg. The least-squares analysis of the average data of each group demonstrated a nonlinear behaviour for the passive elastic moment of the hip such as shown by Yoon and Mansour.

The stiffness of the hamstrings was defined as the rate of the change in the passive elastic moment at the hip joint as a function of the change in the hip flexion angle. The stiffness was also at its maximum towards the joint limit in both groups and was significantly higher in the group with LBP. Animal studies have demonstrated that when a muscle is working in a shortened length, quantitative and qualitative changes occur in the connective tissue: thickening of the perimysium and

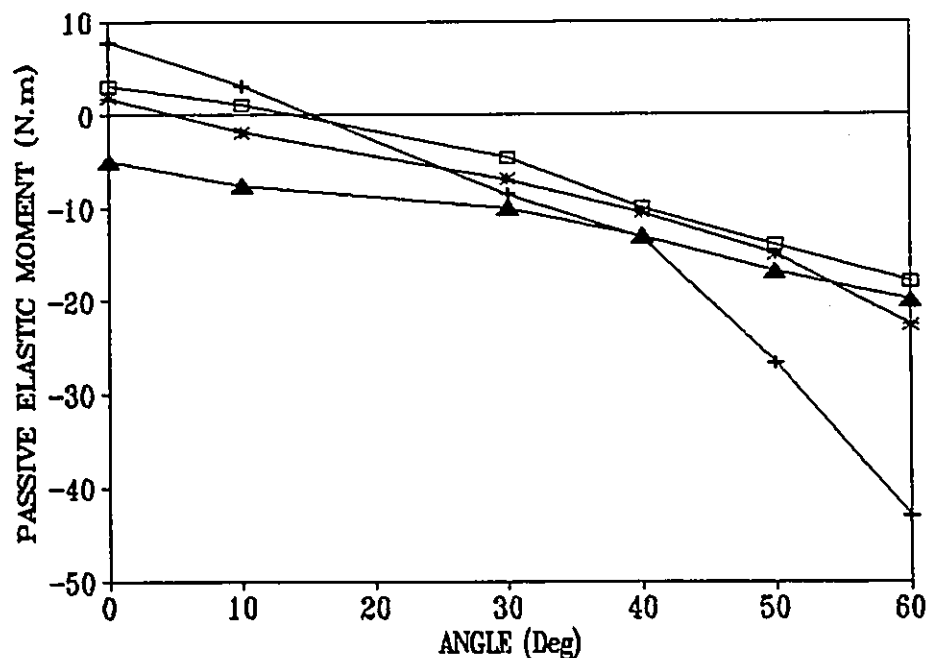


Figure 5. Passive elastic moments of the hip in flexion, obtained in the current study for the control group of subjects (asterisks), by Vrahas et al. (empty squares), by Yoon and Mansour (plus) and by Göeken and Hof (filled triangles).

the endomysium and alteration of angle of collagen fibres in conjunction with the muscle fibres. This results in an increased stiffness and reduced elasticity of the muscle³¹. The higher passive elastic moment and stiffness of the hamstrings of the experimental group compared to the control group of this study might be explained by the same shortening adaptations of the muscles of the subjects with mechanical LBP and unbalance between low-back and abdominal muscles. However, it was beyond the scope of this study to determine which was the cause and which the effect.

As in another study¹⁶, there were large intersubject differences in $M_c(\theta)$ and $K_c(\theta)$ which were highest in 90% of SLR angle of both groups. This variability can

be explained partly by different anthropometry of the subjects including muscle mass, length, cross-sectional area and body size, all of which affect the amount of connective tissue and cross-links of the myofilaments^{16,32}. These differences became more important towards the joint limit when the surrounding tissues became tight.

The damping coefficient of the hip was not significantly different between the two groups. The only comparable data in the literature are those reported by Hatze¹⁹. He found a damping coefficient of $3.75 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s} \cdot \text{rad}^{-1}$ for the hip which was slightly higher than the average of both groups. Just as it has been reported in the literature on other joints, the damping coefficient of the hip was also adequately described by a polynomial equation and reached its minimum at 15% of SLR angle and its maximum at the extreme of joint displacement. The increase of $C_h(\theta^*)$ toward the end of hip flexion can be explained by changes in the flow of the fluid within the ground substance and a less efficient lubrication. The variability of $C_h(\theta^*)$ was also highest at the extreme angle but overall it tended to be less variable than $M_c(\theta)$ and $K_c(\theta^*)$. Correlation analyses at each hip angle demonstrated that there was not a high correlation between $M_c(\theta)$ and $C_h(\theta^*)$ or $K_c(\theta^*)$ and $C_h(\theta^*)$. Therefore high passive elastic moment and stiffness do not necessarily imply a high damping coefficient or vice versa. In fact the subject with the highest average of $M_c(\theta)$ ($14.74 \text{ N} \cdot \text{m}$) in the control group had the lowest average of $C_h(\theta^*)$ ($1.98 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s} \cdot \text{rad}^{-1}$) and the one with the lowest average of $M_c(\theta)$ ($3.9 \text{ N} \cdot \text{m}$) had the highest average of $C_h(\theta^*)$ ($5.35 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s} \cdot \text{rad}^{-1}$). There seems to be a tendency of predominance of one of the two elements, the passive elastic or the passive viscous element, over the other one; it

can be speculated that elastic and viscous moments are additive.

There was no significant difference between the SLR angle of the two groups. This result was in agreement with other research results^{6,10,33} that found no correlation between the test of SLR for hamstrings tightness and the presence of back pain. The interpretation of the result of SLR depends on several factors including the extensibility of the back muscles and the contribution of pelvic rotation. A certain SLR angle does not necessarily imply a similar extensibility in hamstring muscles because the extensibility of the back muscles and, therefore, the extent of pelvic rotation might be different. Unless the pelvis is completely stabilized, which may not be possible in most cases, the SLR angle is not a true indication of hamstrings length. Therefore, significantly different results in the two groups of this study were not necessarily expected.

The results of the tests of flexibility showed that the flexibility of the trunk of the experimental group was significantly lower than the control group while there was no difference in the flexibility of the wrist of these groups. The measure of wrist flexion demonstrated that the experimental group was not generally less flexible.

In this study, it was assumed that the passive viscoelastic moment was predominantly due to hamstring muscles because there is not any important ligamentous or capsular resistance during hip flexion. The capsule of the hip joint is strengthened by iliofemoral, pubofemoral and ischiofemoral ligaments. These ligaments wind around the neck of the femur in a clockwise direction. During flexion of the hip, all the ligaments are relaxed as they unwind³⁴. The anterior insertion of the

capsule of the hip is along the trochanteric line but the posterior insertion is not along the trochanteric crest. Therefore, the extracapsular portion of the neck is longer posteriorly than anteriorly. When the knee is in extension, as it was the case in this study, the hamstrings become stretched and their efficiency as hip extensor increases. Thus, during hip flexion with the knee in extension they are the first to resist to the movement. If the knee was in flexion, the hamstrings were relaxed and allowed a greater degree of hip flexion. In this situation, when the pelvis is tilted very far anteriorly, the gluteus maximus will also resist to the hip flexion.

Due to the effect of two joint muscles on the passive hip moments, the knee and the ankle were maintained in the neutral position with a splint. The hamstrings are stretched in this position and the passive moments produced at the hip become higher than if the knee was in flexion^{17,18}.

The measurements of the passive elastic moment and the damping coefficient of the hip were performed at 0, 15, 45, 60, 75 and 90 percentages of SLR angle of each person instead of the same definite angles which would have reflected different percentages of the whole range of flexion of every person. This normalization procedure made it possible to compare the results of all subjects at the same percentages of the whole range of SLR of each individual.

During the test of the passive elastic moment, the passive displacement of the limb was at a low and constant rate (5°/s). Yoon and Mansour¹⁷ and Vrahas et al.¹⁸ found no rate-dependent variations in the passive elastic moments of the hip in the range studied by them. However, if the velocity becomes too high or its deviations

exceed 30 to 40% of the mean velocity, the viscous component will be considerably higher²⁰. Alignment of the subject's centre of rotation with that of the isokinetic apparatus was also attempted, but according to Vrahas et al.¹⁸ the results are not free of errors. Another consideration to take into account was the effect of gravitational moment. Some authors^{17,18} have solved this problem by moving the limb in the horizontal plane, an option which was not possible with the isokinetic device. Göeken and Hof^{15,16} took the measurements in the supine position but assumed that the moment measured at the starting position was only due to the weight of the leg. The authors found however an initial flexion moment of about 5 N·m, a finding which rejected their assumption. In the current study, the test was repeated in the supine and prone positions to eliminate the gravitational moment by computations²³.

Surface EMG was used to monitor activity of the principal muscles around the hip joint to ensure that no active contractions occurred during the measurements of $M_c(\theta)$ and $C_h(\theta)$. A small muscle contraction was able to produce variations in the load cell output. Data analysed and reported in this study are those with silent EMG on the oscilloscope, but with surface EMG some activity might be attenuated by adipose tissue and the activity of deeper muscles could not be detected. Therefore, these undetected neuromuscular activities might have influenced the resistance to passive movement of the limb and contributed to the variability of $M_c(\theta)$ and $C_h(\theta)$ of the subjects. The assumption of the centre of rotation of the hip at the palpable tip of the greater trochanter and the estimation of the hip position from surface landmarks and a goniometer might also introduce certain errors. Although consistent positioning

of the subjects was attempted, slight differences in positioning could be a source of variation.

The discriminant function analysis using the stiffness and the normalized trunk flexion, was very successful in predicting group membership in this study. Higher stiffness of the hamstrings and lower trunk flexibility were the most differentiating characteristics of subjects with mechanical LBP from control subjects. Thus, tightness of hamstring muscles and reduced flexibility seemed to be associated with mechanical LBP. These behaviours might also be consequent to LBP and not the cause. In either case, hamstring stretching exercises can be recommended to reduce or prevent the occurrence of LBP, as they will compensate or prevent any shortening adaptations. However, LBP remains a complex of multifactorial symptoms and this research focused on only one aspect of mechanical LBP.

Conclusions

The results of this study on eight men with mechanical LBP and nine men without LBP indicated that the passive elastic moment and the stiffness of the hamstrings, as well as the normalized trunk flexion were significantly different in the two groups. The damping coefficient of the hip and the SLR angle were not significantly different between the two groups. The passive elastic moment, the stiffness and the damping coefficient of the hip increased toward the extreme of hip flexion. The linear combination of the stiffness of hamstrings and the trunk flexibility discriminated correctly men with LBP from men without LBP in 94.1% of the cases.

Therefore, when considering the uncertainties about LBP, a fair assumption inferred from this study will be the association of tight hamstrings with occurrence of mechanical low-back pain and this will be worth further investigation.

Acknowledgements

The author wish to thank M.R. Tayyaran for his assistance throughout data collection, G. Evans for his technical support and the subjects without whom this study would not be possible. This research project has been partly funded by the National Sciences and Engineering Research Council of Canada (OGT0106769) and the Faculty of health Sciences.

References

- 1 Andersson BJK. Epidemiologic aspects on low-back pain in industry. *Spine* 1981; 6: 53-60.
- 2 Kelsey J. The impact of musculoskeletal disorders on the population of the United States. *J Bone Joint Surg* 1979; 61: 959-964.
- 3 Andersson BJK, Ortengren R, Nachemson A. Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture loading. *Clin Orthop* 1977;129: 156-164.
- 4 Barash HL, Galante JO, Lambert CN. Spondylolisthesis and tight hamstrings. *J Bone Joint Surg* 1970; 52: 1319-28.
- 5 Fisk JW, Baigent ML, Hill PD. Scheuermann's disease. Clinical and radiological survey of 17 and 18 year olds. *Am J Phys Med Rehabil* 1984; 63(1): 18-30.
- 6 Biering-Sørensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine* 1984; 9(2): 106-118.
- 7 Khalil TM, Asfour SS, Martinez LM, Waly SM, Rosomoff RS, Romosoff HL. Stretching in the rehabilitation of low-back pain patients. *Spine* 1992; 17(3): 311-17.
- 8 Gajdosik RL, Lusin G. Hamstring muscle tightness. Reliability of an active knee-extension test. *Phys Ther* 1983; 63(7): 1085-88.
- 9 Hsieh CY, Walker JM, Gillis K. Straight-leg-raising test. Comparison of three instruments. *Phys Ther* 1983; 63 (9): 1429-33.
- 10 Hellsing AL. Tightness of hamstring and psoas major muscles. A prospective study of back pain in young men during their military service. *Ups J Med Sci* 1988; 93: 267-76.
- 11 Salminen JJ, Maki P, Oksanen A, Pentti J. Spinal mobility and trunk muscle strength in 15-year-old schoolchildren with and without low-back pain. *Spine* 1992; 17(4): 405-11.
- 12 Hall T, Hepburn M, Elvey RL. The effect of lumbosacral posture on a modification of the straight leg raise test. *Physiother* 1993; 79(8): 566-70.
- 13 Ponte DJ, Jensen GJ, Kent BE. A preliminary report on the use of the McKenzie protocol versus Williams protocol in the treatment of low back pain. *J Orthop*

Sports Phys Ther 1984; 6(2): 130-39.

- 14 Bohannon RW. Cinematographic analysis of the passive straight-leg-raising test for hamstring muscle length. *Phys Ther* 1982; 62(9): 1269-75.
- 15 Gøeken LN, Hof At L. Instrumental straight-leg raising: a new approach to Lasègue's test. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72: 959-66.
- 16 Gøeken LN, Hof At L. Instrumental straight-leg raising: results in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74: 194-203.
- 17 Yoon YS, Mansour JM. The passive elastic moment at the hip. *J Biomech* 1982; 15(12): 905-10.
- 18 Vrahas MS, Brand RA, Brown TD, Andrews JG. Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip. *J Biomech* 1990; 23 (4): 357-62.
- 19 Hatze H. A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. *Eur J Appl Physiol* 1975; 34: 217-26.
- 20 Hayes KC, Hatze H. Passive visco-elastic properties of the structures spanning the human elbow joint. *Eur J Appl Physiol* 1977; 37: 265-74.
- 21 Tabachnick BG, Fidell LS. *Using multivariate statistics*. In: GA Middendorf, ed. New York: Harper & Row, 1983.
- 22 Canadian Standardized Test of Fitness. *Canadian Standardized Test of Fitness: Operations Manual* (FAS7378, 3rd edn). Ottawa: Government of Canada, Fitness and Amateur Sport, 1987.
- 23 Smith JW. Observations on the postural mechanism of the human knee joint. *J of Anat* 1957; 91: 236-260.
- 24 Delagi EF, Perotto A, Iazzetti J, Morrison D, eds. *Anatomic guide for the electromyographer: The limbs*. Springfield: Thomas, 1975.
- 25 Goodgold J, ed. *Anatomical correlates of clinical electromyography*, 2nd edn. Baltimore: Williams & Wilkins, 1984.
- 26 Lamontagne M, Bradley DC, Lemaire ED. Data acquisition and analysis system on microcomputer for biomechanical studies. *Proceedings of the XII International Congress of Biomechanics* 1989; California, UCLA.

-
- 27 McFaul SR, Lamontagne M. The angular damping coefficient of the in vivo human knee joint. *The XVIth International Congress of Biomechanics*; Paris, 1993: 848-49.
 - 28 McFaul SR. *Measurement and statistical analysis of the passive viscoelastic properties of the human knee joint during flexion-extension motion*. [Thesis]. Ottawa (Ont.): Univ of Ottawa, 1993.
 - 29 Myers JL. An introduction to multivariate statistics. In: J Dahl, ed. *Fundamentals of experimental design*, 3rd edn. Boston: Allyn and Bacon Inc., 1979; 459-84.
 - 30 Stevens J. Repeated measure analysis. In: *Intermediate statistics. A modern approach*. New Jersey: Lawrence & Elbaum, 1990; 189-218.
 - 31 Williams PE, Goldspink G. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *J Anat* 1978; 127 (3): 459-68.
 - 32 Gajdosik RL. Passive compliance and length of clinically short hamstring muscles of healthy men. *Clin Biomech* 1991; 6: 239-44.
 - 33 Million R, Hall W, Nilson KH, Baker RD, Jayson MIV. Assessment of the progress of the back-pain patient. *Spine* 1982; 7 (3): 204-12.
 - 34 Kapandji IA. *The physiology of the joints, 2nd edn*. New York: Churchill Livingstone, 1985.

APPENDIX A

CHAPITRE I

INTRODUCTION

Les problèmes musculo-squelettiques de la région lombaire affectent un grand pourcentage de la population du milieu industriel moderne. Les maux de dos sont un des plus fréquents désordres occupationnels qui affecte le rendement des travailleurs.

D'après plusieurs études épidémiologiques (Andersson, 1981; Dehlin, Hedenrud & Horal, 1976; Hirsch, Jonsson & Lewin, 1969; Horal, 1969), à peu près 80% des gens souffrent des maux de dos à un moment donné de leur vie.

Kelsey (1979) a démontré que les maux de dos sont la plus importante cause de la limitation des activités des personnes âgées de moins de 45 ans qui vivent aux États-Unis. De plus, pour chaque 100 personnes, âgées de 25 à 44 ans, une moyenne de 28.6 jours de travail est perdue par an à cause des maux de dos.

Cependant il n'existe pas une unanimité en ce qui concerne l'étiologie des maux de dos. D'après Andersson, Ortengren et Nachemson (1977), le seul point commun entre les chercheurs est que la douleur augmente avec l'augmentation des contraintes mécaniques.

Selon LaBan, Raptov, et Johnson (1965), la force musculaire, la flexibilité, la posture et la mécanique du corps sont des éléments importants en relation avec les maux de dos.

Une revue de littérature exhaustive montre que selon plusieurs auteurs incluant Barash, Galante et Lambert (1970), Fisk, Baigent et Hill (1984), Biering-Sørensen (1984) et Fisk (1975), la présence des muscles ischiojambiers tendus est souvent associée avec des désordres dans la région lombaire et les syndromes qui y s'accompagnent.

Les muscles ischiojambiers sont des muscles biarticulaires qui ont des actions sur le genou et la hanche et ils affectent également la statique et la dynamique de l'articulation lombo-pelvienne. Ils sont, à ce titre, impliqués dans bien des troubles lombo-pelviens du fait de la variabilité de leur extensibilité (Ledoux, 1992).

Cependant l'exacte contribution des ischiojambiers tendus dans les désordres de la région lombaire n'est pas claire. Selon Gajdosik, Hatcher et Whitsell (1992), l'influence des ischiojambiers tendus sur la rotation du bassin et la flexion de la région lombaire durant les activités dynamiques des personnes en santé, peut aider à comprendre les problèmes musculo-squelettiques des patients lombaires. D'après Crosman, Chateauvert et Weisberg (1984), la présence d'ischiojambiers tendus dérange le rythme lombo-pelvien empêchant l'usage normal du dos.

Les tests utilisés pour évaluer la tension des muscles ischiojambiers sont des variations du test "Straight-Leg-Raising" ou "SLR". On peut nommer le test passif de "SLR", le test actif de "SLR", la mesure du degré de restriction du genou et le test passif de "Toe-Touch". Mais la validité et l'exactitude de ces tests pour mesurer la longueur des ischiojambiers restent en doute.

D'après Nashold (1966) et Webster (1966), les caractéristiques mécaniques passives des tissus musculaires et conjonctifs ont une considérable importance clinique dans le diagnostic et l'évaluation de différents désordres musculo-squelettiques. Pour une meilleure compréhension de l'influence des muscles ischiojambiers tendus sur l'occurrence des douleurs lombaires, il est donc nécessaire d'étudier la viscoélasticité passive de l'unité musculotendineuse de la hanche.

L'élasticité passive des muscles ischiojambiers peut être quantifiée par le moment net passif élastique de ces muscles et dépend de l'angle de la hanche et à un certain degré de celui du genou (les ischiojambiers étant biarticulaires). Elle peut être déterminée en déplaçant le membre inférieur de façon passive et à une vitesse angulaire petite et constante (Hayes & Hatze, 1977).

La viscosité passive des ischiojambiers peut être quantifiée par le moment net passif visqueux de ces muscles pour un angle spécifique de la hanche et du genou et dépend de la vitesse angulaire du segment. Pour la mesurer, la méthode de suspension de Hatze (1975), qui est basée sur la théorie de petites oscillations peut être utilisée.

Vue l'anatomie et les fonctions des muscles ischiojambiers et leur relation ambiguë avec les maux de dos, il est important d'étudier les caractéristiques mécaniques de ces muscles. Il est donc nécessaire d'étudier l'élasticité et la viscosité des ischiojambiers des sujets ayant des épisodes de maux de dos ainsi que des sujets asymptomatiques au niveau des malaises lombaires pour être capable de comparer ces

propriétés dans les deux cas et avoir une meilleure connaissance d'un des facteurs prépondérants pour les maux de dos.

Énoncé du Problème

Le but de cette présente étude fut d'évaluer et de comparer les caractéristiques mécaniques passives des muscles ischiojambiers des sujets normaux et des sujets ayant des périodes de maux de dos mécaniques. Pour que cet objectif soit rencontré, le moment net passif élastique de la hanche, la raideur et le coefficient d'amortissement furent mesurés in vivo durant la flexion passive de la hanche ainsi que la flexibilité du tronc et l'angle SLR.

Hypothèses

Pour la présente étude, les hypothèses suivantes furent posées:

- ▶ Il existe une différence significative entre le moment net passif élastique des muscles ischiojambiers des sujets asymptomatiques et des sujets symptomatiques au niveau des douleurs lombaires.
- ▶ Il existe une différence significative entre la raideur des muscles ischiojambiers des sujets asymptomatiques et des sujets symptomatiques au niveau des douleurs lombaires.
- ▶ Il existe une différence significative entre le coefficient d'amortissement des muscles ischiojambiers des sujets asymptomatiques et des sujets symptomatiques au niveau des douleurs lombaires.

Importance de l'Étude

Vue l'anatomie et les fonctions des muscles ischiojambiers, il est important de quantifier leur propriété mécanique, c'est-à-dire la viscoélasticité. Cette étude fut une occasion pour évaluer l'élasticité et la viscosité des muscles ischiojambiers durant la flexion passive de la hanche et de comparer ces propriétés avec les résultats des tests conventionnels comme le "SLR" et la flexométrie. Par la suite la viscoélasticité, la raideur et l'extensibilité de ces muscles purent être comparées entre des personnes sans antécédents au niveau des douleurs lombaires et celles avec le diagnostic de maux de dos mécanique. Les facteurs étiologiques des douleurs de la région lombaire étant multiple et complexe, une meilleure connaissance et compréhension biomécanique et musculaire de la région lombaire peut être une issue. La présence ou l'absence de différences significatives entre les deux groupes peut aider à prendre des mesures préventives contre ces malaises, recommander un programme de traitement approprié ou justifier l'usage de certaines techniques de traitement

Limitations et Délimitations de l'Étude

Les principales limitations de cette recherche furent: le biais de sélection, le biais d'estimation, les erreurs de mesure des moments passifs élastique et visqueux.

À cause des contraintes physiques et matérielles, l'échantillonnage fut fixé à un groupe de sujet masculin âgé entre 20 à 45 ans. Dix sujets de la population étudiante universitaire sans antécédent au niveau des douleurs lombaires participèrent volontairement à cette étude. Un des sujets de ce groupe eut de la difficulté à

décontracter ses muscles lors des évaluations. Les résultats de ce dernier sujet aberrant furent éliminés des analyses étant donné de son grand écart avec la moyenne. Dix autres sujets avec des périodes de maux de dos furent sélectionnés de la population des cliniques médicales, de chiropraxies et de physiothérapies locales. À cause des critères d'inclusion et d'exclusion qui avaient été fixés pour le groupe avec des maux de dos, le nombre de sujets fut limité à huit après sept mois de recrutement.

Dans cette étude, il fut assumé que le centre de rotation de l'articulation de la hanche se situait au dessus du niveau palpable du grand trochanter, ce qui est légèrement différent de la réalité et peut être une source d'erreur d'estimation.

L'élasticité fut évaluée dans deux positions, décubitus dorsal et ventral, lors du mouvement de flexion passif de la hanche droite tandis que le genou était fixé en extension (0°) et la cheville dans la position neutre. Le mouvement passif exercé sur le membre inférieur du sujet devait être d'une vitesse constante et petite pour réduire l'effet de la viscosité. Il fut assumé que durant ce test, l'axe longitudinal du membre inférieur était constamment dans le plan sagittal, c'est-à-dire qu'il n'y eut pas d'abduction, d'adduction ou de rotation et que pour un même angle de flexion, le moment net passif élastique de la hanche restait le même dans les positions décubitus dorsal et ventral.

Le coefficient d'amortissement de la hanche droite fut mesuré à 0, 15, 45, 60, 75 et 90 % de l'étendue de mouvement de flexion de la hanche de chaque personne tandis que le genou fut en extension (0°) et la cheville dans la position neutre. Afin d'éliminer l'occurrence d'un réflexe d'étirement au début de ce test, le sujet devait

être complètement détendu. Pour de petites variations de l'angle autour duquel les oscillations se produisaient, le coefficient d'amortissement fut assumé approximativement constant.

Dans les tests de la viscoélasticité de la hanche, il fut assumé que les moments net passifs élastique et visqueux étaient dus aux muscles ischiojambiers passifs. Afin de contrôler la tension musculaire active, l'activité électrique des muscles de l'articulation fut vérifié à l'aide de l'électromyographie de surface. Cependant les signaux myoélectriques enregistrés furent ceux des muscles de surface et donc l'effet de la contraction active des muscles plus profond comme le psoas-iliaque ne fut pas vérifié. Mais l'état général de relaxation du sujet nous permettait d'assumer que les muscles plus profonds étaient dans un état passif.

Définition des Termes

Élasticité: La propriété d'une matière de retourner à sa taille et à sa forme originale après avoir enlevé la charge. La matière retournera toute l'énergie qui lui est appliquée. C'est la propriété des tendons, des ligaments, de la peau, du cartilage, de la capsule articulaire, du fascia et des muscles détendus d'une articulation.

Viscosité: La propriété d'une matière d'absorber l'énergie et de ne pas retourner à sa forme initiale. La viscosité dépend de la vitesse d'application de la charge. C'est la propriété de la synovie, de la substance interstitielle, des muscles détendus, et de la

substance fondamentale des tendons, des ligaments, du fascia, de la capsule articulaire, et de la peau.

Viscoélasticité: La propriété d'une matière de manifester un comportement élastique et visqueux. La matière tend à se déformer doucement d'une façon nonlinéaire en fonction du chargement et du taux de chargement.

Moment net passif élastique de la hanche ($M_e(\theta)$): Il est mesuré à un angle déterminé pour une vitesse constante et lente ($5^\circ/s$). Il représente la déformation élastique passive de l'articulation de la hanche produit par les muscles ischiojambiers et la capsule articulaire.

Coefficient d'amortissement de la hanche ($C_b(\theta)$): Il est mesuré à un angle déterminé. Le produit du coefficient d'amortissement de la hanche et de la vitesse angulaire du membre inférieur représente la viscosité passive des muscles ischiojambiers et de la capsule articulaire, ($M_v(\theta)$).

Angle de l'articulation de la hanche: C'est l'angle entre l'axe longitudinal du fémur passant par le centre de rotation de la hanche et la ligne qui passe par le milieu de l'aisselle. L'angle neutre (0°) est l'extension complète (position anatomique); les valeurs positives représentent la flexion.

Angle de l'articulation du genou: C'est l'angle entre l'axe longitudinal du fémur passant par le centre de rotation du genou et l'axe longitudinal de la jambe. L'angle neutre (0°) représente l'extension complète; les valeurs positives représentent la flexion.

Angle de l'articulation de la cheville: C'est l'angle entre l'axe longitudinal de la jambe passant par le centre de rotation de la cheville et l'axe du premier métatarsien. L'angle neutre (0°) est lorsque le pied est perpendiculaire à la jambe; les valeurs positives représentent la flexion plantaire.

"Straight-Leg-Raising Test" ou "SLR": Ce test permet d'évaluer la capacité d'étirement des muscles ischiojambiers. Pour l'exécuter, la personne s'allonge sur le dos et l'examineur lève la jambe du sujet jusqu'à la limite de son étendue de mouvement ou jusqu'à ce que le bassin bascule, tout en gardant le genou en extension.

Angle "SLR": L'angle entre le plan horizontal et l'axe longitudinal du fémur à la position maximale durant le test "SLR".

CHAPITRE II

REVUE DE LITTÉRATURE

Cette revue de littérature consiste à un bref aperçu des maux de dos, de l'anatomie et de la fonction des muscles ischiojambiers. De plus les différentes méthodes de mesure de la longueur des muscles ischiojambiers et les études sur les facteurs qui l'influencent sont revues. Une discussion sur la viscoélasticité et les méthodes de mesure de cette caractéristique sont également rapportées.

Par la suite, les effets des ischiojambiers tendus sur la région lombaire, le bassin et la hanche sont discutés. En conclusion des cas de maux de dos causés par des muscles ischiojambiers tendus sont expliqués ainsi que quelques différentes techniques de traitements des douleurs lombaires.

Les Maux de Dos

Des millions d'Américains de toutes âges sont atteints des malaises lombaires. Les causes possibles sont nombreuses et s'originent souvent des sources hors de la colonne vertébrale. Le diagnostic est possible dans la plupart des cas mais dépend d'une évaluation méthodique incluant l'histoire, un examen physique minutieux et les tests laboratoires et radiologiques. Quelquefois, le diagnostic n'est possible que par des études spéciales et la répétition des évaluations cliniques (Calabro, 1982).

Les maux de dos sont typiquement ressentis entre le bord inférieur de la cage thoracique et le pli interfessier sur l'aspect postérieur des cuisses. Ils sont souvent associés à une douleur irradiante aux cuisses jusqu'aux genoux et parfois jusqu'aux jambes (Waddell & Frymoyer, 1991).

Les structures de la région lombaire qui peuvent être sources de la douleur, sont les suivantes: les capsules des apophyses articulaires; les ligaments vertébral commun postérieur, interépineux et jaune; l'anneau fibreux du disque intervertébral; le périoste de la vertèbre et les nocicepteurs accompagnant les vaisseaux sanguins dans l'os spongieux; la dure-mère; les nocicepteurs dans la région des vaisseaux sanguins des muscles. La stimulation nocive de la plupart de ces structures produit des maux de dos et des douleurs irradiantes aux membres inférieurs (Waddell & Frymoyer, 1991).

Les Causes des Maux de Dos

Les maux de dos sont un symptôme et non pas une maladie et le médecin doit considérer toutes les possibilités, un mauvais posture jusqu'à une malignité. Selon Calabro (1982), jusqu'à 80% de ceux qui souffrent de maux de dos chroniques sont des victimes de dérangements pathomécanique, structural ou fonctionnel comme une lésion, une scoliose ou une mauvaise posture. De plus le manque d'exercices ainsi que l'obésité contribuent à la perte de la tonicité des muscles vertébraux et à la déminéralisation du corps vertébral.

D'après Porterfield et DeRosa (1991), les maux de dos mécaniques peuvent être le résultat d'un patron de mouvement anormal qui charge le tissu à un taux qui excède la tolérance. À la suite d'un traumatisme, les changements de patron de mouvement deviennent critiques car ils peuvent augmenter ou diminuer les forces destructives sur les tissus endommagés. À cet égard, en considérant les maux de dos mécaniques comme un trouble de mouvement, l'évaluation et le traitement changeront d'aspect.

Les études épidémiologiques montrent que l'occurrence des épisodes de maux de dos peut être le résultat d'une multitude d'étiologies. La diminution de la santé cardio-vasculaire et de la résistance des muscles du tronc, le vieillissement, la diminution de la flexibilité du tronc, la grossesse et l'habitude de fumer sont des facteurs prépondérants pour l'occurrence des maux de dos. La dépression, l'anxiété et l'insatisfaction de l'emploi sont des facteurs psychologiques en relation avec les douleurs lombaires. Parmi les facteurs extrinsèques dus à l'environnement, les postures statiques prolongées, les levées de charges lourdes, l'exposition du corps à des vibrations sont importants (Liebenson, 1992; Skovron, 1992).

De nombreux systèmes de classification ont été développés pour catégoriser les maux de dos. Deux systèmes utilisés couramment sont l'un basé sur les symptômes et l'autre sur les causes pathoanatomiques. Le système développé par "Quebec Task Force" est un système de classification des maux de dos à partir des symptômes et des signes cliniques ainsi que leur durée et le statut de travail de la personne atteinte. La seconde méthode est basée sur l'étiologie des maux de dos incluant les causes

dégénératives, congénitales, inflammatoires, néoplasique et métaboliques (Frymoyer & Andersson, 1991). Le Tableau 1 résume les causes principales des maux de dos.

Tableau 1. Classification pathoanatomique des maux de dos.

Causes principales	Exemples
Troubles dégénératifs rachidiens	Dégénération rachidienne due à l'âge, Hernie discale, Sténose du canal rachidien, Instabilité segmentaire.
Anomalies congénitales	Spina-bifida occulta, Lombarisation, Sacralisation, Hémisacralisation, Spondylolyse, Spondylolisthésis (dysplasique, isthmique, dégénérative, traumatique, pathologique).
Lésions inflammatoires	Infection rachidienne, Causes inflammatoires sans infection (spondylarthrite ankylosante, syndrome Reiter).
Troubles métaboliques	Ostéoporose
Néoplasmes	Myélome multiple, Malignité métastatique.
Traumatisme rachidien	Fracture, Dislocation.
Troubles structurels/fonctionnels	Scoliose, Mauvaise posture.
Douleur irradiée	Troubles inflammatoires ou autres troubles chroniques du bassin ou de l'abdomen.

Anatomie des Muscles Ischiojambiers

Les muscles ischiojambiers sont composés de trois muscles : les muscles biceps crural, le muscle demi-tendineux et le muscle demi-membraneux. Les muscles biceps crural sont composés d'une longue portion biarticulaire et d'une courte portion uniarticulaire. La longue portion a son origine sur la tubérosité ischiatique par un chef commun avec le demi-tendineux. La courte portion naît du tiers moyen de la lèvre externe de la ligne âpre du fémur et de la cloison intermusculaire externe de la cuisse. Les deux portions se réunissent pour former le corps du muscle qui s'insère sur la tête du péroné. Le muscle demi-tendineux naît de la tubérosité ischiatique et s'insère sur la face interne du tibia. Le muscle demi-membraneux naît aussi de la tubérosité ischiatique et son tendon terminal se divise en trois parties. La première partie se dirige vers la tubérosité interne du tibia, la deuxième partie se confond avec l'aponévrose du poplité, tandis que la troisième partie irradie dans la paroi postérieure de la capsule articulaire du genou sous forme du ligament poplité oblique (Kahle, Leonhardt & Platzer, 1984).

Fonction des Muscles Ischiojambiers

À l'articulation de la hanche, la longue portion du biceps crural, le demi-tendineux et le demi-membraneux agissent en extenseur et à l'articulation du genou ils sont fléchisseurs (Kahle et al., 1984).

Étant biarticulaires, le rendement des muscles ischiojambiers dans l'articulation de la hanche dépend de la position du genou. Quand le genou est en extension, ils sont meilleurs extenseurs de la hanche (Kapandji, 1985).

Les muscles postérieurs de la cuisse peuvent exercer une grande force sur les articulations lombo-pelviennes grâce à leur taille et leur position anatomique. Lors de la flexion du tronc, ces muscles sont en contraction excentrique pour contrôler le bassin. Dans le mouvement inverse, le bassin doit être stabilisé pour que les muscles du tronc aient un appui solide d'où commencer la contraction. Par la suite, afin de compléter le mouvement, les muscles postérieurs de la cuisse se contractent concentriquement pour incliner le bassin vers l'arrière (Porterfield & DeRosa, 1991).

Ischiojambiers Tendus

Afin de reconnaître les ischiojambiers tendus, il faut d'abord avoir une définition exacte du mot "tendu". Ce terme n'est pas très clair, mais il est attribué selon Gajdosik, Giuliani et Bohannon (1990) aux muscles dont la longueur et la flexibilité passive ont diminué. Ils ont défini la raideur passive (stiffness) d'un muscle, par la proportion du changement de tension (ΔP) et du changement de longueur (ΔL) ou $\Delta P/\Delta L$. Comme la flexibilité passive d'un muscle a un rapport inverse avec la raideur, elle peut être définie par le rapport de $\Delta L/\Delta P$.

Janda (1985) a fait référence au modèle typique de la raideur des muscles posturaux: le muscle tendu devient facilement actif dans un patron de mouvement habituel et la raideur est présente; le muscle tendu reste puissant tandis que le muscle

antagoniste phasique s'affaiblit; le résultat est un déséquilibre autour de l'articulation.

La raideur ne manifeste aucun patron histologique ou neurologique; le muscle est juste trop raide pour permettre une complète mobilité active ou passive. Parmi les muscles du membre inférieur sujets à la raideur, on nomme les ischiojambiers.

Les muscles peuvent devenir tendus à causes des facteurs positifs ainsi que négatifs. Le renforcement musculaire, une douleur ancienne ou un mauvais patron de mouvement peuvent tous provoquer une raideur musculaire.

Dans cette étude, la raideur est considérée comme le rapport du changement instantané du moment net passif élastique de la hanche et du changement instantané de l'angle de la hanche. D'après cette définition, un grand changement de moment pour un petit changement d'angle de la hanche correspond à une grande raideur.

L'extensibilité est considéré comme le potentiel d'allongement d'un muscle ou l'étendue de mouvement passif qu'une articulation permet d'atteindre.

Méthodes de Mesure de la Longueur des Ischiojambiers et la Validité du Test "Straight-Leg-Raising"

Afin de mesurer la longueur des ischiojambiers, plusieurs méthodes et instruments de mesures ont été proposés mais le test "Straight-Leg-Raising" ou plus simplement "SLR" est parmi les plus connues et les plus utilisées.

Pour exécuter ce test le sujet s'allonge sur le dos et l'examineur lève la jambe du sujet à partir de son talon tandis que le genou du sujet doit rester en extension grâce à la main de l'examineur qui est sur la rotule tout en faisant

attention de ne pas toucher les ischiojambiers ou les jumeaux de la jambe. La jambe est levée jusqu'à ce que les muscles postérieurs de la cuisse arrêtent le mouvement ou que le bassin commence à basculer ou que la douleur ressentie par le sujet limite le test. Cette douleur est normalement ressentie au creux du genou ou au milieu des muscles triceps crural. Enfin l'angle construit par la jambe élevée et la table d'examen est calculé à l'aide d'un goniomètre (Hellsing, 1988; Mellin, 1988; Toppenberg & Bullock, 1986; Bohannon, Gajdosik & LeVeau, 1985).

Salminen, Maki, Oksanen et Pentti (1992) ont utilisé le même test pour mesurer la flexibilité des muscles ischiojambiers mais à l'aide d'un hydrogoniomètre placé au-dessus de la rotule. De plus, l'examineur stabilisait la jambe non examinée du sujet avec sa jambe. Au cas de hyperlordose ou de raideur des fléchisseurs de la hanche, la jambe non examinée était mise en flexion.

Idota et Yoshida (1991) ont fixé un goniomètre au mur et le sujet s'allongeait sur le dos en sorte que le centre de la tête du fémur était au niveau du centre du goniomètre. L'examineur plaçait le genou en extension et l'aide empêchait le genou opposé de se déplacer. L'examineur élevait la jambe du sujet et lisait l'angle maximal créé entre le plan horizontal et l'axe du fémur.

Hsieh, walker et Gillis (1983), ont comparé trois instruments de mesures différents utilisés pour le test "SLR": le goniomètre, le mètre en ruban et le flexomètre. La méthode d'exécution des tests était le test passif "SLR" mais mesuré avec trois instruments. Le bras immobile du goniomètre était parallèle au bord de la table d'examen et le bras mobile au long de l'axe du fémur et l'axe sur la partie

supérieure du grand trochanter. Trois distances étaient mesurées avec un mètre en ruban: la distance entre le grand trochanter et la tubérosité externe du fémur (a), celle entre la tubérosité externe du fémur et le sol (b), et celle entre le grand trochanter et le sol (c). L'angle "SLR" (θ), était déterminé à partir de : $\theta = \sin^{-1} (b-c) / a$. Le flexomètre consistait d'un cadran de 360° et d'un pendule indicateur qui indiquait l'angle de flexion de la hanche. Les résultats ont démontré la fidélité des trois instruments pour les tests de la même journée (intrasession) mais le goniomètre et le flexomètre étaient plus fidèles que le mètre en ruban pour les mesures prises dans différentes journées (intersession).

Au lieu de mesurer l'angle "SLR", Crosman, Chateauvert et Weisberg (1984) ont mesuré la distance entre la malléole externe et la table d'examen durant le test "SLR" à l'aide d'un fil à plomb.

Une autre méthode était de placer la hanche dans 90 degrés de flexion et de mesurer le degré de restriction de l'extension du genou. Plus cette mesure était grande plus les ischiojambiers étaient tendus (Ledoux, 1992; Nicolaisen & Jørgensen, 1985). Biering-Sørensen (1984), avait pris cette mesure à l'aide d'un goniomètre ayant un pointeur en métal qui se terminait par un poids. Ce pointeur restait parallèle avec le fémur et l'autre bras du goniomètre était parallèle avec le tibia.

Hall, Hepburn et Elvey (1993) ont mesuré le degré de restriction de l'extension du genou dans la position décubitus latéral avec la jambe testée en haut. Le bassin était stabilisé avec une bande maintenant la hanche en extension et une autre sur l'épine iliaque antéro-supérieure. La jambe examinée était à 90° de flexion de la

hanche et un goniomètre était attaché à la jambe avec l'axe sur l'articulation du genou. Le pied et la cheville étaient fixés à l'aide d'une orthèse. Le genou était ensuite déplacé passivement jusqu'à la limite de l'extension du genou de chaque sujet.

Pour mesurer l'angle "SLR", Ponte, Jensen et Kent (1984) ont développé un modèle mathématique. Ils mesuraient d'abord la distance entre le grand trochanter et la malléole externe (b) puis l'investigateur levait la jambe du sujet passivement jusqu'à ce qu'il ressentait une douleur dans la région lombaire. À ce moment la distance entre la malléole externe et la table d'examen était mesurée (a). La formule utilisée pour calculer l'angle "SLR" était la suivante: $\sin^{-1} A = a/b$.

Cameron et Bohannon (1992) suggéraient le test actif de "SLR" ou l'extension active du genou au lieu des tests passifs pour mesurer la longueur des muscles ischiojambiers.

Gajdosik et Lusin (1983) ont aussi mesuré le degré de restriction de l'extension du genou, tandis que la hanche était à 90 degrés de flexion. Mais ils ont observé un myoclonus dû à la contraction et la relaxation des ischiojambiers et du quadriceps. Ils demandaient donc au sujet de fléchir légèrement son genou jusqu'à ce que le myoclonus cessait et enregistraient l'angle du genou.

Gajdosik (1991) a examiné la flexibilité passive et la longueur des ischiojambiers des sujets masculins n'ayant pas de symptômes d'ischiojambiers tendus (groupe I: SLR entre 65° et 80°) et ceux avec des ischiojambiers tendus (groupe II: $SLR \leq 65^\circ$). Pour cette étude, chaque sujet s'allongeait sur le côté gauche tandis que son bassin et sa cuisse étaient stabilisés et la cuisse droite était fixée à 90°. Le genou

était à 110° de flexion et était par la suite déplacé passivement vers l'extension. L'usage simultané d'un dynamomètre et d'une caméra permettait d'avoir la force nécessaire pour déplacer passivement le genou vers l'extension ainsi que la position du membre inférieur. La longueur du fémur était mesurée pour normaliser la longueur absolue des ischiojambiers de chaque personne. La longueur absolue de ces muscles était la distance entre la tubérosité ischiatique et la tête du péroné. Tout changement de cette distance était considéré comme le changement de longueur des ischiojambiers. Les résultats ont montré que le changement de longueur des ischiojambiers du groupe II était significativement inférieur à celui du groupe I, bien que la longueur initiale des muscles du groupe II était plus grande. L'angle maximal du genou était aussi significativement plus grand pour le groupe II. La flexibilité passive (Δ angle / Δ moment) des ischiojambiers du groupe II était en effet inférieure à celle du groupe I mais la différence n'était pas significative. D'après Gajdosik, le fait que les ischiojambiers cliniquement tendus permettaient moins d'allongement entre leur longueur initiale et maximale, montrait que la différence entre la flexibilité passive des deux groupes était due à la différence d'extensibilité et non pas à la résistance maximale à l'étirement passif. Donc selon lui le test "SLR" était un test valide pour évaluer la longueur et l'extensibilité des ischiojambiers.

Une nouvelle approche au test "SLR" était proposée par Göeken et Hof (1991). Dans cette méthode, la jambe était élevée passivement par un appareil et les angles entre la cuisse et l'horizontal, entre la cuisse et le bassin et entre la cuisse et la jambe étaient mesurés à l'aide des goniomètres; la rotation du bassin était contrôlée

par un lordosemètre; la force de déplacement était mesurée par une cellule de force; l'activité électrique des extenseurs du dos, du grand fessier et du demi-membraneux était vérifiée par l'électromyographie. L'interprétation du "SLR" est souvent basé sur l'angle atteint et la douleur provoquée. Selon Göeken et Hof (1991), cette nouvelle méthode ajoutait à ces variables des informations sur l'extensibilité, l'élasticité, l'activité électrique des extenseurs du dos et de la hanche et l'aplatissement de la lordose. L'extensibilité des extenseurs du dos était déterminé à partir de l'angle de rotation du bassin et celui des extenseurs de la hanche à partir de l'angle entre la jambe et le bassin. L'élasticité était calculée à partir du changement de moment par rapport au changement d'angle. Dans une autre étude semblable, Göeken et Hof (1993) ont démontré qu'un angle "SLR" inférieur à 80° était dû à l'extensibilité médiocre des ischiojambiers.

Cette revue de littérature montre que des variations du test "SLR" sont utilisées pour évaluer la longueur des ischiojambiers et de reconnaître les muscles tendus. Certains ont utilisé l'angle de flexion maximale de la hanche avec le genou en extension et d'autres le degré de restriction de l'extension du genou, de façon active ou passive. Les instruments utilisés pour quantifier l'angle "SLR" pouvaient être un simple goniomètre, un électrogoniomètre, un goniomètre avec pendule, la trigonométrie ou la cinématographie. Dans la plupart des cas, la jambe était élevée manuellement et dans certains cas de façon électromécanique. Cependant ces méthodes ont des faiblesses. Le résultat du test "SLR" est interprété à partir de l'angle maximal atteint et la douleur provoquée. Si l'angle de flexion est inférieure à

80°, sans ou avec douleur, le résultat est considéré anormal. Dans ce cas, s'il n'y a pas douleur ou la douleur est dans la partie postérieure de la cuisse, ceci est attribué à la raideur passive des ischiojambiers. Mais l'interprétation du test n'est pas si simple car il est difficile d'estimer la douleur et l'étirement des muscles peut également causer la douleur et d'autre part, une réflexe défensive suffisante des muscles peut empêcher la douleur. De plus la perception de douleur des personnes est subjective et difficile à exprimer.

Un autre facteur qui met la validité du test "SLR" en doute est le fait que ce test cause l'élongation du nerf sciatique et ses structures associées. Par conséquent, il faut considérer le problème d'étirement du tissu neurologique durant ce test. Il existe donc une autre confusion dans l'interprétation des résultats.

Une autre faiblesse du test "SLR" est que durant le test, le bassin bascule même en le stabilisant. Bohannon (1982) a fait une étude cinématographique pour mesurer l'angle "SLR" par rapport à l'horizontal et par rapport au bassin en employant trois méthodes de stabilisations rapportées dans la littérature. Dans la première méthode une bande était placée au milieu de la cuisse opposée et une autre bande était fixée autour du bassin. Dans une seconde méthode, deux bandes étaient placées au proximal et au distal de la cuisse opposée. Dans une troisième méthode, le genou opposé était fléchi au bord de la table d'examen, et fixé avec une bande au pieds de la table; une autre bande était placée entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la rotule. Malgré ces fixations, le bassin subissait une rotation durant le test "SLR" car l'angle du bassin par rapport à l'horizontal augmentait. Selon Bohannon, il faut

donc empêcher la rotation du bassin ou tenir compte de ce bascule. Mais dans la plupart des cas le bassin ne peut être complètement stabilisé et pour tenir compte de son mouvement il faut mesurer l'angle "SLR" passif par rapport au bassin ou bien mesurer la rotation du bassin et soustraire cette valeur de l'augmentation de l'angle "SLR" par rapport au plan horizontal. Cependant il faut admettre que l'usage de ces méthodes en clinique n'est pas courante et les méthodes de stabilisations ne semblent pas très efficaces.

Finalelement d'après l'étude faite par Cameron, Bohannon, Hamden et Storrs (1992), l'angle "SLR" par rapport au plan horizontal dépendait de la position de la hanche controlatérale et que l'angle "SLR" par rapport au bassin dépendait de la méthode de l'exécution du test c'est-à-dire active ou passive. Il faut donc prendre en considération que le test "SLR" doit être fait dans des conditions constantes afin que l'interprétation et la comparaison des résultats soient fidèles.

Facteurs Influençant l'Angle "SLR"

D'après les études de Idota et Yoshida (1991), l'angle "SLR" diminue progressivement après la naissance, augmente légèrement à 10 ans, atteint son minimum à l'âge de 12 à 13 ans pour les filles et 14 à 15 ans pour les garçons, il augmente ensuite dans les deux sexes et enfin diminue encore après 65 ans. La diminution de cet angle durant la croissance est due à la différence de croissance entre le tissu mou et les os. Il existe donc une corrélation inverse entre l'augmentation de la taille et l'angle "SLR". De plus cet angle est plus grand chez les femmes que les

hommes dans toutes les périodes de la vie. Chez les jeunes, le test "SLR" est accompagné de la rotation du bassin dès le début du test et le mouvement du bassin est plus grand que les sujets plus âgés.

D'après une autre étude faite par Ledoux (1992) sur de jeunes filles et garçons (moyenne d'âge de 22 ans), l'extensibilité des ischiojambiers des filles était significativement plus grande que celle des garçons.

Contrairement aux études précédentes, Gajdosik, Giuliani et Bohannon (1990) ont démontré que la longueur des ischiojambiers des hommes et des femmes ne différait pas significativement. Par contre la flexibilité passive de ces muscles était inférieure chez les hommes car leur masse musculaire était plus grande.

D'après Mierau, Cassidy et Yong-Hing (1989) et Biering-Sorensen (1984), la moyenne de la valeur de "SLR" des sujets féminins était significativement plus grande que celle des sujets masculins. De plus selon Mierau et al., l'angle "SLR" des adolescents (moyenne d'âge de 15 ans) était significativement plus petit que celui des enfants (moyenne d'âge de 10 ans).

Un autre facteur qui influence l'angle "SLR" est la rotation du bassin. D'après Bohannon et al. (1985), cette rotation commençait dès le début du test. Si les ischiojambiers tendus avaient causé cette rotation, une corrélation négative existerait entre l'augmentation de l'angle du bassin avec le plan horizontal et l'angle "SLR" avec le bassin. La tension de "repos" des ischiojambiers relaxés ou des autres extenseurs de la hanche pouvait en être responsable. Mais puisque le résultat obtenu du test était en parti dû à la rotation du bassin même dans les 10 premiers degrés,

d'autres structures que les ischiojambiers, comme le tissu neurologique, pouvaient l'influencer.

Selon Norton et Sahrman (1981), l'activité des ischiojambiers durant le "SLR" passif était négligeable. Ainsi la tension active de ces muscles ne pouvait être responsable de la rotation du bassin.

Le résultat du test "SLR" dépend donc du genre et de l'âge des personnes ainsi que de la rotation du bassin. Il faut donc tenir compte de ces facteurs lors de l'interprétation et de la comparaison des résultats.

La Viscoélasticité

Pour une meilleure compréhension de la tension des muscles ischiojambiers, il est nécessaire de discuter de la propriété viscoélastique de l'unité musculotendineuse.

Le tendon et le tissu conjonctif à l'intérieur et autour du muscle sont des structures viscoélastiques qui permettent de déterminer les caractéristiques mécaniques du muscle entier lors de la contraction et de l'extension passif. Hill (1938; 1950; 1970) a montré que les tendons représentent l'élément élastique, semblable à un ressort, qui est en série avec l'élément contractile (myofibrille, actine et myosine), tandis que l'épimysium, le périmysium, l'endomysium et le sarcolemme représentent un second élément élastique en parallèle avec l'élément contractile. Lorsque les éléments élastiques en parallèle et en série deviennent étirés, lors d'une contraction active ou en extension passif d'un muscle, une tension se produit et l'énergie s'emmagasine. Avec le relâchement du muscle, le ressort se détend et l'énergie se

libère. Il est dit que les fibres élastiques en série sont plus importants dans la production de tension que les fibres élastiques en parallèle (Pitman & Peterson, 1989).

D'après Smith (1957), l'étendue d'un mouvement résisté passivement qui peut se produire dans une articulation, dépend de certaines propriétés du tissu extensible: il est fonction de l'extensibilité et de la longueur de ce tissu et a une relation inverse avec la distance entre le tissu extensible et l'axe de l'articulation.

Selon Wilkie (1956), Gowitzke et Milner (1988), l'élasticité du muscle a plusieurs avantages: elle permet aux muscles d'être prêts pour une contraction et assure que la tension musculaire sera produite et transmise doucement lors de la contraction; elle assure que les éléments contractiles retourneront à leur position originale aussitôt que la contraction sera terminée; elle empêche l'étirement excessif et passif des éléments contractiles lorsque ces éléments sont relâchés et ainsi elle diminue le risque de la lésion musculaire.

La viscosité des éléments élastiques en série et en parallèle leur permet d'absorber l'énergie proportionnelle avec le taux d'application de la force et libérer l'énergie au fur et à mesure (Pitman & Peterson, 1989).

Le modèle du muscle proposé par Hatze (1981) consiste d'un élément contractile, des ponts de Huxley (cross-bridge) et des structures fibreux-tendineuses formant l'élément élastique en série et du tendon musculaire. L'élément élastique en parallèle qui représente le sarcolème des fibres musculaires, dérivent des éléments contractiles et des ponts. Tout le muscle a une élasticité parallèle et amortie.

Le Moment Net Passif de l'Articulation de la Hanche

L'articulation de la hanche est entourée de plusieurs structures anatomiques qui contribuent activement (les éléments contractiles du muscle) ou passivement (le capsule, les ligaments et les éléments non-contractiles du muscle) dans la force et le moment résultant de l'articulation. Mais les éléments passifs ont été inclus dans très peu de recherches.

Le terme moment net passif d'une articulation est utilisé pour décrire la résistance totale au mouvement de l'articulation due à la déformation des tissus couvrant cette articulation lorsque les muscles sont détendus. Cette résistance passive est viscoélastique et n'est pas juste le résultat du frottement des surfaces articulaires opposées.

Le moment net passif de la hanche est la somme du moment élastique passif qui est fonction de l'angle de la hanche et du moment visqueux passif qui est fonction de l'angle de la hanche ainsi que de la vitesse angulaire.

En général, selon Hatze (1975), un segment corporel in situ qui pivote autour d'une articulation dans le plan vertical, est soumis aux moments passifs suivants à condition que les muscles croisant cette articulation soient détendus: le moment élastique nonlinéaire dû aux structures élastiques couvrant l'articulation, le moment visqueux nonlinéaire dû aux éléments visqueux de l'articulation et le moment dû à la gravité. Le moment viscoélastique total est dû à la tension musculaire passive, les composantes visqueuses des structures de l'articulation et les composantes élastiques du tissu conjonctif.

D'après Hayes et Hatze (1977), en connaissant les propriétés élastique passive et nonlinéaire du muscle et du tissu conjonctif, ainsi que la nonlinéarité des éléments visqueux, il est nécessaire de déterminer et d'exprimer chacun des moments viscoélastiques en fonction du déplacement angulaire de l'articulation.

Le Moment Visqueux Passif de la Hanche, $M_v(\theta)$

L'une des méthodes utilisées pour quantifier la viscosité est basée sur la théorie des petites oscillations amorties: lorsqu'un système de ressort et de masse, avec un seul degré de liberté de mouvement, se déséquilibre par une force transitoire, il oscillera à sa fréquence de résonance (naturelle). Cette fréquence est fonction de la raideur du ressort et la grandeur de la masse attachée à celui-ci. Si on ajoute un élément visqueux et amortisseur à ce système, les oscillations déclineront à un taux exponentiel, dépendant de la quantité d'amortissement présente. Ainsi McNair, Wood et Marshall (1992) ont représenté le membre inférieur avec un modèle viscoélastique où les muscles ischiojambiers sont représentés par un ressort avec un élément amortisseur.

Hatze (1975) a utilisé la théorie de petites oscillations amorties pour déterminer le moment d'inertie, le coefficient d'amortissement de l'articulation et l'emplacement du centre de masse d'un segment corporel in situ. Pour ce but, le sujet était dans la position décubitus dorsal tout en relaxant les muscles du membre inférieur. Deux ressorts avec des constantes connues, ont été attachés verticalement à la partie distale de la jambe et à une barre en métal munie de deux jauges de

déformation. Le segment a été déplacé légèrement de la position d'équilibre pour pouvoir osciller. L'oscillogramme a été photographié et ensuite analysé. Il a été assumé que l'arrangement du système était en sorte que la variation de l'angle entre l'axe du segment et l'horizontal durant l'oscillation était inférieure ou égale à 8° . Lorsque l'angle autour duquel les oscillations se produisent est suffisamment petit, le coefficient d'amortissement peut être assumé presque constant. L'oscillation a une période et une amplitude qui diminuent de façon exponentielle. En connaissant ces paramètres ainsi que la distance entre le ressort et le centre de rotation de la hanche et celle entre le ressort et le genou, Hatze (1975) a obtenu les coefficients d'amortissement de la hanche et du genou pour un sujet. Le moment visqueux passif était le produit du coefficient d'amortissement de l'articulation et de la vitesse angulaire.

Dans une autre étude, Hayes et Hatze (1977) ont déterminé le moment visqueux passif des muscles et des tissus conjonctifs du coude de trois sujets. Pour ceci, ils ont utilisé la méthode de suspension de Hatze (1975) pour six différents angles du coude. Le coefficient d'amortissement du coude était une fonction nonlinéaire de l'angle; il pouvait être décrit par une équation polynomiale quadratique; il atteignait son minimum au milieu de l'étendue de mouvement du coude.

Engin (1984) a également utilisé la théorie des petites oscillations pour calculer le coefficient d'amortissement de l'épaule. Il a installé le sujet sur un fauteuil ajustable qui permettait d'orienter le tronc dans différentes positions. Il a utilisé un

support en aluminium pour garder le bras dans le plan horizontal et le coude en extension. Ce support était attaché à un ressort qui était relié à une cellule de force. Après avoir calculé le moment d'inertie et le coefficient d'amortissement de l'appareil, il a calculé le coefficient d'amortissement de l'épaule d'un seul sujet dans différentes orientations du tronc par rapport à l'épaule. Les courbes obtenues pour l'épaule avaient une allure nonlinéaire.

L'application de la théorie des petites oscillations et la méthode de suspension d'un système de ressort est une approche simple dont la fidélité a été démontré dans les études précédentes. Cette méthode est basée sur un équipement peu élaboré; une simple cellule de force peut être utilisée en conjonction avec le ressort; le moment d'inertie du segment voulu par rapport au centre de rotation de l'articulation correspondante et le coefficient d'amortissement de cette articulation peuvent être obtenus par la même occasion; les calculs sont simples et directs; le coefficient d'amortissement peut être obtenu pour toute l'étendue de mouvement de l'articulation en question.

Cependant cette méthode a aussi des limitations. Lors de leurs expérimentations, Hatze (1975) et Engin (1984) ont remarqué que dans les premiers cycles d'oscillations, le déclin exponentiel de l'amplitude et la période des oscillations et donc le coefficient d'amortissement étaient plus grands que le reste des cycles. Mais le décrétement logarithmique et la période des oscillations amorties ne manifestaient pas une variation significative dans le reste des cycles, ce qui permettait d'obtenir des valeurs consistantes pour le coefficient d'amortissement. Le phénomène

observé semblait être dû à un réflexe myotatique. Pour faire une distinction entre les propriétés purement mécaniques et un amortissement produit par une contraction musculaire active due à un réflexe, Hayes et Hatze (1977) ont utilisé deux réflexes facilitatrices: le manœuvre Jendrassik et le réflexe tonique du cou. Pour le manœuvre Jendrassik, le sujet devait contracter un autre groupe musculaire (loin du segment en question), juste avant l'oscillation du segment. D'après Hayes (1972), cette procédure facilite le réflexe myotatique proportionnellement à la durée et l'intensité de contraction de l'autre groupe musculaire. La deuxième technique étant le réflexe tonique du cou, qui selon Hayes (1976), facilite la contraction des muscles du côté du corps vers lequel la tête est tournée. Simultanément ils ont vérifié l'état d'activité électrique des muscles de l'articulation à l'aide de l'électromyographie de surface. Le manœuvre Jendrassik tendait à augmenter la fréquence d'apparence des potentiels d'actions et l'amplitude des vagues d'ondes périodiques de l'EMG dans le cas où le sujet était incapable de détendre ses muscles. Mais la position de la tête ne semblait pas influencer l'EMG. Il est donc préférable de détendre les muscles autour de l'articulation en question ainsi que les muscles plus éloignés pour réduire l'activité électrique durant les oscillations. L'état de relaxation semble être une condition nécessaire dans la méthode de suspension pour obtenir une estimation valide des caractéristiques mécaniques passives des tissus entourant l'articulation.

Le Moment Élastique Passif de la Hanche, $M_e(\theta)$

En 1957, Smith a utilisé la méthodologie suivante pour déterminer la résistance passive à l'extension du genou: en assumant que les muscles du membre inférieur étaient tout à fait détendus après avoir anesthésier les sujets, chaque sujet fut couché dans la position décubitus ventral avec le genou au bord de la table. La jambe reposait dans une courroie, attachée à un ressort étalonné, fixé verticalement. En commençant avec un angle de 140° entre la jambe et la cuisse, la jambe a été baissée graduellement jusqu'à ce que l'extension soit limité de façon naturelle. L'expérience a été répété dans la position décubitus dorsal. Étant donné que la résistance passive à l'extension était la même dans les deux positions pour un même angle du genou, le moment de force dû à la gravité pouvait être obtenu sans calculer le poids du segment et la distance entre son centre de gravité et l'axe du genou. En utilisant la valeur obtenue pour le moment de gravité dans les équations d'équilibres, Smith a calculé la résistance passive à l'extension pour différents angles du genou variant entre 140° et l'extension complète. À 150° la résistance était négative, ce qui signifie que la tension sur les tissus tendait à faciliter l'extension et résister à la flexion. À 160° les tensions des tissus étaient en équilibre, ne facilitant ni la flexion ni l'extension. Ensuite la résistance passive augmentait et arrivait à $0.19 \text{ Kg} \cdot \text{m}$ lorsque la jambe et la cuisse étaient alignées. À 192° , où l'extension se limitait naturellement, la résistance était $0.97 \text{ Kg} \cdot \text{m}$.

Pour calculer le moment passif élastique du coude, Hayes et Hatze (1977) ont utilisé la méthode de Otahal (1971): le sujet s'asseyait sur une table munie d'un bras

en métal qui pouvait être déplacé librement dans le plan horizontal et dont le déplacement angulaire était enregistré par un potentiomètre. Une cellule de force était utilisée pour déterminer le moment nécessaire pour déplacer le bras de l'appareil avec une vitesse angulaire constante. Durant le test, l'avant-bras du sujet était soutenu par le bras en métal et l'ensemble était déplacé passivement de l'extension à la flexion complète du coude. La vitesse angulaire était petite ($0.04 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-1}$) et aussi constante que possible. Le but de maintenir une basse vitesse angulaire était de réduire la composante visqueuse du moment passif total au minimum. Le moment élastique passif était plus important aux deux extrêmes du déplacement de l'articulation (flexion ou extension complète) et avait une allure nonlinéaire mais pouvait être considéré linéaire dans un tiers du milieu de l'étendue du mouvement.

Yoon et Mansour (1982) ont déterminé le moment élastique passif de la hanche en fonction de l'angle de la hanche et celui du genou pour ainsi vérifier l'influence des muscles biarticulaires par la même occasion. Les tests ont été fait sur quatre sujets masculins. Le sujet était en décubitus latéral tandis que la jambe supérieure était fixée à un orthose muni d'un joint mobile au niveau du genou. Cette jambe était suspendue à l'appareil de mesure de force à partir de deux points de suspensions:

- 1) une bande attachée verticalement au milieu de la cuisse;
- 2) une cellule de force à la partie distale de l'appareil qui mesurait la force tangentielle au mouvement circulaire de la jambe.

La rotation de la jambe autour de la hanche dans le plan horizontal était contrôlée par un opérateur humain. Le déplacement angulaire de la hanche et du genou était mesuré à l'aide d'un électrogoniomètre placé sur le côté de la jambe.

Chaque cycle du mouvement commençait de l'extension de la hanche vers la flexion et finissait par le retour en extension. Le test fut répété pour huit angles du genou (0, 10, 20, ...70°) et avec une vitesse rotationnelle de 0.20 rad·s⁻¹. D'après un test pilot fait par ces auteurs, le mouvement passif n'était pas sensible à la vitesse angulaire. Selon Yoon et Mansour (1982), le moment élastique passif de la hanche était une fonction exponentielle pour la phase de flexion et la phase d'extension séparément. Lorsque le genou était en extension, $M_c(\theta)$ était maximum en flexion de la hanche et vice versa. Les muscles biarticulaires avaient donc un effet anatomique important sur $M_c(\theta)$.

Une autre étude faite sur le moment élastique passif de la hanche était celle de Vrahas, Brand, Brown et Andrews (1990). Ces auteurs avaient un protocole expérimental semblable à celui de Yoon et Mansour (1982) mais sur un échantillon plus grand (n=15) et plus âgé. Une autre différence était que la rotation de la jambe était effectuée par un système de câble entretenue par la puissance d'une machine.

Pour quantifier le moment élastique passif de la hanche, Göeken et Hof (1991) ont fait le test dans la position décubitus dorsal. L'une des jambes du sujet était placée dans une attelle fixée à un châssis par l'intermédiaire d'une cellule de force. Le châssis pouvait être déplacé à une vitesse de 3°/s par un moteur électrique par l'intermédiaire d'un câble fixé au plafond. Les moments résistants au soulèvement de la jambe étaient le moment élastique passif de la hanche et le moment dû au poids de la jambe. En assumant que $M_c(\theta)$ était zéro lorsque la jambe était horizontale, le moment dû au poids de la jambe était égal au moment nécessaire pour commencer à

lever la jambe. Ainsi Göeken et Hof (1991) ont calculé $M_c(\theta)$ d'un sujet masculin à partir de la longueur du membre inférieur, de l'angle de la hanche par rapport à l'horizontal, de la force initiale pour lever la jambe et de la force mesurée par la cellule de force à chaque angle discret.

Dans une étude semblable, Göeken et Hof (1993) ont fait les mêmes tests sur trois groupes de sujets : un groupe flexible où les sujets étaient capables de toucher le sol avec la paume de la main dans la position debout et les genoux en extension; un groupe moyen où les sujets pouvaient toucher le sol avec le bout des doigts; un groupe raide où les sujets ne pouvaient pas toucher le sol du tout. Les résultats ont montré qu'il y avait une différence significative entre l'extensibilité des ischiojambiers des trois groupes. L'élasticité était une fonction nonlinéaire et la raideur augmentait avec l'extension. Selon ces auteurs il n'existait pas de différence systématique entre l'élasticité et la raideur des différents groupes de sujets mais entre les sujets du même groupe.

Les études faites par Yoon et Mansour (1982) et Vrahas et al. (1990), ont démontré que la vitesse du déplacement passif de la jambe n'avait pas d'effet sur le moment élastique passif de la hanche tandis que la position du genou était un facteur important. Cependant la vitesse du déplacement devait être constante surtout lors du changement de direction du flexion à l'extension ou vice versa, afin de réduire l'effet de la viscosité et l'occurrence des petites oscillations. Un autre aspect à considérer dans ces méthodes était le moment dû au poids du membre inférieur. Yoon et mansour (1982) et Vrahas et al (1990) ont résolu ce problème en faisant l'expérience

dans la position décubitus latéral et le mouvement dans le plan horizontal. Göeken et Hof (1991) ont fait le test dans la position décubitus dorsal et ont donc calculé le moment dû au poids de la jambe en assumant que le moment élastique passif de la hanche était zéro au début du mouvement. Cependant leur résultats ont révélé qu'il existait en effet un moment de flexion de $5 \text{ N}\cdot\text{m}$ dans la position initiale et donc leur hypothèse n'était pas acceptable. Une autre approche était celle de Smith (1957) où en assumant que la résistance passive au mouvement était la même dans les positions décubitus dorsal et ventral, elle pouvait être obtenue sans calculer le moment dû au poids du membre.

En conclusion le moment élastique maximal obtenu à 60° de flexion de la hanche était $50 \text{ N}\cdot\text{m}$ d'après Yoon et Mansour (1982), $18 \text{ N}\cdot\text{m}$ selon Vrahas et al (1990) et $20 \text{ N}\cdot\text{m}$ d'après Göeken et Hof (1991) pour des sujets masculins en santé. Les résultats de Yoon et Mansour (1982) semblaient être en désaccord avec l'idée générale que la contribution des structures passives étaient négligeable dans le moment net de la hanche durant les activités quotidiennes de la vie.

Influence de la Tension des Ischiojambiers sur la Colonne Vertébrale, le Bassin et la Hanche

Le moindre changement de relation normale entre l'alignement de la colonne vertébrale, la position du bassin et la tension des muscles qui s'attachent à la colonne vertébrale ou au bassin peut contribuer au développement des maux de dos (Caillet, 1988).

D'après une étude faite par Toppenberg et Bullock (1986) sur 103 sujets féminins, la longueur des ischiojambiers avait une corrélation négativement significative avec la lordose lombaire ($r=-0.213$, $p<0.05$) et n'avait aucune corrélation avec le degré d'inclinaison du bassin. Donc plus les ischiojambiers étaient tendus plus la lordose lombaire était grande. Mais d'autre part selon Crouch (1972), ces muscles sont connus pour produire l'inclinaison postérieure du bassin et donc de diminuer la lordose. Il faut donc se questionner sur la relation entre l'inclinaison du bassin et la courbe lombaire. D'après Toppenberg et Bullock (1986), la tension des ischiojambiers provoque une hyperlordose qui peut expliquer les maux de dos. Par contre, la longueur de ces muscles n'a pas de relation avec l'inclinaison du bassin bien qu'il y soient attachés. Donc d'autres facteurs non étudiés, comme la structure du sacrum ou l'angle lombo-sacré, doivent influencer la position du bassin dans le plan sagittal.

Cependant, d'après d'autres études (Gajdosik, Hatcher & Whitsell, 1992; Heino, Godges & Carter, 1990), la longueur des ischiojambiers n'a pas de relation ni avec l'inclinaison du bassin ni avec la courbe lombaire dans la position debout. Bien que la direction de la force verticale des ischiojambiers soit à l'arrière de la tête du fémur mais cette force se neutralise avec celle des muscles fléchisseurs de la hanche.

En ce qui concerne la mobilité de la hanche, la tension des ischiojambiers limite la flexion du bassin durant le test "Toe-Touch" (flexion du tronc avec les genoux en extension), mais n'influencent pas la flexion de la région lombaire. Donc

en réalité elle change la relation entre le degré de liberté de mouvement femoro-pelvien et lombo-pelvien durant ce test (Gajdosik et al., 1992).

En conclusion il ne semble pas exister une unanimité en ce qui concerne la relation entre la longueur des ischiojambiers, la courbe lombaire et l'inclinaison du bassin. Les résultats obtenus par Toppenberg et Bullock (1986) et Gajdosik et al. (1992) sont en conflit avec l'opinion générale des cliniciens que les ischiojambiers tendus causent l'inclinaison du bassin vers l'arrière et diminuent la lordose lombaire dans la position debout. Ceci peut être dû au fait que le comportement des ischiojambiers tendus des sujets normaux est différent de ceux des patients avec une plus importante raideur de ces muscles.

Influence des Ischiojambiers sur la Lordose Dans la Position Assise

Les milieux de travail automatisé et informatisé ont changé le style de vie de beaucoup de travailleurs. Aujourd'hui ils passent la majorité de leur temps dans la position assise. Dans cette position, la hanche est fléchie et le bassin bascule pour mettre les tubérosités ischiatiques dans une position de support du poids.

L'inclinaison du bassin vers l'arrière diminue la lordose lombaire. Le degré d'inclinaison dépend du degré de liberté de flexion de la hanche, ce qui est limité par les ischiojambiers lorsque les genoux sont en extension. Donc des ischiojambiers tendus peuvent mettre la colonne vertébrale dans une condition désavantageuse quand les genoux sont en extension. Mais ceci dépend du résultat du test "SLR". Ceux qui atteignent un angle de plus de 70 degrés peuvent varier la position de leur genoux

dans la position assise, avec un minimum de changement dans la posture. Tandis qu'un angle de moins de 40 degrés élimine la lordose lorsque le sujet s'assoit avec des genoux fléchis (Stokes & Aberly, 1980; Bridger, Wilkinson & Van Houweninge, 1989).

D'après une étude faite sur des jeunes femmes, les courbes lombaires et thoraciques étaient plus marquées lorsque la mobilité de la hanche était limitée. De plus celles qui avaient une limitation dans la mobilité de la hanche avaient un plus grand changement de courbe lombaire de la position debout à assise (Bridger et al., 1989).

Selon Kapandji (1985), les ischiojambiers remettent l'inclinaison antérieure du bassin dans une position neutre durant la position debout et leur effet sur le bassin dépend de l'angle du genou et de la hanche ainsi que de la longueur des muscles. Dans la position assise, les ischiojambiers peuvent être tendus si les genoux sont en extension mais peuvent être mis dans la position neutre ou détendue si les genoux sont en flexion. La manque de corrélation significative entre la courbe lombaire dans la position assise et la longueur des ischiojambiers peut être expliquée par l'inefficacité de ces muscles dans cette condition détendue.

Étant biarticulaires, les ischiojambiers peuvent limiter la flexion de la hanche surtout lorsque le genou est en extension et ainsi ils affectent la courbe lombaire. Il est donc nécessaire de considérer l'effet des ischiojambiers sur la lordose lombaire lors de la désignation du milieu de travail.

Il existe deux points de vue contradictoires sur la meilleure position assise afin de diminuer l'occurrence des maux de dos. Selon Adams et Hutton (1985) la posture cyphotique diminue la charge exercée sur les articulations apophysaires et la charge compressive sur l'anneau fibreux postérieur du disque, et ainsi elle améliore le transport de métabolites du disque et la résistance de la colonne vertébrale à la compression. D'autres pensent que la posture lordotique diminue la tension de l'anneau fibreux postérieur (Horst & Brinckmann, 1981), la pression sur le disque (Andersson & Ortengren, 1974a; Andersson, Ortengren, Nachemson & Elfstrom, 1974) et l'activité myoélectrique des muscles paraspinaux (Andersson, Jonsson & Ortengren, 1974; Andersson & Ortengren, 1974b).

Mais une étude faite par Williams, Hawley, McKenzie et Wijmen (1991) a montré que la posture cyphotique causait plus de douleur au dos que la posture lordotique. Ainsi en diminuant la courbe lombaire dans la position assise, les ischiojambiers tendus pouvaient être une cause des maux de dos.

Selon M.J. Teyssandier et M.T. Teyssandier (1992), en position assise sur un siège haut avec un angle tronc-cuisse entre 110 et 160 degrés environ et la plante des pieds en contact avec le sol, c'était lorsque les segments jambiers étaient perpendiculaires au plan de terre que les efforts et contraintes mécaniques les plus nocifs pour les articulations intervertébraux avaient des valeurs minimales. Dans cette condition les chevilles du sujet étaient dans le plan frontal passant par l'axe transversale de la flexion-extension des genoux. L'ensemble pelvis-rachidien tendait

vers la position neutre et verticale avec les courbures vertébrales, plus ou moins "amorties" selon l'attitude.

Ischiojambiers Tendus et les Maux de Dos

Les personnes ayant des ischiojambiers tendus sont plus susceptibles à avoir des maux de dos (Gajdosik et al., 1992; Liemohn, Snodgrass & Sharpe, 1988). Pour des sujets dont le bassin atteint son maximum de flexion durant le mouvement de flexion du tronc, un effort supplémentaire augmentera le stress dû à l'allongement des tissus de la colonne vertébrale. Ainsi les ligaments longitudinaux postérieurs ou les attachements fibreux des ligaments au périoste peuvent aussi être endommagés. Cependant le risque d'endommagement des tissus est plus grand pour les personnes participant dans les activités sportives ou récréatives qui demandent beaucoup de flexion du tronc (Gajdosik et al., 1992).

Sihvonen, Partanen, Hänninen et Soimakallis (1991) ont observé 54% de cas d'ischiojambiers tendus pour des patients souffrant des maux de dos.

Selon Lowther (cité dans Hellsing, 1988) les ischiojambiers tendus peuvent causer des maux de dos en diminuant le degré de liberté de mouvement de la région lombaire ou de l'articulation sacro-iliaque et donc la nutrition du disque, des ligaments et du cartilage .

D'après Crosman et al. (1984), en présence bilatérale d'ischiojambiers tendus, le rythme lombo-pelvien devient anormal. La rotation complète du bassin et l'inversement de la lordose lombaire sont nécessaires pour un mouvement sans

douleur de la colonne vertébrale. Les muscles ischiojambiers tendus, empêchent la rotation du bassin à cause de leur attachements et donc durant la flexion du tronc le ligament longitudinal postérieur peut être endommagé et être cause de douleur.

Selon Caillet (1988), en présence unilatérale d'ischiojambiers tendus, le mouvement du bassin sera asymétriquement limité et ceci produira la rotation de la colonne vertébrale c'est-à-dire la scoliose.

D'après une études faite par Mellin (1988) sur 301 hommes et 175 femmes souffrant de maux de dos chroniques, la flexion, l'extension et la rotation interne de l'articulation de la hanche ainsi que la flexibilité des ischiojambiers avaient une corrélation significative avec les maux de dos des hommes. Pour les femmes, seulement la flexion et l'extension étaient en corrélation avec les maux de dos. Selon l'auteur, les maux de dos peuvent limiter les mouvements de la hanche à cause de la diminution générale de l'activité physique et à cause des spasmes musculaires dus aux réflexes neurologiques. D'un autre côté, la restriction de la mobilité de la hanche peut augmenter la charge exercée sur la colonne vertébrale et être à l'origine du développement des malaises lombaires.

Salminen et al. (1992) ont aussi montré que l'extension de la région lombaire et la flexibilité des ischiojambiers diminuaient dans le groupe ayant des maux de dos. Mais d'après ces auteurs, ceci pouvait être dû au manque d'activité des sujets. Parmi les canadiens, l'histoire des maux de dos est associé avec la diminution de l'angle "SLR" chez les adolescents masculins (14-18 ans) et non pas féminins ou plus jeunes (Mierau et al., 1989). Par contre, il n'existe pas de corrélation entre les

ischiojambiers tendus et l'occurrence des maux de dos chez les jeunes hommes suédois (Hellsing, 1988).

D'autres études ont montré que les ischiojambiers des garçons ont moins de flexibilité que ceux des filles. En assumant que la diminution de la flexibilité de ces muscles peut être associée à l'augmentation de la flexibilité et de la douleur du dos, les garçons présentent un plus grand risque de souffrir de maux de dos (Woolsey & Cornbleet, 1992). En effet une corrélation significative a été observée entre les ischiojambiers tendus et l'occurrence des maux de dos durant le service militaire des jeunes hommes (Nordgren, Schéle & Linroth, 1980). Mais Hellsing (1988) est arrivé à un résultat opposé.

D'autre part Biering-Sørensen (1984) a observé que les femmes ayant des ischiojambiers tendus étaient plus susceptibles de souffrir de maux de dos.

La Course

D'après Bach, Green, Jensen et Savinar (1985), les lésions de la région lombaire sont fréquents parmi les coureurs et se manifestent par des maux de dos. Les muscles ischiojambiers ont plusieurs fonctions durant la course et sont actives durant 60 pour cent du cycle de la course. L'augmentation de la durée d'activité, de la force de contraction et des contractions répétitives de ces muscles pendant plusieurs kilomètres a pour conséquence l'hypertrophie et la raideur de ces muscles. D'après l'étude faite par ces auteurs, sur un groupe de coureurs et de non-coureurs, les résultats obtenus au test "SLR" du groupe coureur, étaient plus bas que le groupe

contrôle. De plus les sujets masculins avaient une plus grande limitation que les sujets féminins, ce qui a été expliqué par la différence de structure des os, des cartilages, des capsules articulaires et de la capacité de tension des tendons et des ligaments entre les deux sexes. D'après Bach et al. (1985), durant la course, le momentum antérieur du coureur déplace le centre de gravité en avant de la base de support. D'autre part en augmentant l'inclinaison postérieure du bassin, les ischiojambiers tendus déplacent le centre de gravité en arrière. Afin de maintenir le centre de gravité en avant, deux changements se produisent: l'aplatissement excessif de la lordose lombaire et l'augmentation de la flexion du genou. Ainsi l'extension de la région lombaire qui est nécessaire pour garder l'équilibre n'est pas adéquate. L'inclinaison postérieure du bassin due aux muscles ischiojambiers tendus persiste après la course et peut affecter la posture et causer des maux de dos. Cependant aucune corrélation n'existait entre les ischiojambiers tendus des coureurs et l'incidence des maux de dos. Ceci pouvait être expliqué par le petit nombre de sujet examiné. Afin d'analyser la relation entre la raideur musculaire et les maux de dos des coureurs il serait préférable de comparer deux plus grands groupes de coureurs sans antécédents au niveau des douleurs lombaires et avec des maux de dos dus à la course.

Traitement des Maux de Dos

Les techniques utilisées pour le traitement des maux de dos sont nombreuses et variées. Mais il existe deux méthodes contradictoires décrites par Paul C. Williams et Robin McKenzie, qui sont parmi les plus connues.

Selon Williams (1955), l'extension du tronc augmente la pression exercée sur l'aspect postérieur des disques lombaires. Ceci peut causer la rupture du disque surtout le cinquième disque lombaire et irriter les racines nerveuses. Comme solution il a suggéré des exercices qui aident à diminuer la lordose et donc à réduire la pression des éléments postérieurs de la région lombaire.

Selon McKenzie (1981) les maux de dos sont dus au changement de la position du noyau pulpeux du disque par rapport à l'anneau fibreux, à la déformation mécanique du tissu mou de la colonne vertébrale qui est devenu tendue ou qui est causée par les contraintes de la posture. Comme traitement, il a recommandé des exercices qui ont pour but de maintenir la lordose lombaire. Mais pour garder l'équilibre il a suggéré une combinaison d'exercices de flexion et d'extension de la colonne vertébrale.

D'après une étude faite par Ponte et al. (1984), sur des personnes souffrant de maux de dos, le traitement de McKenzie était significativement plus de réussite dans la diminution de la douleur, dans l'augmentation de la durée de tolérance de la position assise, ainsi que l'augmentation de l'étendue de mouvement sans douleur du tronc et de l'angle "SLR" par rapport aux sujets ayant eu le traitement de Williams.

D'autres auteurs (Hellsing, 1988; Khalil, Asfour, Martinez, Rosomoff, R.S. & Rosomoff, H.L., 1992) pensent que l'étirement des muscles tendus peut aider à la diminution des maux de dos en augmentant l'activité myoélectrique, la force musculaire et le degré de liberté de mouvement. Parmi les muscles qui doivent être

étirés, ils nomment les ischiojambiers. Afin d'étirer ces muscles, Khalil et al. (1992) ont proposé le test passif de "SLR"

Selon Crosman et al. (1984), le massage des ischiojambiers était très efficace afin de diminuer la raideur de ces muscles, augmenter le degré de liberté de mouvement de la hanche et enfin d'aider à l'amélioration des maux de dos. Ceci était la conclusion déduite de leur étude sur 34 sujets féminins normales qui avaient subi 9-12 minutes de massage sur l'aspect postérieur de la cuisse et du genou ainsi que sur la tubérosité ischiatique.

Liehmohn et al. (1988) ont suggéré un programme qui s'appuyait sur un bon mobilité des articulations de la hanche aussi bien que celles de la colonne vertébrale.

L'identification des facteurs fonctionnel, environnemental et psychologique qui contribuent à l'occurrence des maux de dos chroniques est nécessaire pour prendre des mesures préventives. De là, selon Liebenson (1992), l'objective du traitement est d'améliorer la performance statique et dynamique du système musculo-squeletique et donner un enseignement sur les dangers dus au mode de vie ou du milieu de travail.

Résumé et Conclusion

Les maux de dos chroniques sont devenus un des plus fréquents problèmes de santé qui réduit le rendement de travail et limite les activités des personnes âgés de moins de 45 ans. Malgré de nombreuses études épidémiologiques et pathophysiologiques, les maux de dos restent un symptôme de vague étiologie.

Cependant divers facteurs fonctionnels, psychologiques et dus à l'environnement sont

considérés comme des facteurs prépondérants dans l'occurrence des douleurs lombaires. Parmi plusieurs facteurs, la relation entre l'extensibilité, l'élasticité ou la raideur des muscles ischiojambiers et la présence des maux de dos a été étudiée par différents chercheurs. Cette revue de littérature indique que différentes méthodologies ont été développées pour étudier les caractéristiques des ischiojambiers. Cependant la plus grande emphase était sur la longueur de ces muscles qui a été évaluée à partir des variations du test "SLR" et très peu d'études ont considéré la viscoélasticité de l'unité musculotendineuse des ischiojambiers. Parmi ces rares études, on peut nommer celles de Yoon et Mansour (1982), Vrahas et al. (1990) et Göeken et Hof (1991; 1993) qui ont étudié l'élasticité des ischiojambiers des sujets en santé ainsi que celle de Hatze (1975) qui a utilisé la théorie des petites oscillations amorties pour déterminer le coefficient d'amortissement de la hanche d'un seul sujet en santé. Il existe donc une lacune en ce qui concerne l'étude des caractéristiques mécaniques des muscles ischiojambiers surtout leur viscosité.

Le but de la méthodologie de cette étude est donc de développer des méthodes de mesures qui donnent une indice plus exacte et plus réaliste de l'élasticité et de la raideur des muscles ischiojambiers ainsi que de leur viscosité. Ainsi il est possible de comparer ces résultats avec ceux du test standard Canadien de la mesure de flexibilité du tronc et le test "SLR". En mesurant la longueur, la flexibilité, l'élasticité, la raideur et le coefficient d'amortissement des muscles ischiojambiers d'un groupe asymptomatique (groupe contrôle) et d'un groupe symptomatique au niveau des maux de dos (groupe expérimental), les caractéristiques mécaniques des ischiojambiers des

deux groupes peuvent être comparées. Par la suite le degré de contribution de ces éléments dans la susceptibilité des gens de souffrir des douleurs lombaires peut être évalué.

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE

L'objectif de cette étude consistait à vérifier l'effet des muscles ischiojambiers tendus et raccourcis chez des personnes présentant des maux de dos mécaniques. Pour rencontrer cet objectif, certaines caractéristiques des muscles ischiojambiers furent étudiées.

Le test de flexibilité du tronc, le test "Straight-Leg-Raising" et des techniques de mesures biomécanique du moment net passif élastique et de la viscoélasticité furent utilisés pour comparer l'effet de ces paramètres chez les sujets présentant des maux de dos et ceux n'ayant aucun antécédent au niveau des malaises lombaires. Dans cette section, les éléments suivants seront abordés: les sujets, les instruments de mesure, le protocole expérimental et l'analyse des résultats.

Sujets

Dans cette étude, dix-huit sujets masculins, âgés entre 21 et 44 ans participèrent à la phase expérimentale, sur une base volontaire. Étant donné les différences des caractéristiques des muscles ischiojambiers des hommes et des femmes et une plus grande fréquence de maux de dos chez les hommes, cette recherche fut limitée à des sujets masculins.

Dix des sujets étaient asymptomatiques au niveau des douleurs lombaires. Ce groupe représenta le groupe contrôle et fut recruté de la population étudiante universitaire. Un des sujets de ce groupe avait de la difficulté à décontracter ses muscles lors des tests. Ses résultats étaient tellement extrêmes qu'ils influençaient la moyenne du groupe (le moment passif élastique de la hanche de ce sujet était 56.49 N·m à 90% de "SLR" tandis que la moyenne du groupe y compris ce sujet était 26.00 N·m). Ce sujet fut donc reconnu comme un cas aberrant et ne fut pas inclus dans les analyses (Tabachnick & Fidell, 1983) car l'état passif et détendu était une condition essentielle aux évaluations.

Les huit autres sujets représentant le groupe expérimental, furent choisis de la population des cliniques médicales, chiropractiques et de physiothérapies locales. Les critères d'inclusion furent les suivantes: 1) le diagnostic professionnel (médecin, thérapeute) de maux de dos mécanique; 2) la présence des épisodes de maux de dos dans les six derniers mois; 3) l'évaluation de la perception de douleur de chaque sujet à partir d'une échelle d'estimation numérique; sur une échelle de 1 à 10, où 1 représentait aucune douleur et 10 une douleur atroce, seulement les personnes ayant un niveau de douleur entre 4 et 8 furent sélectionnées pour cette étude.

Les critères d'exclusion furent les suivantes: 1) douleurs aiguës; 2) pathologie discale; 3) lésion de la colonne vertébrale; 4) chirurgie de la colonne vertébrale, de la hanche, du genou ou de la cheville; 5) consommation régulière de médicaments anti-inflammatoires non-stéroïdals.

Avant l'expérimentation, les sujets des deux groupes répondirent à un questionnaire (Appendice B) afin de vérifier les conditions d'admissibilité et d'autres facteurs qui pouvaient altérer la validité des résultats (chirurgie, hernie discale,...). Les sujets signèrent une formule de consentement (Appendice B) qui expliquait le but de l'étude, la participation attendue du sujet, les droits du sujet et le protocole expérimental. À ce moment, il fut mentionné qu'il était libre de se retirer de l'étude ou de refuser sa participation à tout moment.

Chaque sujet participa à une période de collecte de données. Il performa le test de flexibilité du tronc et le test "Straight-Leg-Raising" et ensuite les tests de mesure de l'élasticité et du coefficient d'amortissement durant lesquels le sujet devait relaxer complètement. Tous les tests furent réalisés sur le membre inférieur droit.

Au début de la session, tandis que le sujet était pieds nus et portait un short, le grand trochanter et la tubérosité externe du fémur du membre inférieur droit furent localisés et des marqueurs y furent apposés. Par la suite les mesures anthropométriques suivantes furent prises: l'âge, la taille, le poids, les longueurs de la cuisse, de la jambe, du membre inférieur et du membre supérieur, la circonférence de la cuisse et celle de la jambe. Les mesures anthropométriques sont définies dans l'appendice C et les résultats sont donnés dans les tableaux C1 et C2 (Appendice C). Le tableau 2 résume certaines mesures anthropométriques des deux groupes de sujets.

Tableau 2. Statistiques descriptives de certaines mesures anthropométriques des groupes contrôle (n = 9) et expérimental (n = 8).

Mesures	Contrôle		Expérimental	
	Moyenne (ET)	Étendue	Moyenne (ET)	Étendue
A (ans)	27.0 (4.4)	21-32	32.2 (5.2)	28-44
P (kg)	75.3 (9.8)	55-88	82.0 (11.6)	64-95
T (cm)	177.2 (6.4)	166-185	173.6 (5.5)	165-182
LC (cm)	40.8 (2.3)	38-46	39.9 (2.7)	35-43
LJ (cm)	46.8 (3.2)	42-52	45.6 (2.3)	43-50
LMI (cm)	93.5 (3.8)	88-100	91.0 (3.3)	87-98
LMS (cm)	74.5 (3.0)	70-80	74.6 (3.5)	69-80

ET=Écart type; A=Age; P=Poids; T=Taille; LC=Longueur de la cuisse; LJ=Longueur de la jambe; LMI=Longueur du membre inférieur; LMS=Longueur du membre supérieur.

Mesure de la Flexibilité du Tronc

Le test standard canadien (Canadian Standardized Test of Fitness, 1987), pour mesurer la flexibilité du tronc durant la flexion fut performé avec un flexomètre. Avant d'exécuter le test de flexibilité, les sujets eurent une période d'exercices d'échauffement, surtout l'étirement des muscles de la hanche et du tronc pour prévenir l'occurrence de tout étirement excessif et douloureux durant les tests. Le sujet s'installa devant le flexomètre, les genoux complètement en extension, tandis que la plante des pieds furent contre la barre horizontale de l'appareil. Le bord

interne du pied devait être à deux centimètres du bord de l'échelle. Tandis que les genoux furent en extension et la tête en flexion, le sujet tendit les bras en avant pour pousser le pointeur aussi loin que possible en expirant. Le sujet devait garder la position de flexion maximale pendant deux secondes. Le test fut répété trois fois et la moyenne des trois essais fut calculée et conservée pour plus ample analyse.

Afin d'avoir une autre indice de la flexibilité générale de chaque personne, la flexion du poignet droit avec les doigts en flexion, fut mesurée avec un goniomètre. Les résultats du test de flexibilité du tronc et de la flexion du poignet du groupe contrôle et du groupe expérimental sont donnés dans les tableaux D1 et D2 respectivement (Appendice D).

Mesure de la Longueur des Muscles Ischiojambiers

Afin d'évaluer la longueur des muscles ischiojambiers, le test "Straight-Leg-Raising" ou "SLR" passif fut utilisé. Pour exécuter ce test, le sujet s'allongea sur la table d'examination. Afin de stabiliser le tronc et le bassin, une large bande Velcro fut placée au dessus du grand trochanter et une autour de la cuisse gauche et un coussin rigide au niveau de la lordose lombaire afin de prévenir l'affaissement de la courbe lombaire et éliminant ainsi la bascule du bassin. Il était demandé au sujet de détendre le membre inférieur droit durant le test et d'avertir l'examineur aussitôt que l'angle maximal était atteint. L'aide levait la jambe du sujet en tenant le talon dans une main et en gardant le genou en extension avec l'autre main sur la rotule. Aussitôt qu'une résistance au mouvement fut ressentie ou que le sujet confirma que

l'angle maximal était atteint, le test fut arrêté et l'angle "SLR" fut mesuré avec un goniomètre. L'axe du goniomètre fut placé sur le grand trochanter, le centre de rotation de la hanche, l'un des bras du goniomètre fut aligné avec l'axe longitudinal du fémur et l'autre avec l'horizontal. L'angle construit entre ces deux bras représentait l'angle "SLR". Ce test fut répété à trois reprises et la moyenne des trois essais de chaque sujet fut calculée. Les résultats des deux groupes de sujets sont donnés aux tableaux D1 et D2 (Appendice D).

Mesure du Moment de Force Net Passif Élastique de la Hanche

Instrument de Mesure

Afin de mesurer le facteur élastique des muscles ischiojambiers, un appareil isocinétique (KinCom 500H) fut utilisé. Cet appareil était muni des éléments suivants: une cellule de force qui indiquait la direction et la grandeur de la force appliquée par le sujet ou l'appareil, dépendant de la condition (active ou passive); un tachymètre qui mesurait et contrôlait la vitesse rotationnelle du bras de levier durant l'activité, de zéro à 250 degrés par seconde; un potentiomètre qui mesurait la position angulaire du bras de levier durant le test; un bras de levier qui était l'axe mécanique de l'appareil et portait la cellule de force. Au dessus de la table de KinCom (500H) il y avait deux fauteuils ajustables à chaque côté qui pouvaient être déplacés vers l'avant et l'arrière et leur dossier pouvait être relevé ou descendu.

L'appareil isocinétique contrôlé par un micro-ordinateur permettait de définir les angles de commencement et d'arrêt, la tension musculaire et la vélocité du

mouvement. De plus, il était muni d'arrêts mécaniques limitant l'étendue de mouvement du bras de levier à celui physiquement possible par le sujet.

Une longue attelle en métal fut construite pour maintenir le membre inférieur du sujet et être en connexion avec le bras de levier de l'appareil. Elle consistait d'une attelle en tissu avec des bandes Velcros pour maintenir la jambe et la cuisse et d'une plaque rectangulaire (49 cm x 5 cm x 0.3 cm) en métal à la partie inférieure afin de supporter le membre sans déformation. L'ensemble des deux était fixé sur une seconde plaque en métal (72 cm x 10 cm x 0.9 cm). Sous la plus grande plaque, un joint permettait d'insérer le pivot du bras de levier qui connectait l'attelle en métal avec l'appareil isocinétique. Le joint pouvait être déplacé le long de l'axe de la plaque pour maintenir le centre de rotation et le centre de masse du membre inférieur sur la même projection. Six fentes furent faites à l'extrémité distale de la plaque afin de mettre un support vertical pour maintenir la cheville dans la position neutre (0°) (voir Figures 1 et 2).

Étalonnage de la cellule de force

Pour étalonner la cellule de force de l'appareil isocinétique, le bras de levier démunie de ses attaches, mis dans une position horizontale fut chargé et déchargé de poids prépesés de 0 à 198 N. Le signal de force de l'appareil isocinétique branché à un système d'acquisition de données, fut converti en signal numérique à une fréquence de 25 Hz. Un cycle d'étalonnage consistant d'une phase de chargement de 0 à 198 N et d'une phase de déchargement de 198 à 0 N fut répété à trois reprises.

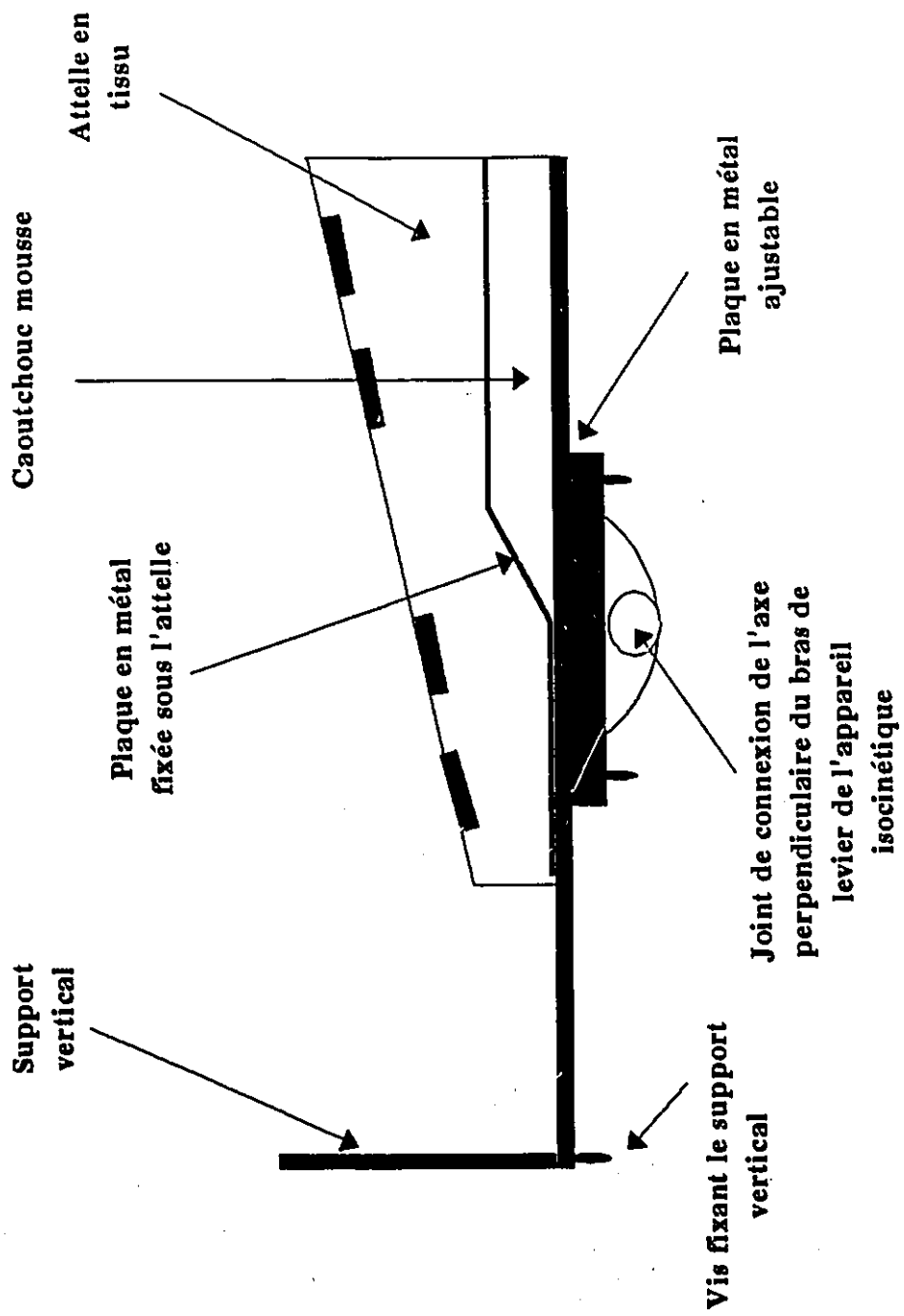


Figure 1. Vue de profil de l'attelle utilisée pour le test du moment de force passif élastique de la hanche.

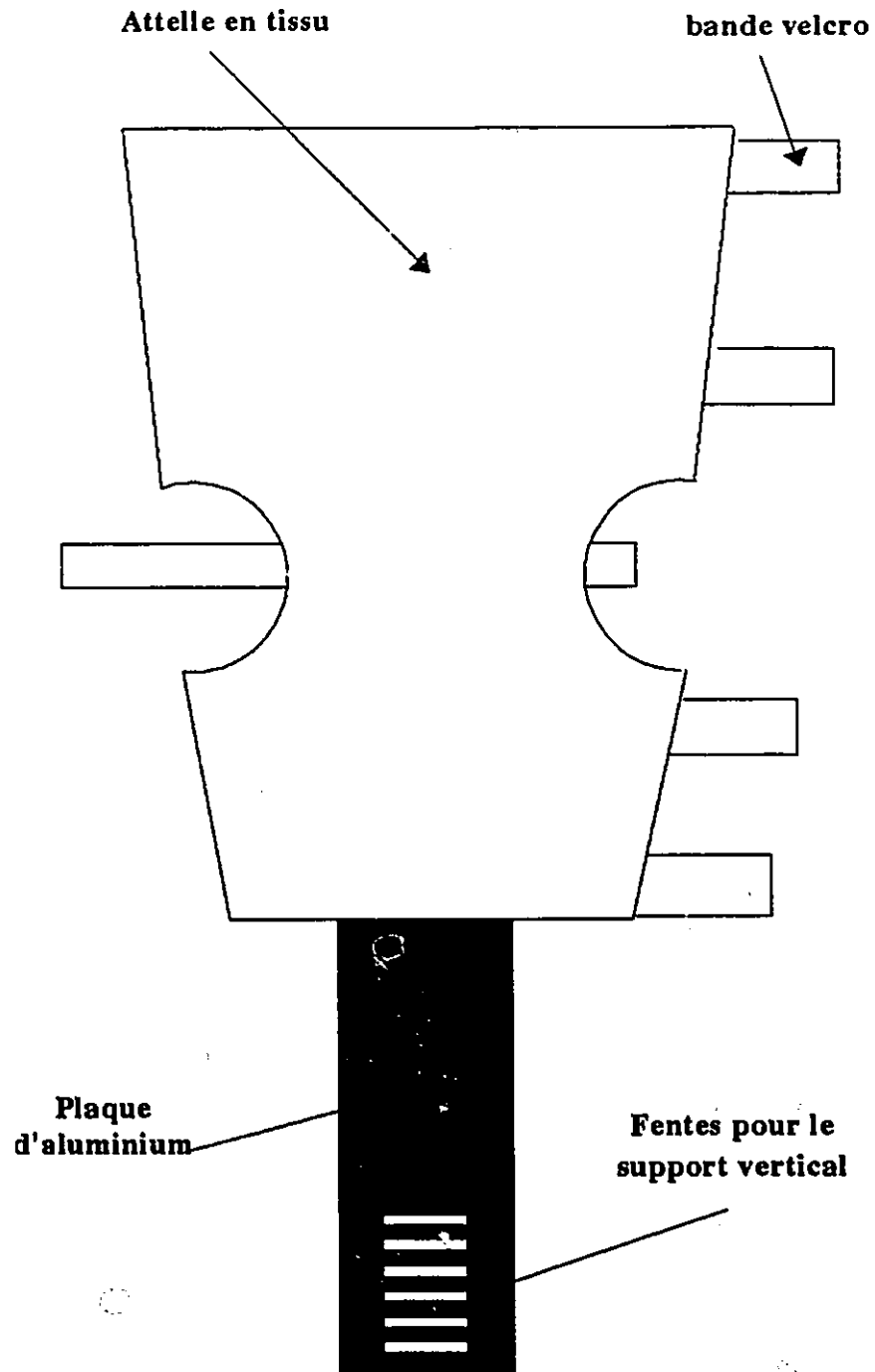


Figure 2. Vue de haut de l'attelle utilisée dans le test du moment de force passif élastique de la hanche

Les courbes d'étalonnages des deux côtés, consistant du signal de sortie ou force par son poids correspondant, sont représentées aux figures F1 et F2 (Appendice F).

L'Électromyographie

Afin de s'assurer que les muscles de la hanche ne furent pas actifs durant les tests passifs de mesure de la viscoélasticité, l'électromyographie fut utilisé avec des électrodes de surface (fabriqués d'un alliage chlorure argent / argent, Medicotest, type M), placés au dessus du point moteur des muscles demi-membraneux, droit antérieur de la cuisse, grand fessier et droit antérieur de l'abdomen à une distance inter-électrode de deux centimètres. L'emplacement des points moteurs est défini par Delagi, Perotto, Iazetti et Morrison (1975) et Goodgold (1984). Une électrode de référence (mise à terre) fut située sur une surface osseuse (au niveau de l'épine iliaque antéro-supérieure) entre les muscles de la hanche et le coeur. Les signaux électromyographiques bruts furent amplifiés et conditionnés à l'aide des amplificateurs biologiques (Muscle Tester ME 3000, filtre passe-bande de 20-500 Hz, common mode rejection ratio > 130 dB, gain de 393). Ces signaux furent ensuite branchés au système d'acquisition de données et aussi envoyés à un oscilloscope pour vérifier le niveau d'activité musculaire du sujet. La figure 3 représente l'ensemble du montage expérimental du moment de force net passif élastique.

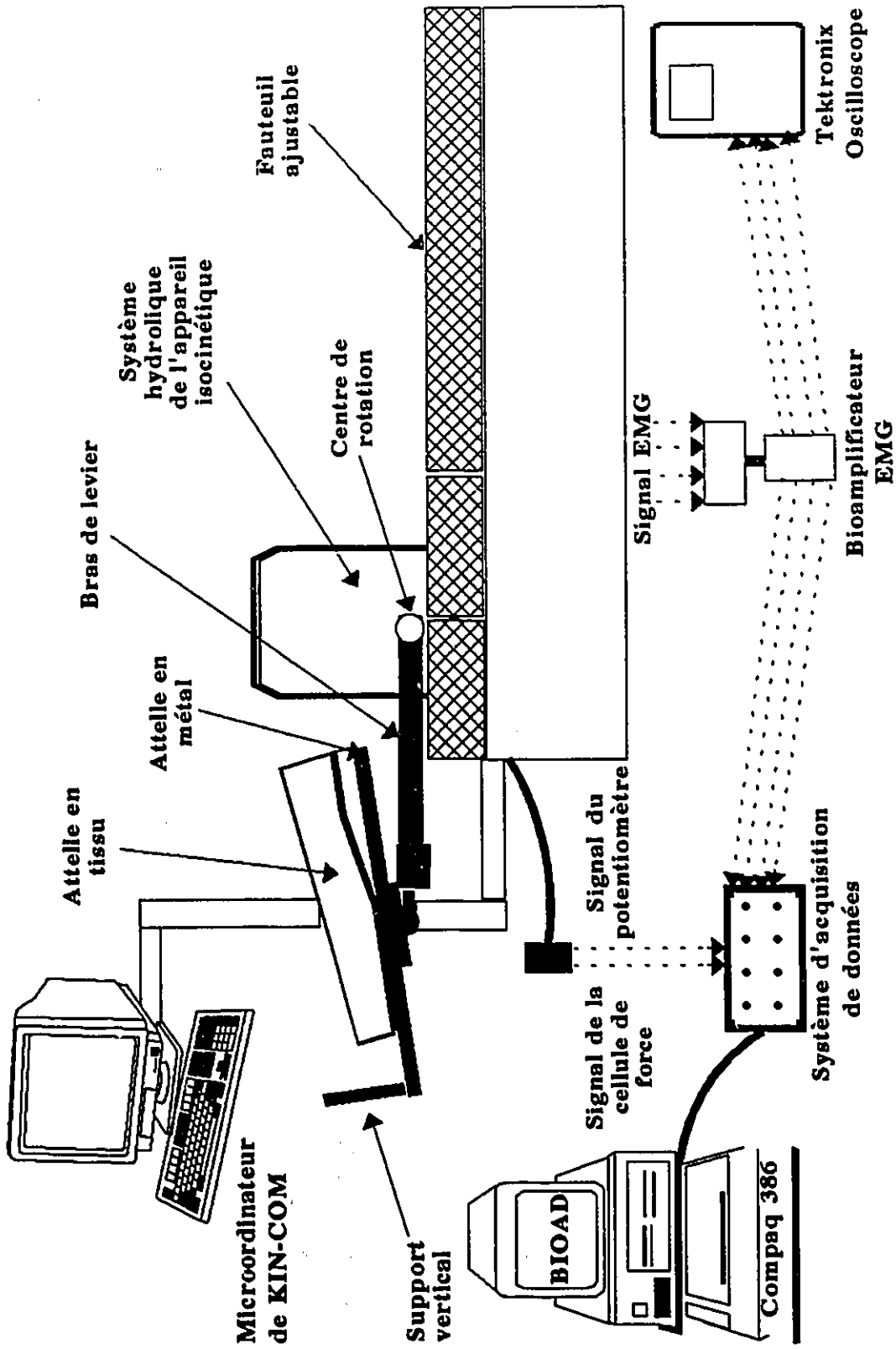


Figure 3. Vue de profil de l'appareil isocinétique et du montage expérimental utilisé pour le test du moment de force passif élastique de la hanche.

Protocole Expérimental

Préparation du sujet

Pour l'évaluation du facteur élastique, une combinaison des méthodes utilisées par Hayes et Hatze (1977) et Smith (1957) fut utilisée.

Le sujet fut évalué dans deux positions: décubitus dorsal et décubitus ventral. Pour la première position, le sujet fut couché sur le dos sur la table ajustable du côté droit de l'appareil isocinétique. Le centre de rotation de la hanche, assumé être au niveau du grand trochanter, fut aligné avec le centre de rotation du bras de levier de l'appareil (voir Figure 4).

Avant de placer les électrodes d'EMG (expliqué dans la section précédente), les points moteurs musculaires furent repérés et une surface de peau de 2.5 cm² autour de ces points fut préparée en rasant les endroits nécessaires et en frottant avec de l'alcool jusqu'à l'apparence d'un érythème. L'impédance de la peau fut mesurée avec un multimètre numérique. Le maximum d'impédance acceptable était 10 K Ω .

Le tronc et le bassin furent fixés à l'aide d'une large bande Velcro au dessus du grand trochanter et un coussin rigide au niveau de la lordose lombaire. Le membre inférieur droit fut supporté par une longue attelle en métal (expliquée précédemment), muni d'un support vertical, ajustable à l'extrémité inférieur qui permettait de maintenir la cheville dans une position neutre (0°). Dans certain cas où la longueur du membre inférieur excéda la longueur de l'attelle, la cheville fut fixée à l'aide des bandes Velcros. Les arrêts mécaniques de l'appareil furent ajustés pour chaque sujet à partir du résultat obtenu au test "SLR".

Dans le mode d'évaluation du programme de l'appareil isocinétique, il était nécessaire de créer un protocole d'évaluation, dans lequel le genre de mouvement, le type de contraction, la vitesse du mouvement, les limites de force et le nombre de répétition étaient déterminés. Le but de ce test étant de déterminer le moment net passif élastique des muscles ischiojambiers, le mouvement fut passif, les contractions concentrique-excentrique, la vitesse du mouvement constante et relativement petite ($5^{\circ}/s$) et le nombre de répétition fixé à 10.

Après avoir défini les angles de départ et d'arrêt du mouvement, le système fut prêt pour l'évaluation. À ce moment on demanda au sujet de détendre complètement ses muscles et l'enregistrement des données eut lieu. L'état d'activité électrique des muscles fut contrôlé simultanément sur l'oscilloscope.

Pour la position décubitus ventral, le sujet fut couché sur le ventre sur la table du côté gauche de l'appareil isocinétique et les mêmes procédures furent répétées. Cependant des modifications furent nécessaires pour obtenir une position optimale: afin de situer le centre de rotation de la hanche au niveau du centre de rotation de l'appareil, la tête de la machine fut relevée; pour empêcher le contact du pied avec le sol à l'extrême du mouvement de flexion de la hanche, trois matelas rigides de 24 cm d'épaisseur au total furent mis sur la table de KinCom; pour fournir l'équilibre et le confort du sujet une table d'examen avec trois autres matelas de même épaisseur, supporta le membre inférieur non-examiné (gauche) et un coussin fut mis sous le ventre (voir Figure 5). Malgré ces précautions, cette position était légèrement

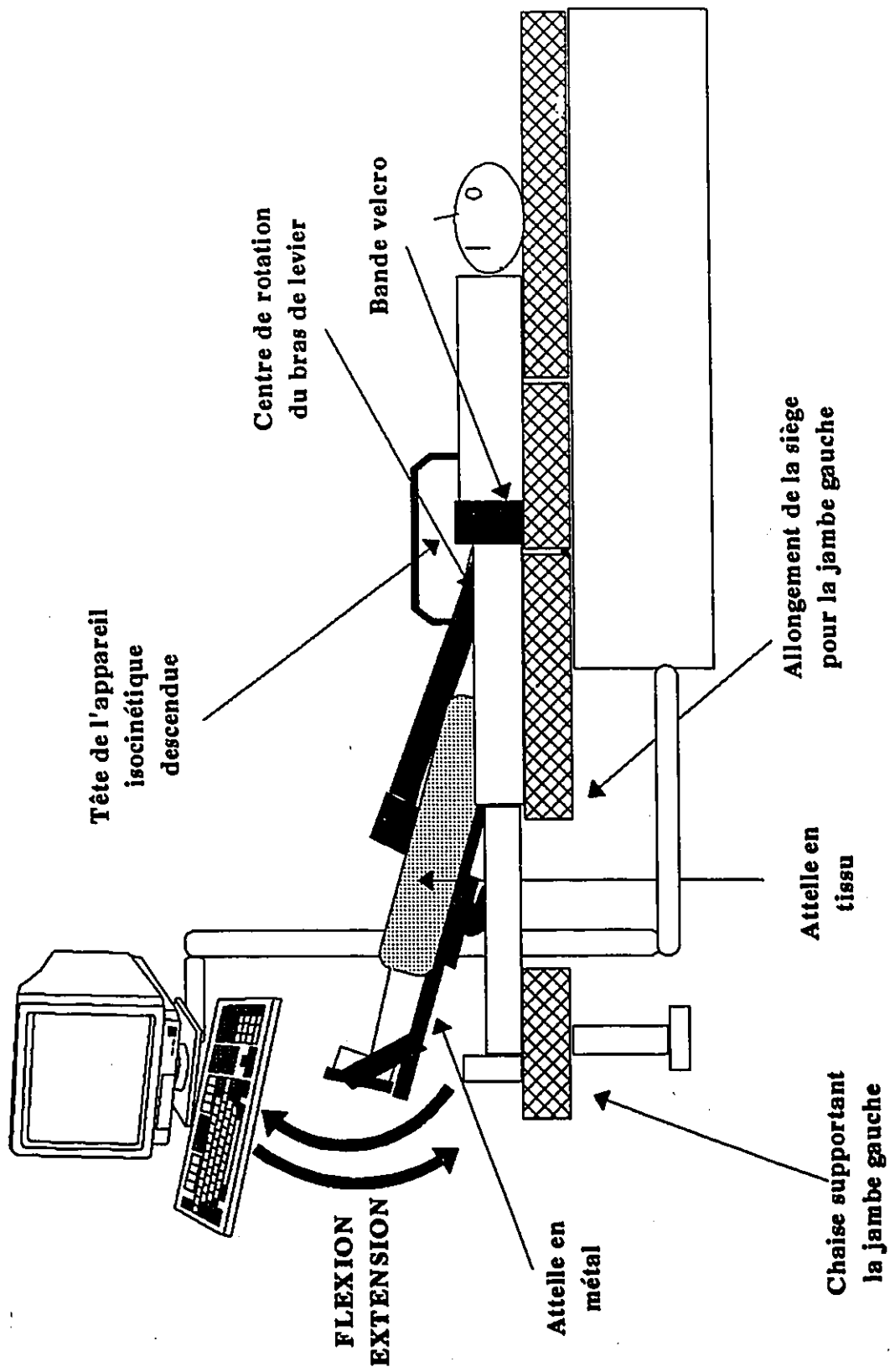


Figure 4. Vue de profil de la position décubitus dorsal sur l'appareil isocinétique, lors du test du moment de force passif élastique de la hanche.

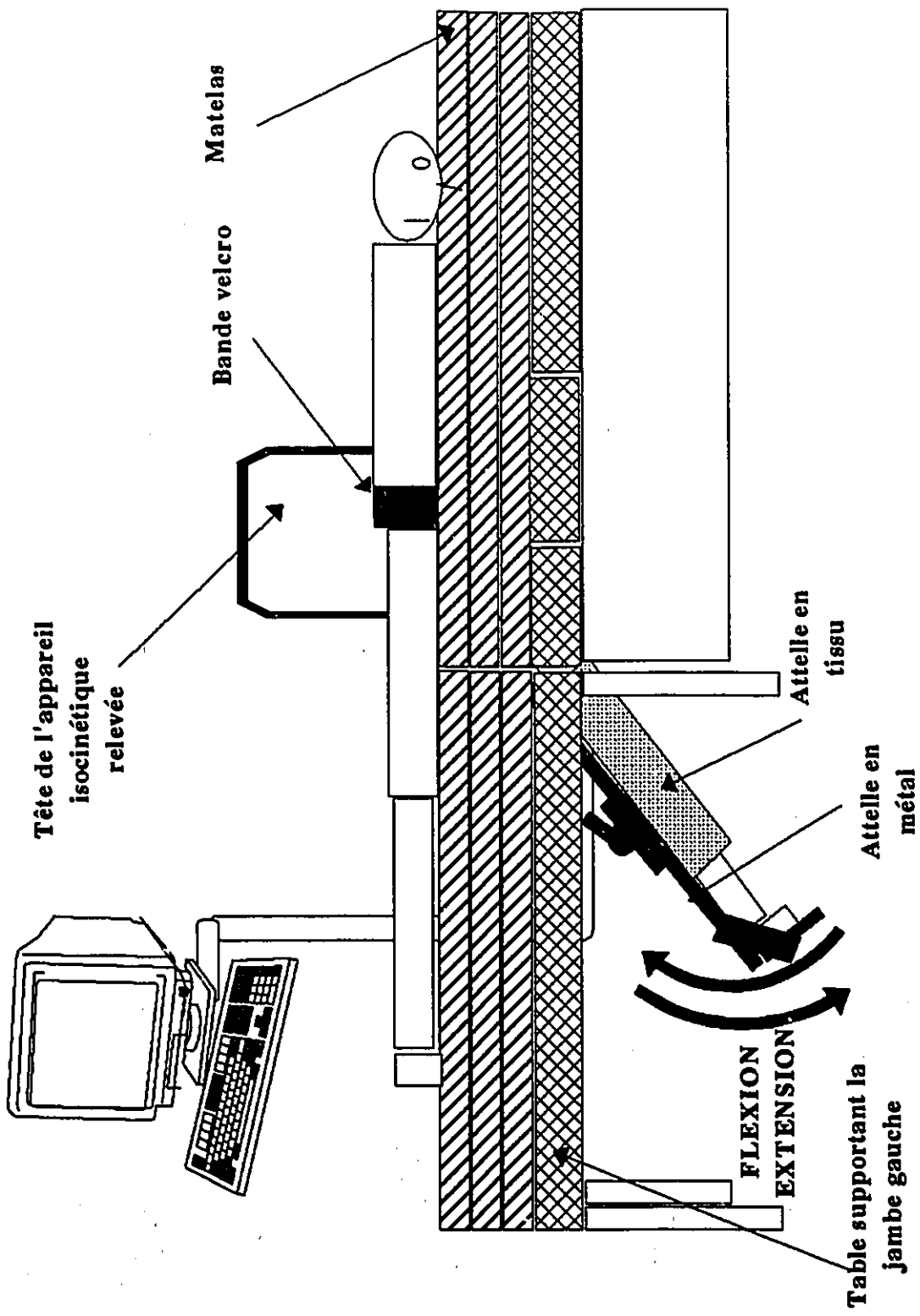


Figure 5. Vue de profil de la position décubitus ventral sur l'appareil isocinétiqve lors du test du moment de force passif élastique de la hanche.

inconfortable surtout pour les sujets ayant des maux de dos, mais le test fut de courte durée.

Cueillette des données

Tandis que le membre inférieur fut déplacé lentement par l'appareil, dans l'étendue de mouvement définie, les signaux de la cellule de force, du potentiomètre et de l'EMG furent convertis à des signaux numériques à des fréquences de 75, 75 et 750 Hz respectivement pour une période de 30 secondes. Cette conversion fut effectuée par le système d'acquisition de données BIOAD (Lamontagne, Bradley & Lemaire, 1989) et les données furent sauvegardées dans la mémoire du micro-ordinateur (Compaq 386) pour être ensuite analysées. Ce processus fut répété jusqu'à l'obtention de trois essais réussis. Le temps de repos entre chaque essai fut deux minutes, le temps nécessaire pour sauvegarder les données. Entre chaque position, dix minutes furent nécessaires pour ajuster les arrêts mécaniques du côté opposé de l'appareil et changer la position du sujet. Chaque sujet eut un total de six essais pour le test du moment net passif élastique de la hanche.

Analyse des Données

Les fichiers de données sauvegardés dans BIOAD furent chargés dans le programme d'analyse de données BIOPROC (Lamontagne et al, 1989). Chaque fichier contenait six canaux dont quatre pour le signal d'EMG, un pour le signal de force et un pour le déplacement angulaire, en fonction du temps (30 s). À l'aide du

programme BIOPROC, les fichiers de données furent réduits du signal d'EMG conservant seulement la force et l'angle dans la phase de flexion du mouvement, sauvegardés dans un fichier en format ASCII pour l'analyse des données.

Comme il a été expliqué dans la revue de littérature, Smith (1957) a calculé la résistance à l'extension du genou dans les deux positions décubitus ventral et dorsal en utilisant les équations (1) et (2):

$$R_{\beta} = -W d \cos \alpha_d + S_d l_d \quad (1)$$

$$R_{\beta} = W d \cos \alpha_v - S_v l_v \quad (2)$$

où:

R_{β} résistance passive à l'extension, considérée arbitrairement comme un moment agissant à 0.3 m (un pied) du genou.

W poids de la jambe et du pied.

d distance entre le centre de masse du segment et l'axe du genou.

α angle entre la jambe et l'horizontal.

β angle entre la jambe et la cuisse.

S_d tension du ressort dans la position décubitus dorsal.

l_d distance minimale entre le ressort et l'axe du genou en décubitus dorsal.

S_v tension du ressort dans la position décubitus ventral.

l_v distance minimale entre le ressort et l'axe du genou en décubitus ventral.

La résistance passive à l'extension étant la même pour un même angle du genou (β), Smith a résolu les équations (1) et (2) par la méthode de substitution pour trouver le produit Wd et ensuite R_B .

En utilisant le même principe, le moment net passif élastique des muscles ischiojambiers, fut calculé à partir de l'équation (3) en décubitus dorsal et l'équation (4) en décubitus ventral pour la flexion de la hanche (voir figure 6).

$$- W_m m \cos \theta - W_a a \cos \theta + F_d d - M_c (\theta) = 0 \quad (3)$$

$$- W_m m \cos \theta - W_a a \cos \theta + F_v d + M_c (\theta) = 0 \quad (4)$$

où:

W_m poids du membre inférieur (N).

m distance entre le centre de masse du membre inférieur et le centre de rotation de la hanche (m).

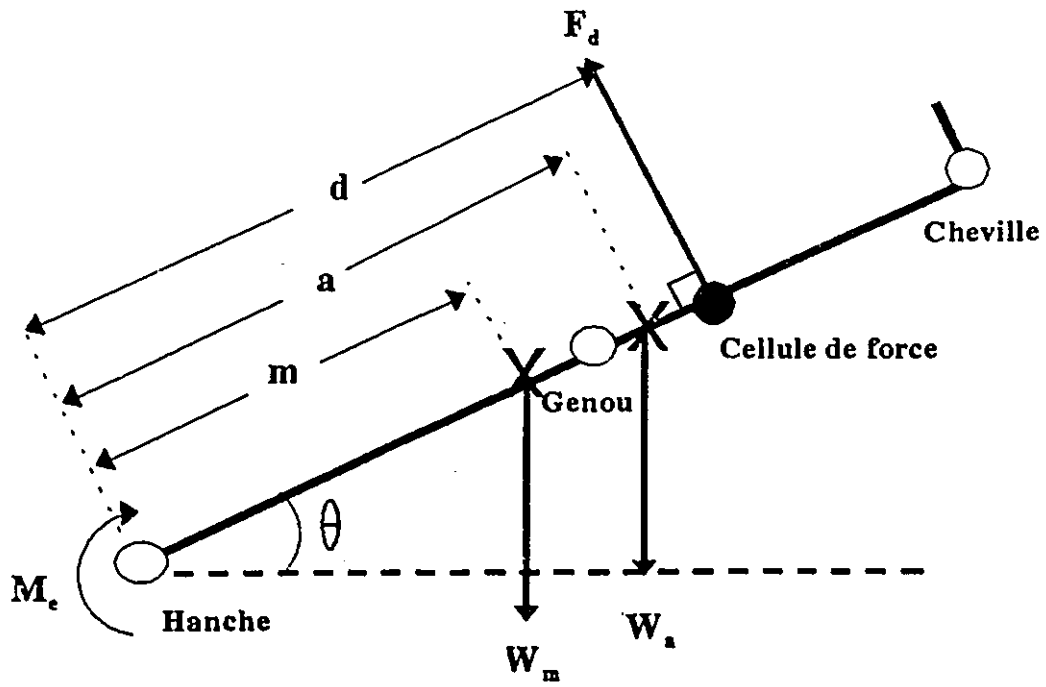
W_a poids de l'attelle (N).

a distance entre le centre de masse de l'attelle et le centre de rotation de la hanche (m).

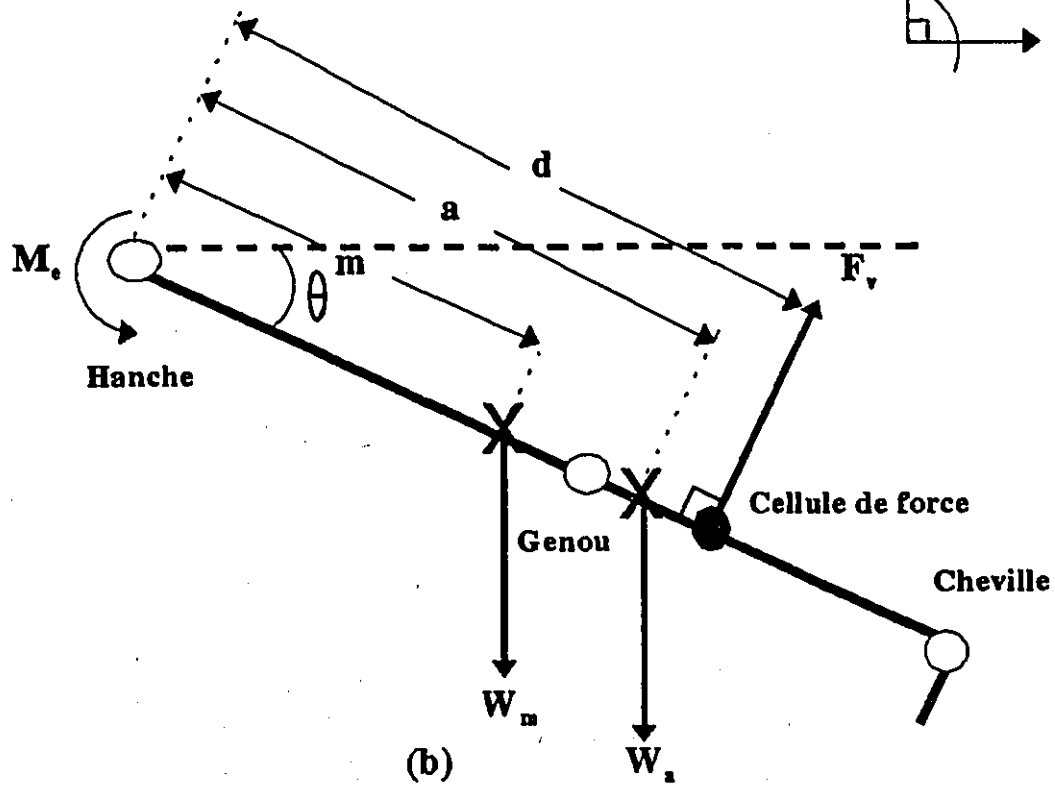
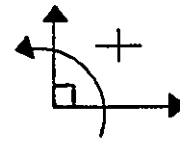
F_d force exercée par l'appareil pour déplacer le membre inférieur dans la position décubitus dorsal (N).

F_v force exercée par l'appareil pour déplacer le membre inférieur dans la position décubitus ventral (N).

d distance entre le lieu d'application de la force par l'appareil isocinétique et le



(a)



(b)

Figure 6. Diagramme des forces et du moment net passif élastique de la hanche sur le membre inférieur lors du test d'élasticité, (a) en décubitus dorsal (b) en décubitus ventral.

centre de rotation de la hanche (m).

θ angle entre le membre inférieur et l'horizontal (degré).

$M_c(\theta)$ moment net passif élastique des ischiojambiers pour l'angle θ (N·m).

En assumant que pour un même angle θ , $M_c(\theta)$ était le même dans les deux positions et en résolvant les deux équations (3) et (4), l'équation (5) fut obtenue:

$$M_c(\theta) = \frac{d (F_d - F_v)}{2} \quad (5)$$

Le moment net passif élastique des muscles ischiojambiers fut calculé à l'aide de l'équation (5), pour les angles 0, 15, 45, 60, 75 et 90 pour cent de l'étendue de mouvement de flexion de la hanche lors du test "SLR". Afin d'obtenir F_d et F_v pour l'équation (5), la procédure suivante fut utilisée: dans les fichiers de données réduits du signal d'EMG, les valeurs de l'angle minimal (0% de l'angle "SLR") et de l'angle maximal (100% de l'angle "SLR") furent identifiées. À partir de ces deux valeurs, les valeurs de 15, 45, 60, 75 et 90% du "SLR" furent calculés. La force correspondante à chaque pourcentage voulu de l'étendue du "SLR", fut obtenue. Pour chaque sujet et à chacun des pourcentages de l'angle "SLR", la moyenne des trois essais fut calculée. Par la suite, les valeurs de la force en volt furent converties en Newton, à partir des équations de régression obtenues lors de l'étalonnage de la cellule de force de l'appareil isocinétique. Ainsi en ayant les paramètres de l'équation (5), $M_c(\theta)$ fut calculé.

Afin de calculer la raideur ($K_c(\theta^*) = \Delta M_c(\theta^*) / \Delta \theta^*$) des muscles ischiojambiers à différents angles de flexion, la procédure suivante fut utilisée: l'équation de régression qui correspondait à la courbe de $M_c(\theta^*)$ (N·m) en fonction de l'angle θ^* (rad) était une équation de deuxième ordre; la première dérivée de cette équation était une seconde équation qui permit de calculer la raideur à chaque angle de flexion de la hanche. Les valeurs de $K_c(\theta^*)$ furent par la suite utilisées pour calculer le coefficient d'amortissement de la hanche.

Mesure du Coefficient D'amortissement de la Hanche

Instrument de Mesure

Afin d'évaluer la viscoélasticité des muscles ischiojambiers, la théorie des petites oscillations (inférieures ou égales à 8 degrés) et la méthode de suspension furent appliquées tel que Hatze (1975) et Hayes et Hatze (1977). Pour déterminer le coefficient d'amortissement de la hanche, l'appareil de petites oscillations (APO) qui avait été développé à l'université d'Ottawa pour étudier le coefficient d'amortissement du genou (McFaull, 1993) fut modifié. Cet appareil consistait à un fauteuil avec un dossier ajustable pouvant s'incliner de la position verticale (90°) jusqu'à la position horizontale (0°), d'un système de travées pouvant déplacer le fauteuil d'avant en arrière et d'un solide cadre métallique permettant de soutenir le système d'oscillation. Le cadre métallique était fixé au sol et au plafond et avait une barre transversale ajustable verticalement dont deux ressorts en acier (HI-BEK Precision Spring Company Ltd, Hamilton, Canada) y étaient attachés. Les ressorts furent étalonnés et

fabriqués spécifiquement pour le laboratoire de biomécanique de l'université d'Ottawa avec une constante de 500 N/m chacun. Les ressorts furent attachés parallèlement à l'aide d'un support supérieur à une cellule de force en forme de S (Intertechnology Inc., Don Mills, Ontario, Canada, model 363-D3-100-2CP3) laquelle fut fixée sur la barre transversale. Les extrémités inférieures des ressorts furent attachés à l'aide du support inférieur au support distal du membre inférieur. D'après les tests faits par McFaull (1993), en ajoutant deux poids de 1 Kg en dessous du support distal du membre inférieur, la variabilité diminuait. La masse de l'appareil incluant la somme de la masse du support inférieur du ressort, du support distal du membre inférieur et les poids additionnels était de 3.88 kg. Les différents éléments de APO sont représentés dans la Figure 7.

Étalonnage de la cellule de force

Pour étalonner la cellule de force, des poids prépesés de 0 à 200 N furent suspendues à la cellule de force. Le signal de sortie de la cellule de force fut envoyé à un système de conditionnement du signal (Acrotech; Chino, California, model 308 strain gauge interface) et ensuite envoyé à un multimètre numérique et au système d'acquisition de données Bioad. Chaque cycle de chargement et de déchargement fut répété à trois reprises. La courbe d'étalonnage de la cellule de force de APO est représentée dans la figure F3 (Appendice F).

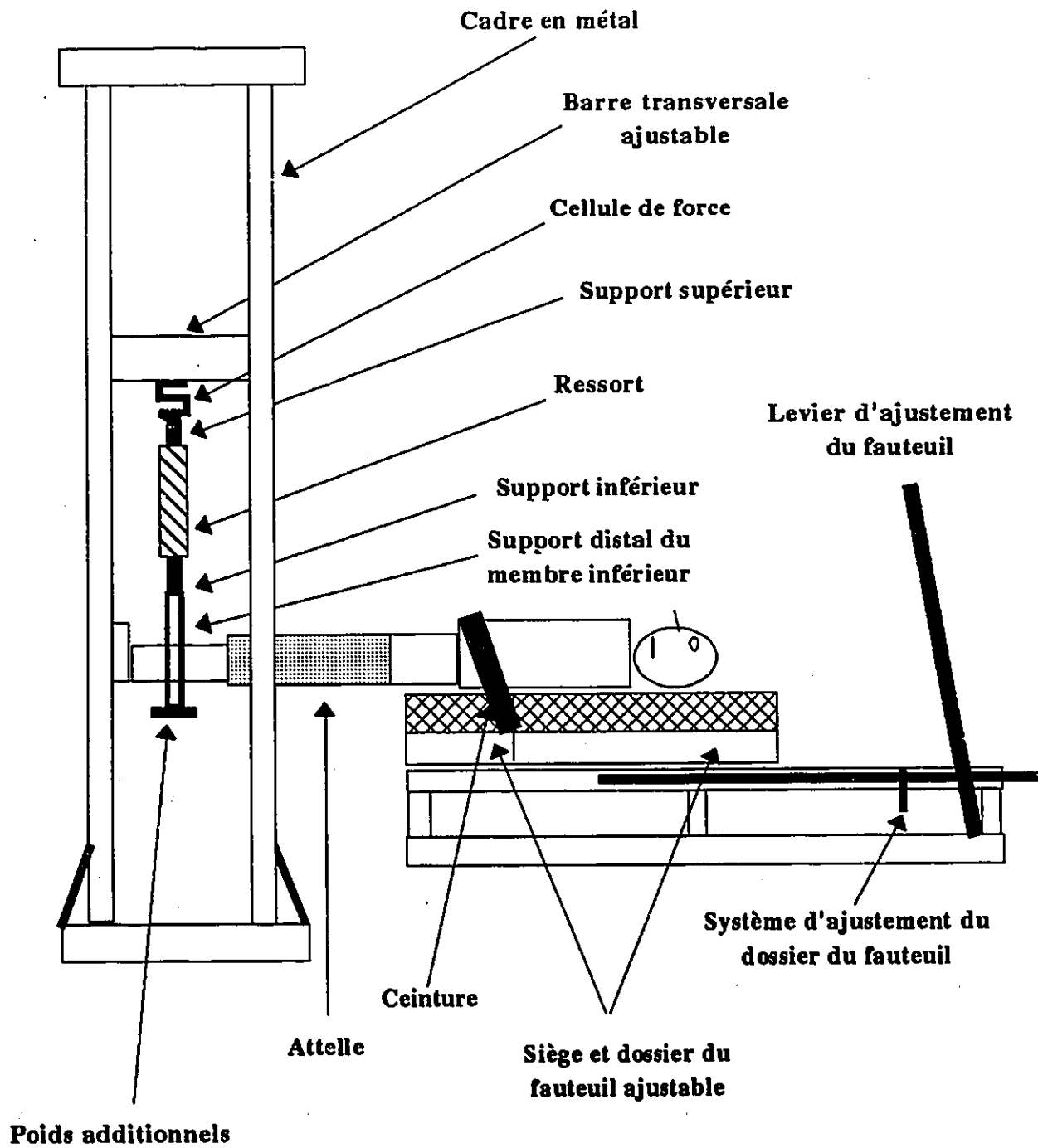


Figure 7. Vue de profil de l'appareil de petites oscillations dans la position horizontale.

Protocole Expérimental

Préparation du sujet

Afin d'évaluer la viscoélasticité des muscles ischiojambiers, le sujet s'allongea sur le fauteuil inclinable du APO. Ainsi le membre inférieur fut horizontalement suspendu par le support distal, lequel était relié à deux ressorts parallèles attachés à la cellule de force. Le dossier du fauteuil fut ajusté à l'aide des manivelles situées aux deux côtés pour obtenir des angles de 0, 15, 45, 60, 75 et 90 pour cent de l'angle "SLR" de chaque sujet. Ces angles furent mesurés avec un goniomètre avec 5° de précision.

Après avoir préparé la peau, les électrodes d'EMG furent placés sur les points moteurs des muscles demi-membraneux, droit antérieur de la cuisse, grand fessier et droit antérieur de l'abdomen tel que décrit pour l'évaluation du facteur élastique des muscles ischiojambiers. Ceci permit de contrôler l'état d'activation des muscles de la hanche.

Pour immobiliser le genou en extension (0°), une longue attelle du membre inférieur fut utilisée. La cheville fut fixée à 0° à l'aide des bandes Velcros et le tronc fut retenu par une ceinture. L'extrémité distale de la jambe fut placée sur le support distal du membre inférieur de l'appareil. Le fauteuil fut ensuite déplacé en avant ou en arrière jusqu'à ce que le système d'attache-ressort soit vertical. Un niveau de charpentier fut utilisé pour ajuster la barre transversale jusqu'à ce que le membre inférieur soit horizontal. Lorsque le sujet fut finalement installé, la distance entre le centre de rotation de la hanche et le point de suspension du système de ressort (d)

ainsi que celle entre le centre de rotation de la hanche et le centre d'inertie de l'attelle (d.) furent mesurées. Le voltage de sortie de la cellule de force fut parallèlement branché sur le multimètre et le système d'acquisition de données. La figure 8 représente l'ensemble du montage expérimental lors du test du coefficient d'amortissement de la hanche.

Cueillette de données

Après avoir demandé au sujet de se détendre, le système d'oscillation fut déplacé légèrement vers le bas ($\leq 8^\circ$), afin d'initier les petites oscillations du membre inférieur. Le signal de la cellule de force et les signaux d'EMG furent enregistrés et convertis en données numériques à des fréquences de 150 Hz et 750 Hz respectivement à l'aide du programme BIOAD pendant 10 secondes. Ce test fut répété à trois reprises pour chaque angle de flexion de la hanche, avec une minute de repos entre chaque essai et une pause de cinq minutes entre chacune des six configurations (0, 15, 45, 60, 75 et 90% de l'angle "SLR"). Les données furent sauvegardées dans la mémoire du micro-ordinateur (Compaq 386) pour être ensuite analysées.

Analyse des Données

Les données sauvegardés (4 EMG, 1 cellule de force) furent chargées et par la suite analysés dans le programme BIOPROC. Le signal de la cellule de force fut filtré (filtre passe-bas, à amortissement critique, quatrième ordre, $f_c = 6$ Hz) et le biais fut enlevé. Les canaux d'EMG furent vérifiés pour évaluer le niveau d'activation

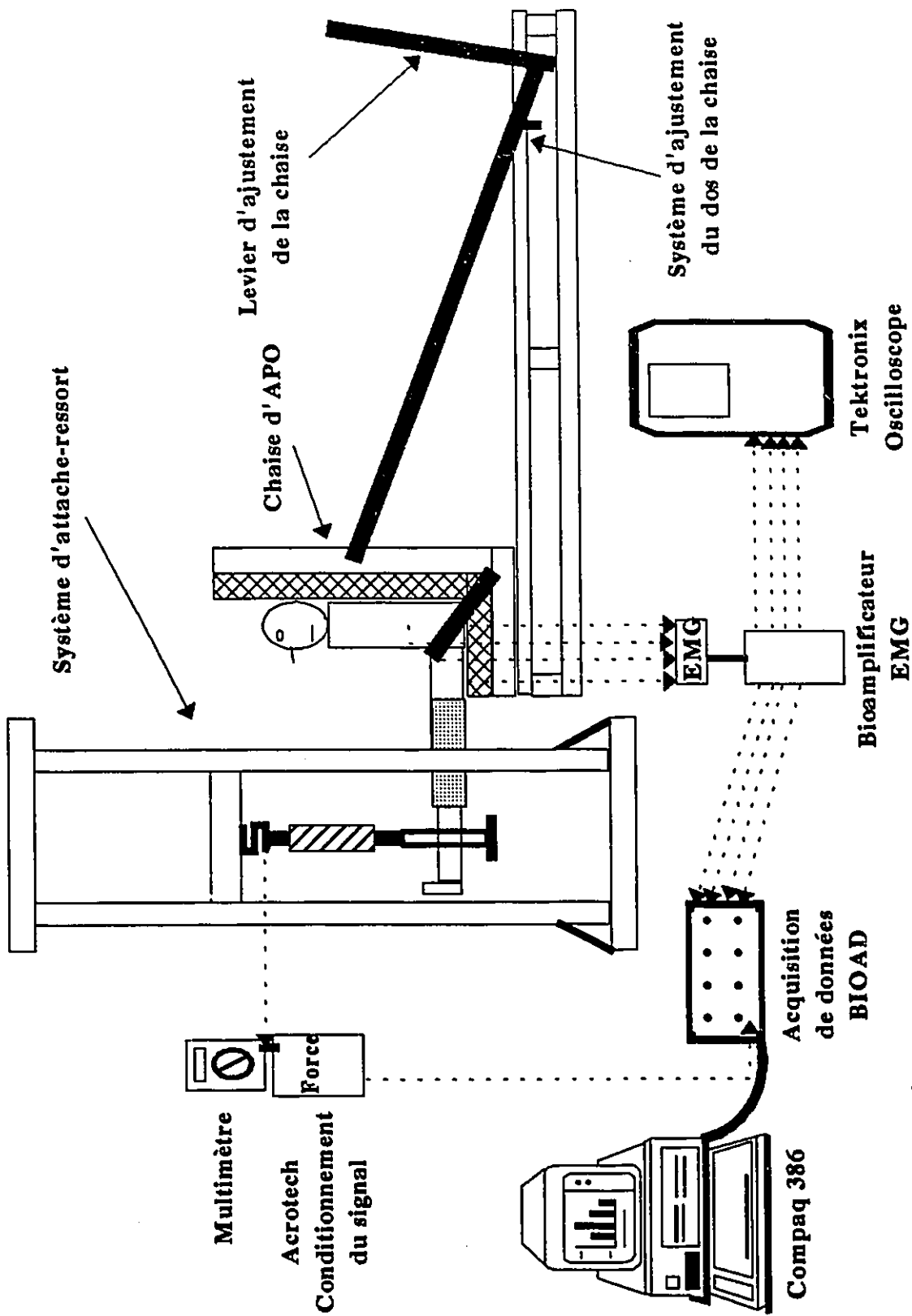


Figure 8. Vue de profil de l'appareil de petites oscillations (APO) et le montage expérimental.

musculaire. Le fichier de données fut sauvegardé en format ASCII sans le premier pic positif de force et les données d'EMG.

Pour déterminer le coefficient d'amortissement des muscles ischiojambiers, les équations développées par McFaull (1993) furent utilisées.

Nomenclature

- $C_t(\theta')$ coefficient d'amortissement total ($N \cdot m \cdot s \cdot rad^{-1}$).
- $C_h(\theta')$ coefficient d'amortissement de la hanche ($N \cdot m \cdot s \cdot rad^{-1}$).
- $C_r(d)$ coefficient d'amortissement de l'appareil ($N \cdot m \cdot s \cdot rad^{-1}$).
- δ décrétement logarithmique des oscillations amorties (sans dimension).
- τ période de temps des oscillations amorties (s).
- I_m moment d'inertie du membre inférieur par rapport à l'axe y passant par le centre de rotation de la hanche ($kg \cdot m^2$).
- I_a moment d'inertie de l'attelle par rapport à l'axe y passant par le centre de rotation de la hanche ($kg \cdot m^2$).
- I_r moment d'inertie de l'appareil auquel le membre inférieur fut attaché, par rapport à l'axe y passant par le centre de rotation de la hanche ($kg \cdot m^2$).
- m_a masse de l'attelle (kg).
- m_r masse de l'appareil auquel le membre inférieur fut attaché (kg).
- d_a distance entre le centre de rotation de la hanche et le centre de masse de l'attelle (m).

d_r distance entre le centre de rotation de la hanche et le point de suspension du système de ressort (m).

K constante du ressort (N·m).

$K_c(\theta^*)$ raideur des ischiojambiers (N·m·rad⁻¹).

θ^* angle de la hanche autour de laquelle les petites oscillations se produisent (rad).

ϕ_i amplitude de la force du pic positif à t_i (V).

Le coefficient d'amortissement total de la hanche fut calculé à partir de l'équation suivante:

$$C_i(\theta^*) = \frac{2\delta (I_m + I_a + I_r)}{\tau} \quad (6)$$

Les étapes suivantes permirent de trouver les paramètres inconnus de l'équation(6).

Chaque fichier contenant le signal de force fut chargé dans un programme d'ordinateur qui permit de trouver les points maximums et leurs temps d'occurrence. Les valeurs de force et du temps d'occurrence des pics d'oscillations permirent de calculer les décrets logarithmiques et la période de temps des oscillations amorties.

Pour chaque essai, les décrets logarithmiques (δ) des pics positifs de la courbe d'oscillations furent calculés à partir de l'équation (7) pour $n = 1, 2, 3, 4, 5$,

6, 7, 8, 9, 10 (dépendant du nombre de cycles disponibles). Dans cette étude le nombre de cycles disponibles variaient entre 6 et 10. La moyenne des décrets logarithmiques de chaque essai fut calculée et finalement la moyenne globale des trois essais fut utilisée.

$$\delta = \frac{1}{n} \ln \left(\frac{\phi_i}{\phi_{i+n}} \right) \quad (7)$$

La période de temps (τ) entre les pics positifs successifs des cycles d'oscillations de chaque essai fut calculée et la moyenne globale des cycles et des essais fut utilisée.

Le moment d'inertie de l'appareil auquel le membre inférieur était attaché (I_r) fut calculé à partir de l'équation (8).

$$I_r = m_r d_r^2 \quad (8)$$

Après avoir déterminé le centre de masse et la masse de l'attelle utilisée, son moment d'inertie (I_a) fut calculé à partir de l'équation (9).

$$I_a = m_a d_a^2 \quad (9)$$

Le moment d'inertie du membre inférieur (I_m) fut calculé à partir de l'équation (10); la valeur de la raideur ($K_c(\theta^*)$) était calculée précédemment lors du calcul du

moment net passif élastique de la hanche et les autres paramètres étaient connus ou déjà obtenus.

$$I_m = \frac{\tau^2 (K d_r^2 + K_e (\theta^*))}{4\pi^2 + \delta^2} - (I_a + I_r) \quad (10)$$

Ainsi en ayant les paramètres de l'équation (6), le coefficient d'amortissement total fut déterminé pour chaque angle de chaque sujet. D'après l'équation (11), le coefficient d'amortissement total était la somme du coefficient d'amortissement de la hanche et le coefficient d'amortissement de l'appareil. Ce dernier fut déterminé de façon expérimentale et soustrait du coefficient d'amortissement total pour obtenir le coefficient d'amortissement de la hanche.

$$C_t(\theta^*) = C_h(\theta^*) + C_r(d) \quad (11)$$

Détermination du coefficient d'amortissement de l'appareil

Afin de déterminer le coefficient d'amortissement de l'appareil, la même méthode que McFaull (1993) fut utilisée mais avec des modifications. Des tiges en acier et en forme de cylindre circulaire avec 0.7, 0.8, 0.9 et 1.0 mètres de longueur et dont les moments d'inertie par rapport aux extrémités proximales étaient 1.030, 1.536, 2.185 et 3.159 kg·m² respectivement furent utilisées. Afin d'éliminer l'amortissement à l'extrémité proximale de chaque tige lors des oscillations, elle fut posée sur une arête en lame de couteau montée sur une plaque en aluminium. Cette

plaque fut fixée à son tour au fauteuil de l'appareil de petites oscillations (APO). L'extrémité distale de chaque tige fut reposée sur le support distal du membre inférieur et la barre transversale de APO fut ajustée en sorte que la tige fut horizontale. Le biais de la cellule de force fut enregistré du multimètre et le système d'oscillation fut déplacé légèrement ($\leq 8^\circ$) pour osciller pendant 10 secondes. Le signal de la cellule de force fut converti en données numériques à une fréquence de 150 Hz à l'aide du programme BIOAD. Ce test fut répété à trois reprises pour chaque tige. Les données furent ensuite analysées dans BIOPROC. Le signal de la cellule de force fut filtré (filtre passe-bas, à amortissement critique, quatrième ordre, $f_c = 6\text{Hz}$) et le biais enlevé. Le coefficient d'amortissement de l'appareil fut calculé à partir de l'équation (12).

$$C_r(d) = \frac{2\delta (I_t + I_r)}{\tau} \quad (12)$$

Les décrets logarithmiques (δ) furent calculés à partir de l'équation (7) pour $n = 10$ et le moment d'inertie de l'appareil (I_r) à partir de l'équation (8). I_t et τ étaient respectivement le moment d'inertie de la tige et la période de temps des oscillations amorties.

Selon Hatze (1975), le coefficient d'amortissement de l'appareil d'oscillation est une fonction linéaire de la distance de suspension. Une analyse de régression fut faite pour les coefficients d'amortissement obtenus pour les différentes longueurs de

tige, avec la distance de suspension comme variable indépendante. La courbe d'étalonnage de $C_r(d)$ est représentée dans la figure F4, (Appendice F).

Analyses Statistiques

Le but de l'analyse statistique de cette étude fut d'évaluer les différences entre les caractéristiques des muscles ischiojambiers du groupe asymptotique et celles du groupe symptomatique au niveau des malaises lombaires.

Les deux groupes de sujets furent choisis sur une base volontaire. L'un des groupes fut choisi parmi la population des cliniques médicales, chiropractiques et de physiothérapies locales. Le groupe contrôle fut choisi de la population étudiante universitaire sans antécédent au niveau des malaises lombaire.

Les variables dépendantes de cette étude furent les mesures de la flexion du tronc normalisé (sans unité), de la flexion du poignet ($^{\circ}$), de l'angle "SLR" ($^{\circ}$), du moment net passif élastique des ischiojambiers ($N \cdot m$) aux différents angles de flexion de la hanche (0, 15, 45, 60, 75, et 90% de l'angle "SLR"), de la raideur des ischiojambiers ($N \cdot m$) aux différents angles de la hanche (0, 15, 45, 60, 75 et 90% de l'angle "SLR") et le coefficient d'amortissement des ischiojambiers ($N \cdot m \cdot s \cdot rad^{-1}$) aux différents angles de la hanche (0, 15, 45, 60, 75 et 90% de l'angle "SLR"). Les variables indépendantes furent les deux groupes symptomatique et asymptotique ainsi que l'angle de la hanche. Le niveau de signification fut fixé à $p \leq 0.05$.

Une statistique descriptive incluant la moyenne, l'écart-type et le coefficient de variation fut donnée pour chaque variable dépendante (Appendice D et E).

Les résultats de la flexion du tronc normalisé, de la flexion du poignet et de l'angle "SLR" des deux groupes furent comparés à l'aide du test *t*-Student. Le programme statistique NCSS (Number Cruncher Statistical system) fut utilisé pour les tests *t*.

Pour les variables moment passif élastique, raideur et coefficient d'amortissement de la hanche, les analyses inférentielles consistèrent de trois analyses de variance mixtes 2x6 avec une mesure répétée qui était l'angle de la hanche. Les deux facteurs étaient le groupe (contrôle contre expérimental) qui était le facteur intersujets et l'angle de la hanche (0, 15, 45, 60, 75 et 90% de l'angle "SLR") qui était le facteur intrasujets. Ce modèle consistait de l'effet du groupe, l'effet de l'angle et l'interaction des deux. L'assomption de la sphéricité n'étant pas présente pour le moment passif élastique et la raideur des ischiojambiers, le test F conservateur fut utilisé pour empêcher l'occurrence d'un biais positif. Pour ce fin le F univarié fut calculé mais il fut comparé avec un test F dont les degrés de libertés étaient ceux du test conventionnel multiplié par ϵ (le paramètre Greenhouse-Geisser). Cette procédure était simple avec une honnête erreur de Type I et une puissance acceptable par rapport aux alternatives multivariées (Myers, 1979; Stevens, 1990).

Comme analyse exploratoire, une analyse discriminante fut complétée afin de définir une combinaison linéaire des variables mesurées qui différençiaient le mieux possible les deux groupes entre eux. Les variables furent choisies par une procédure de sélection ascendante (stepwise) dans le but de minimiser Wilks' λ à chaque étape de l'analyse (Tabachnick, 1983).

Le programme statistique SPSS (Statistical Package for Social Sciences) fut utilisé pour les analyses de variances et l'analyse discriminante.

REFERENCES

- Adams, M.A., & Hutton, W.C. (1985). The effect of posture on the lumbar spine. Journal of Bone and Joint Surgery, 67B, 625-629.
- Andersson, B.J.G. (1981). Epidemiologic aspects on low-back pain in industry. Spine, 6, 53-60.
- Andersson, B.J.G., Jonsson, B., & Ortengren, R. (1974). Myoelectric activity in individual lumbar erector spinae muscles in sitting: A study with surface and wire electrodes. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (suppl), 3, 91-108.
- Andersson, B.J.G., & Ortengren, R. (1974a). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting: III. Studies on a wheel-chair. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 3, 122-127.
- Andersson, B.J.G., & Ortengren, R. (1974b). Myoelectric back muscle activity during sitting. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (suppl), 3, 73-90.
- Andersson, B.J.G., Ortengren, R., & Nachemson, A. (1977). Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture loading. Clinical Orthopaedics, 129, 156-164.
- Andersson, B.J.G., Ortengren, R., Nachemson, A., & Elfstrom, G. (1974). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting: IV. Studies on drivers seats. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 3, 104.
- Bach, D.K., Green, D.S., Jensen, G.M., & Savinar, E. (1985). A comparison of muscular tightness in runners and nonrunners and the relation of muscular tightness to low back pain in runners. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 6(6), 315-323.
- Barash, H.L., Galante, J.O., Lambert, C.N. (1970). Spondylolisthesis and tight hamstrings. Journal of Bone and Joint Surgery, 52, 1319-28.
- Biering-Sørensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. Spine, 9(2), 106-118.

- Bohannon, R.W. (1982). Cinematographic analysis of the passive straight-leg-raising test for hamstring muscle length. Physical Therapy, 62(9), 1269-1275.
- Bohannon, R., Gajosik, R., & LeVeau, B.F. (1985). Contribution of pelvic and lower limb motion to increases in the angle of passive straight leg raising. Physical Therapy, 65(4), 474-476.
- Bridger, R.S., Wilkinson, D., & Van Houweninge, T. (1989). Hip joint mobility and spinal angles in standing and in different sitting postures. Human Factors, 31(2), 229-241.
- Caillet, R. (1988). Low back pain syndrome. (4th edition) Philadelphia: F.A.Davis co.
- Calabro, J.J. (1982). Diagnosis of low back pain. In M. Stanton-Hicks & R.A. Boas (Eds.), Chronic low back pain (p. 39-57). New York: Raven Press.
- Cameron, D.M., Bohannon, R.W., Hamden, C.T., & Storrs, C.T. (1992). Influence of hip position on measurements of the straight leg raise test. (Abstract No R131). Physical Therapy, (suppl), 72(6), S57.
- Cameron, D.M., & Bohannon, R.W. (1992). Relationship between active knee extension and active straight leg raise test measurements. (Abstract No R130). Physical Therapy, 72(6), S57.
- Canadian Standardized Test of Fitness (1987). Canadian Standardized Test of Fitness: Operations Manual (FAS7378, 3rd ed.). Ottawa: Government of Canada, Fitness and Amateur Sport.
- Crosman, L.J., Chateauvert, S.R., & Weisberg, J. (1984). The effects of massage to the hamstring muscle group on range of motion. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 6(3), 168-172.
- Crouch, J.E. (1972). Functional human anatomy. 2nd ed. , Philadelphia: Lea and Febiger.
- Dehlin, O., Hedenrud, B., & Horal, J. (1976). Back symptoms in nursing aides in a geriatric hospital. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 8, 47-53.
- Delagi, E.F., Perotto, A., Iazzetti, J., & Morrison, D. (1975). Anatomic guide for the electromyographer: The limbs. Illinois: C. Thomas.
- Engin, A.E. (1984). On the damping properties of the shoulder complex. Journal of Biomechanical Engineering, 106, 360-363.

-
- Fisk, J.W. (1975). The straight leg raising test: its relevance to possible disc pathology. New Zealand Medical Journal, 81, 557-60.
- Fisk, J.W., Baigent, M.L., & Hill, P.D. (1984). Scheuermann's disease. Clinical and radiological survey of 17 and 18 year olds. American Journal of Physical Medicine, 63(1), 18-30.
- Frymoyer, J.W., & Andersson, G.B.J. (1991). Clinical classification. In Mosby Year Book (Ed.), Occupational low back pain: assessment, treatment and prevention (p.44-70). St. Louis.
- Gajdosik, R.L. (1991). Passive compliance and length of clinically short hamstring muscles of healthy men. Clinical Biomechanics, 6, 239-244.
- Gajdosik, R.L., Giuliani, C.A., & Bohannon, R.W. (1990). Passive compliance and length of the hamstring muscles of healthy men and women. Clinical Biomechanics, 5(1), 23-29.
- Gajdosik, R.L., Hatcher, C.K., & Whitsell, S. (1992). Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. Clinical Biomechanics, 7, 38-42.
- Gajdosik, R.L., & Lusin, G. (1983). Hamstring muscle tightness. Reliability of an active knee-extension test. Physical Therapy, 63(7), 1085-1088.
- Göeken, L.N., & Hof, At L. (1991). Instrumental straight-leg raising: a new approach to Lasègue's test. Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, 72, 959-966.
- Göeken, L.N., & Hof, At L. (1993). Instrumental straight-leg raising: results in healthy subjects. Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, 74, 194-203.
- Goodgold, J. (1984). Anatomical correlates of clinical electromyography (2nd ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Gowitzke, B.A., Milner, M. (1988). Scientific bases of human movement (3rd ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Hall, T., Hepburn, M., & Elvey, R.L. (1993). The effect of lumbosacral posture on a modification of the straight leg raise test. Physiotherapy, 79(8), 566-570.

- Hatze, H. (1975). A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. European Journal of Applied Physiology, 34, 217-226.
- Hatze, H. (1981). Estimation of myodynamic parameter values from observations on isometrically contracting muscle groups. European Journal of Applied Physiology, 46, 325-338.
- Hayes, K.C. (1972). Jendrassik maneuver facilitation and fractionated patellar reflex times. Journal of Applied Physiology, 32, 290-295.
- Hayes, K.C. (1976). Tonic neck reflex influence on tendon and Hoffmann reflexes in man. EMG Clinical Neurophysiology, 16, 251-261.
- Hayes, K.C., Hatze, H. (1977). Passive visco-elastic properties of the structures spanning the human elbow joint. European Journal of Applied Physiology, 37, 265-274.
- Heino, J.G., Godges, J.J., & Carter, C.L. (1990). Relationship between range of motion and postural alignment. Journal of Orthopaedic and Sports Physical therapy, 12(6), 243-247.
- Hellsing, A.L. (1988). Tightness of hamstring and psoas major muscles. A prospective study of back pain in young men during their military service. Upsala Journal of Medical Sciences, 93, 267-276.
- Hill, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of Biology, 126, 136.
- Hill, A.V. (1950). The series elastic component of muscle. Proceedings of the Royal Society of Biology, 137, 273.
- Hill, A.V. (1970). First and last experiments in muscle mechanics. Cambridge University press.
- Hirsch, C., Jonsson, B., & Lewin, T. (1969). Low back symptoms in a Swedish female population. Clinical Orthopaedics, 63, 171-176.
- Horal, J. (1969). The clinical appearance of low back pain disorders in the city of Gothenburg, Sweden: Comparisons of incapacitated probands with matched controls. Acta Orthop. Scand. (suppl), 118, 1-109.
- Horst, M., & Brinckmann, P. (1981). Measurement of the distribution of axial stress on the endplate of the vertebral body. Spine, 6, 217-232.

-
- Hsieh, C.Y., Walker, J.M., & Gillis, K. (1983). Straight-leg-raising test. Comparison of three instruments. Physical Therapy, 63 (9), 1429-1433.
- Idota, H., & Yoshida, T. (1991). Clinical significance of the straight-leg-raising test. Journal of Japanese Orthopaedic Association, 65, 1035-1044.
- Janda, V. (1985). Pain in the locomotor system. A broad approach. In Aspects of manipulative therapy (p 148). Melbourne: Churchill Livingstone.
- Kahle, W., Leonhardt, H., & Platzer, W. (1984). Anatomie. Paris: Flammarion Medicine- Sciences.
- Kelsey, J. (1979). The impact of musculoskeletal disorders on the population of the United States. Journal of Bone and Joint Surgery (Am), 61, 959-964.
- Kapandji, I.A. (1985). The physiology of the joints (2nd ed.). New York: Churchill Livingstone.
- Khalil, T.M., Asfour, S.S., Martinez, L.M., Waly, S.M., Rosomoff, R.S., & Rosomoff, H.L. (1992). Stretching in the rehabilitation of low back pain patients. Spine, 17(3), 311-317.
- Laban, M.M., Raptov, A.D., & Johnson, E.W. (1965). Electromyographic study of function of iliopsoas muscle. Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, 45, 676-679.
- Lamontagne, M., Bradley, D.C., & Lemaire, E.D. (1989). Data acquisition and analysis system on microcomputer for biomechanical studies. Proceeding of the XII International Congress of Biomechanics. California, UCLA.
- Ledoux, P. (1992). L'extensibilité des ischio-jambiers. Kinésithérapie Scientifique, 313, 6-8.
- Liebenson, C.S. (1992). Reviews of the literature. Pathogenesis of chronic back pain. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 15 (5), 299-308.
- Liemohn, W., Snodgrass, L.B., & Sharpe, G.L. (1988). Unresolved controversies in back management-A review. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 9(7), 239-244.
- McFaul, S.R. (1993). Measurement and statistical analysis of the passive viscoelastic properties of the human knee joint during flexion-extension motion. Unpublished master thesis, University of Ottawa, Ottawa.

-
- McKenzie, R. (1981). The lumbar spine (1st edition). Upper Hutt NZ: Wright and Carmen Ltd.
- McNair, P.J., Wood, G.A., & Marshall, R.N. (1992). Stiffness of the hamstring muscles and its relationship to function in anterior cruciate ligament deficient individuals. Clinical Biomechanics, 7, (3), 131-137.
- Mellin, G. (1988). Correlations of hip mobility with degree of back pain and lumbar spinal mobility in chronic low-back pain patients. Spine, 13(6), 668-670.
- Mierau, D., Cassidy, J.D., & Yong-Hing, K. (1989). Low-back pain and straight leg raising in children and adolescents. Spine, 14 (5), 526-528.
- Myers, J.L. (1979). An introduction to multivariate statistics. In J. Dahl (Ed.), Fundamentals of experimental design (3rd ed., p.459-484). Boston: Allyn & Bacon.
- Nashold, B.S. (1966). An electronic method for measuring and recording resistance to passive muscle stretch. Journal of Neurosurgery, (suppl), 24, 310-314.
- Nicolaisen, T., & Jørgensen, K. (1985). Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. Scandinavian Journal of Rehabilitation medicine, 17, 121-127.
- Nordgren, B., Schéle, R., & Linroth, K. (1980). Evaluation and prediction of back pain during military field service. Scandinavian Journal of Rehabilitation medicine, 12, 1-8.
- Norton, B.J., & Sharmann, S.A. (1981). The effect of stretching procedures on EMG activity in the hamstring muscles. Abstract. Physical Therapy, 61, 686.
- Otahal, S. (1971). A method of measuring some kinetic properties of voluntary muscle activity. In J. Vredenbrecht, J. Wartenweiler (Eds), Biomechanics II, 181-184. New York: Karger.
- Pitman, M.I., & Peterson, L. (1989). Biomechanics of skeletal muscle. In M. Nordin & V.H. Frankel (Eds.), Basic biomechanics of the musculoskeletal system (2nd ed., p. 89-107). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Ponte, D.J., Jensen, G.J., & Kent, B.E. (1984). A preliminary report on the use of the McKenzie protocol versus Williams protocol in the treatment of low back pain. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 6(2), 130-139.

-
- Porterfield, J.A., & DeRosa, C. (1991). Mechanical low back pain: perspectives in functional anatomy. Philadelphia: Saunders.
- Salminen, J.J., Maki, P., Oksanen, A., & Pentti, J. (1992). Spinal mobility and trunk muscle strength in 15-year-old schoolchildren with and without low-back pain. Spine, 17(4), 405-411.
- Sihvonen, T., Partanen, J., Hänninen, D.O., & Soimakallio, S. (1991). Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, 72, 1080-1087.
- Skovron, M.L. (1992). Epidemiology of low back pain. Baillière's Clinical Rheumatology, 6 (3), 559-573.
- Smith, J.W. (1957). Observations on the postural mechanism of the human knee joint. Journal of Anatomy, 91, 236-260.
- Stevens, J. (1990). Repeated measure analysis. In Intermediate statistics. A modern approach (p. 189-218). New Jersey: Lawrence & Elbaum.
- Stokes, I.A.F., & Abery, J.M. (1980). Influence of the hamstring muscles on lumbar spine curvature in sitting. Spine, 5(6), 525-528.
- Tabachnick, B.G., & Fidell, L.S. (1983). Using multivariate statistics. New York: Harper & Row.
- Teyssandier, M.J., & Teyssandier, M.T. (1992). Le rachis du sujet assis-debout. Incidence de l'angle cuisses-jambes. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 35, 127-130.
- Toppenberg, R.M., & Bullock, M.I. (1986). The interrelation of spinal curves, pelvic tilt and muscle lengths in the adolescent female. The Australian Journal of Physiotherapy, 32(1), 6-12.
- Vrahas, M.S., Brand, R.A., Brown, T.D., & Andrews, J.G. (1990). Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip. Journal of Biomechanics, 23 (4), 357-362.
- Waddell, G., & Frymoyer, J.W. (1991). Acute and chronic pain. In Mosby Year Book, (Ed.), Occupational low back pain: assessment, treatment and prevention (p.71-94). St. Louis.

-
- Webster, D.D. (1966). Rigidity in extrapyramidal disease. Journal of Neurosurgery, (suppl), 24, 299-307.
- Wilkie, D.R. (1956). The mechanical properties of muscle. British Medical Bulletin, 12, 177.
- Williams, P.C., (1955). Examination and conservative treatment for disc lesions of the lower spine. Clinical Orthopaedics, 5, 28-40.
- Williams, M.M., Hawley, J.A., McKenzie, R.A., & Van Wijmen, P. (1991). A comparison of the effects of two sitting postures on back and referred pain. Spine, 16(10), 1185-1190.
- Woolsey, N., & Cornbleet, S. (1992). Hamstring flexibility during the sit and reach test. Abstract. Physical Therapy, 72(6), S33.
- Yoon, Y.S., & Mansour, J.M. (1982). The passive elastic moment at the hip. Journal of Biomechanics, 15 (12), 905-910.

APPENDIX B

Lettre D'information et Formule de Consentement
&
Information Sur L'histoire Médicale et les Activités
Sportives

Consentement pour la Participation à une Étude Biomécanique pour Évaluer les Propriétés Viscoélastiques des Muscles Ischiojambiers

CHERCHEUSE: Faryaneh Tafazzoli
Faculté des sciences de la santé
École des sciences de l'activité physique
125 Université Pr.
Ottawa, Ontario K1N 6N5
Tel: 564-9105

DIRECTEUR DE THÈSE: Dr. Mario Lamontagne
Faculté des sciences de la santé
École des sciences de l'activité physique
125 Université Pr.
Ottawa, Ontario K1N 6N5
Tel: 564-9132

PRÉSIDENTE DU CDREH-FSS: Dr. Marie-des-Anges Loyer
Faculté des sciences de la santé
Comité de déontologie de la recherche sur les êtres humains,
pièce 2009, 451 chemin Smyth
Ottawa, Ontario K1H 8M5
Tel: 787-6550

Nom du volontaire et la date: _____

JE COMPREND BIEN les implications demandées pour ma participation à cette étude, en particulier, le protocole expérimental et les risques possibles. Je participe à cette étude biomécanique comme volontaire de mon plein gré.

JE PEUX ME RETIRER de cette étude en tout temps sans aucune discrimination ou pénalité.

MA CONFIDENTIALITÉ sera protégée de la façon suivante:

Les données obtenues au cours de ce projet de recherche seront gardées confidentielles et ne seront qu'accessibles par les chercheurs impliqués dans cette étude. Advenant que les résultats de l'étude soient publiés, aucune identité ne sera dévoilée.

Informations générales sur l'étude:

Le but de ce projet est d'évaluer et de comparer la flexibilité, la longueur, l'élasticité et la viscosité des muscles ischiojambiers de groupes de sujets masculins ayant des périodes de maux de dos et de sujets masculins normaux, à l'aide d'un flexomètre, du test "SLR", de l'appareil isocinétique et d'un appareil de petites oscillations.

Je devrai me soumettre à une session expérimentale d'environ deux heures.

Les inconforts ou inconvénients soupçonnés sont: le positionnement des électrodes de surface (frottement de la peau avec de l'alcool) et la flexion de la hanche jusqu'à la limite de son étendue de mouvement.

J'ai pris connaissance du protocole expérimental tel que présenté à la page suivante.

Signature du volontaire et la date: _____

Signature du témoin: _____

LETTRE D'INFORMATION

CHERCHEUSE: Faryaneh Tafazzoli
Faculté des sciences de la santé
École des sciences de l'activité physique
125 Université Pr.
Ottawa, Ontario K1N 6N5
Tel: 564-9105

DIRECTEUR DE THÈSE: Dr. Mario Lamontagne
Faculté des sciences de la santé
École des sciences de l'activité physique
125 Université Pr.
Ottawa, Ontario K1N 6N5
Tel: 564-9132

PRÉSIDENTE DU CDREH-FSS: Dr. Marie-des-Anges Loyer
Faculté des sciences de la santé
Comité de déontologie de la recherche sur les êtres humains,
pièce 2009, 451 chemin Smyth
Ottawa, Ontario K1H 8M5
Tel: 787-6550

Cette étude est un projet de recherche pour l'obtention d'une maîtrise en étude du mouvement. Les objectifs de ce projet de recherche sont d'évaluer et de comparer certaines caractéristiques (la flexibilité, la longueur, l'élasticité et la viscosité) des muscles ischiojambiers (muscles de l'arrière de la cuisse) de groupes de sujets ayant des périodes de maux de dos et de sujets normaux. En ayant une meilleure connaissance biomécanique des maux de dos, on pourra prendre des mesures préventives ou appliquer les traitements appropriés contre ces malaises.

Une session expérimentale d'environ deux heures est requise de la part du volontaire. Durant cette session on prendra les mesures anthropométriques (âge, taille, poids, longueur de la cuisse et celle de la jambe, la circonférence à mi-cuisse et celle de la jambe), les mesures de la flexibilité du tronc, la longueur et l'élasticité des ischiojambiers. La viscoélasticité de la hanche sera mesurée dans six positions. (L'élasticité est la propriété d'une matière de retourner à sa forme originale après une déformation. La viscosité est la propriété d'un fluide de ne pas retourner à sa forme originale après une déformation. La viscoélasticité est une combinaison des deux propriétés.)

Pour le test de flexibilité, vous vous assoirez, pieds nus, les jambes droites, devant le flexomètre. En gardant les genoux droits et en baissant la tête, vous vous pencherez vers l'avant pour pousser le marqueur aussi loin que possible sur l'échelle. Vous garderez la position de flexion maximale pendant environ deux secondes. Vous répétez ce test trois fois.

Pour le test de longueur des ischiojambiers (test SLR), vous vous allongerez sur le dos sur une table d'examen. Un coussin sera placé dans le bas du dos. Le tronc et le bassin seront fixés avec une large bande velcro autour du bassin. La chercheuse lèvera votre jambe, tout en gardant le genou droit, jusqu'à la limite de votre étendue de mouvement ou jusqu'à ce que le bassin commence à basculer. On répétera ce test trois fois.

L'élasticité des ischiojambiers sera évaluée à l'aide d'un appareil qui déplacera votre jambe avec une petite vitesse constante (appareil isocinétique). Vous vous allongerez sur le dos,

sur le fauteuil de l'appareil, tandis que la jambe sera attachée à un bras de levier qui tout en déplaçant la jambe, mesurera la force et l'angle. Afin de maintenir le genou tout droit et la cheville perpendiculaire à la jambe, une attelle supportera le membre inférieur. Le bras de levier déplacera la jambe vers la flexion de la hanche jusqu'à la limite de votre étendue de mouvement, à dix reprises. Vous devriez décontracter vos muscles durant le test. Pour vérifier ceci, l'électromyographie (EMG) de surface sera utilisée. Il serait donc nécessaire de raser, frotter avec de l'alcool et du gel des petites parties de la peau pour mettre des électrodes de surface. Toutes les étapes de ce test seront répétées dans la position couchée sur le ventre.

Pour la viscoélasticité, vous vous assoirez sur un fauteuil qui sera ajusté pour obtenir les angles voulus. Votre jambe sera supportée par la même attelle que le test précédent. Un système de ressort sera attaché à la jambe. Il vous sera demandé de décontracter vos muscles et ceci sera contrôlé par l'EMG comme décrit pour le test précédent. La jambe sera ensuite déplacée légèrement de la position horizontale pour commencer à osciller pendant 10 secondes. Le test sera répété à trois reprises pour chaque position.

Les inconforts ou inconvénients soupçonnés sont le positionnement des électrodes de surface (frottement de la peau avec de l'alcool) et la flexion de la hanche jusqu'à la limite de son étendue de mouvement. Mais avant d'exécuter les tests, chaque sujet (sans maux de dos ou avec des maux de dos), aura une période d'exercices d'échauffement, surtout l'étirement des muscles de la hanche et du tronc. La chercheuse qui est physiothérapeute, prendra soin de donner des exercices appropriés et sans contre-indications à chaque personne.

La confidentialité et l'anonymat seront assurés de la façon suivante: les données obtenues au cours de cette étude seront gardées confidentielles et ne seront accessibles que par les chercheurs impliqués dans cette recherche. Advenant que les résultats de l'étude soient publiés, aucune identité ne sera dévoilée.

Ce projet a reçu l'approbation du comité de déontologie de la recherche de la faculté des sciences de la santé. Pour plus de renseignements, vous pouvez communiquer avec la chercheuse, le directeur de thèse et la présidente du comité de déontologie.

En signant cette formule de consentement, vous affirmez avoir lu et bien compris les lignes précédentes. Vous participez à cette étude biomécanique de votre plein gré et vous pouvez refuser de participer à l'une des phases expérimentales et/ou vous retirer complètement de l'étude **EN TOUT TEMPS** sans aucune discrimination ou pénalité.

Signature du volontaire et date: _____

Signature du témoin: _____

Information sur l'Histoire Médicale et les Activités Sportives

Veuillez répondre à ce questionnaire en cochant la réponse appropriée à chaque question.
Je vous rappelle que vos réponses resteront **CONFIDENTIELLES**.

Nom: _____

Date: _____

- | | |
|--|---------|
| 1- Souffrez-vous des épisodes de maux de dos? | OUI NON |
| 2- Avez-vous eu des maux de dos dans les six derniers mois? | OUI NON |
| 3- Est-ce que la douleur augmente lorsque vous marchez? | OUI NON |
| 4- Est-ce que la douleur augmente lorsque vous restez debout? | OUI NON |
| 5- Est-ce que la douleur augmente dans la position assise? | OUI NON |
| 6- Souffrez-vous d'une maladie du tissu conjonctif?
Si oui, expliquez: | OUI NON |
| 7- Souffrez-vous d'une maladie des articulations de la hanche, du genou ou de la cheville?
Si oui, expliquez: | OUI NON |
| 8- Souffrez-vous d'arthrite articulaire?
Si oui, expliquez: | OUI NON |
| 9- Avez-vous une difformité squelettique comme la scoliose ou la cyphose?
Si oui, expliquez: | OUI NON |
| 10- Avez-vous déjà eu une blessure de la colonne vertébrale?
Si oui, expliquez: | OUI NON |
| 11- Souffrez-vous d'un problème de disque? | OUI NON |

Si oui, expliquez:

12- Avez-vous déjà eu une chirurgie de la colonne vertébrale, de la hanche, du genou ou de la cheville? OUI NON

Si oui, expliquez:

13- Avez-vous déjà été traité pour votre maux de dos? OUI NON

Si oui, expliquez:

14- Prenez-vous des médicaments comme des anti-inflammatoires non-stéroïdals (aspirine, etc)? OUI NON

Si oui, expliquez:

15- Pratiquez-vous des sports? OUI NON

Si oui, expliquez:

16- Participez-vous à un programme de santé physique (aérobic)? OUI NON

Si oui, expliquez:

17- Faites-vous individuellement des exercices d'étirement? OUI NON

Si oui, expliquez:

Si 1 représente pas de douleur et 10, une douleur atroce, veuillez encercler le niveau de douleur dans vos épisodes de maux de dos:

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

APPENDIX C

Les Mesures Anthropométriques

Dans cette section les mesures anthropométriques seront définies.

Age (A): L' âge du sujet (ans).

Taille (T): La taille du sujet est mesurée avec une échelle médicale (cm).

Poids (P): Le poids du sujet est mesuré avec une balance médicale (Kg).

Longueur de la cuisse (LC): Tandis que le sujet est dans la position debout et les pieds joints, la distance entre les marqueurs situés sur le grand trochanter et la tubérosité externe du fémur est mesurée (cm).

Longueur de la jambe (LJ): Tandis que le sujet est dans la position debout et les pieds joints, la distance entre la tubérosité externe du fémur et la malléole externe est mesurée (cm).

Longueur du membre inférieur (LMI): Tandis que le sujet est dans la position debout et les pieds joints, la distance entre le grand trochanter et le sol est mesurée (cm).

Longueur du membre supérieur (LMS): Tandis que le sujet est dans la position debout, les pieds joints, le bras et les doigts en extension, la distance entre l'acromion et le bout du troisième doigt est mesurée (cm).

Circonférence à mi-cuisse (CMC): Tandis que le sujet est dans la position debout et les pieds à 10 cm l'un de l'autre, la circonférence de la cuisse est mesurée au niveau du milieu de la distance entre le grand trochanter et la tubérosité externe du fémur (cm).

Circonférence de la jambe (CJ): Tandis que le sujet est dans la position debout et les pieds à 10 cm l'un de l'autre, la circonférence maximale de la jambe est mesurée (cm).

Tableau C1. Mesures anthropométriques des sujets du groupe contrôle (n = 9).

Sujet	A (ans)	P (kg)	T (cm)	LC (cm)	LJ (cm)
TS	31.0	83.0	182.0	41.0	52.0
YM	23.0	78.0	180.0	40.5	51.5
JD	27.0	88.0	185.0	42.0	47.0
ZK	22.0	70.0	179.0	41.0	46.0
YF	31.0	70.0	176.0	39.0	47.0
CB	21.0	83.0	183.0	46.0	45.0
CP	25.0	78.0	175.0	41.0	42.0
CH	32.0	73.0	169.0	38.0	47.0
AG	31.0	55.0	166.0	39.0	44.0
Moy *	27.0	75.3	177.2	40.8	46.8
E.T. †	4.4	9.8	6.4	2.3	3.2
CV(%) ‡	16.2	13.0	3.6	5.7	6.9

* Moy, moyenne.

† E.T., écart-type.

‡ CV, coefficient de variation.

Tableau C1. Suite

Sujet	LMI (cm)	LMS (cm)	CMC (cm)	CJ (cm)
TS	93.0	80.0	58.0	38.0
YM	97.0	73.0	58.0	39.0
JD	100.0	76.0	53.0	42.0
ZK	95.0	70.0	51.0	38.0
YF	93.0	77.0	52.0	35.0
CB	96.0	76.0	57.0	38.0
CP	90.0	72.0	54.0	37.0
CH	90.0	73.0	57.0	37.0
AG	88.0	74.0	43.0	34.0
Moy	93.5	74.5	53.7	37.5
E.T.	3.8	3.0	4.8	2.3
CV(%)	4.1	4.0	8.9	6.1

Tableau C2. Mesures anthropométriques des sujets du groupe expérimental (n = 8).

Sujet	A (ans)	P (kg)	T (cm)	LC (cm)	LJ (cm)
MG	35.0	64.0	165.0	35.0	45.0
RR	29.0	79.0	178.0	41.0	44.0
GR	44.0	86.0	173.0	40.0	45.0
PR	31.0	71.0	170.0	38.0	44.0
IC	28.0	95.0	182.0	38.0	47.0
MT	29.0	75.0	170.0	43.0	43.0
RS	31.0	95.0	178.0	43.0	50.0
YG	31.0	91.0	173.0	41.0	47.0
Moy *	32.2	82.0	173.6	39.9	45.6
E.T. †	5.2	11.6	5.5	2.7	2.3
CV(%) ‡	16.1	14.1	3.1	6.9	5.0

* Moy, moyenne.

† E.T., écart-type.

‡ CV, coefficient de variation.

Tableau C2. Suite

Sujet	LMI (cm)	LMS (cm)	CMC (cm)	CJ (cm)
MG	89.0	69.0	48.0	38.0
RR	93.0	77.0	52.0	38.0
GR	90.0	74.0	51.0	40.0
PR	87.0	73.0	50.0	35.0
IC	90.0	78.0	48.0	42.0
MT	91.0	73.0	53.0	37.0
RS	98.0	80.0	55.0	40.0
YG	90.0	73.0	50.0	38.0
Moy	91.0	74.6	50.9	38.5
E.T.	3.3	3.5	2.4	2.1
CV(%)	3.6	4.7	4.7	5.5

APPENDIX D

Les Mesures de la Flexibilité et du "SLR"

Tableau D1. Mesures de flexibilité et de l'angle "SLR" des sujets du groupe contrôle (n = 9).

Sujet	FT * (cm)	FTN † (sans unité)	FP ‡ (degrés)	SLR § (degrés)
TS	32.4	4.2	67.0	67.3
YM	46.5	11.2	70.0	65.0
JD	18.2	4.3	62.0	60.0
ZK	35.8	8.9	60.0	70.0
YF	45.5	7.3	67.0	78.3
CB	44.5	8.9	62.0	78.0
CP	10.7	1.9	62.0	51.7
CH	31.0	5.3	73.0	75.7
AG	20.0	2.8	60.0	60.0
Moy ‖	31.6	6.1	64.8	67.3
E.T. ¶	13.0	3.1	4.6	9.1
CV(%) **	41.1	51.4	7.2	13.6

* FT, flexion du tronc.

† FTN = $[(LMI-LMS) * FT] / 100$, flexion du tronc normalisé.

‡ FP, flexion du poignet.

§ SLR, angle obtenu au test "Straight-Leg-Raising".

‖ Moy, moyenne.

¶ E.T., écart-type.

** CV, coefficient de variation.

Tableau D2. Mesures de flexibilité et de l'angle "SLR" des sujets du groupe expérimental (n = 8).

Sujet	FT · (cm)	FTN † (sans unité)	FP ‡ (degrés)	SLR § (degrés)
MG	8.0	1.6	62.0	65.0
RR	24.5	3.9	33.0	70.0
GR	27.0	4.3	62.0	70.0
PR	40.3	5.6	61.0	88.0
IC	10.5	1.3	69.0	46.0
MT	17.2	3.1	45.0	53.3
RS	27.2	4.9	57.0	50.0
YG	22.2	3.8	55.0	76.0
Moy ‖	22.1	3.6	55.5	64.8
E.T. ¶	10.3	1.5	11.4	14.2
CV(%) **	46.7	42.7	20.6	22.0

* FT, flexion du tronc.

† FTN = [(LMI-LMS) * FT] / 100, flexion du tronc normalisé.

‡ FP, flexion du poignet.

§ SLR, angle obtenu au test "Straight-Leg-Raising".

‖ Moy, moyenne.

¶ E.T., écart-type.

** CV, coefficient de variation.

APPENDIX E

Mesures de la Viscoélasticité

Tableau E1. Moments élastiques passifs des ischiojambiers (en N·m), des sujets du groupe contrôle aux différents pourcentages de l'angle "SLR" (n = 9).

Sujet	Pourcentage de l'angle "SLR"					
	0	15	45	60	75	90
TS	6.74	1.83	-4.88	-8.84	-13.62	-20.29
YM	0.49	-2.01	-7.21	-12.78	-18.18	-25.10
JD	4.08	1.58	-2.39	-4.92	-8.56	-13.22
ZK	2.93	-3.90	-9.18	-12.41	-17.77	-26.00
YF	3.77	0.00	-4.78	-8.71	-14.52	-23.74
CB	3.06	-1.12	-7.71	-11.60	-15.86	-23.19
CP	-0.34	-2.71	-6.19	-8.86	-12.79	-17.75
CH	3.55	-0.35	-6.50	-11.29	-16.74	-32.29
AG	-8.54	-10.72	-14.08	-15.67	-17.15	-22.31
Moy *	1.75	-1.93	-6.99	-10.56	-15.02	-22.65
E.T. †	4.37	3.79	3.30	3.11	3.05	5.36
CV(%) ‡	249.81	-196.15	-47.18	-29.41	-20.34	-23.67

* Moy, moyenne.

† E.T., écart-type.

‡ CV, coefficient de variation.

Tableau E2. Moments élastiques passifs des ischiojambiers (en N·m) des sujets du groupe expérimental aux différents pourcentages de l'angle "SLR" (n = 8).

Sujet	Pourcentage de l'angle "SLR"					
	0	15	45	60	75	90
MG	0.76	-1.81	-6.93	-10.69	-15.36	-21.42
RR	-2.57	-6.10	-11.17	-15.87	-23.98	-37.66
GR	-1.55	-5.16	-11.55	-15.64	-23.99	-34.89
PR	3.58	-0.43	-7.64	-12.13	-20.81	-35.44
IC	-0.01	-3.61	-9.23	-11.44	-15.13	-22.51
MT	4.10	-0.45	-7.04	-9.74	-12.94	-17.90
RS	-1.85	-5.58	-13.37	-15.35	-19.98	-27.61
YG	2.42	-2.87	-10.40	-16.42	-26.17	-43.87
Moy *	0.61	-3.25	-9.67	-13.41	-19.79	-30.16
E.T. †	2.55	2.25	2.35	2.68	4.86	9.15
CV(%) ‡	418.50	-69.08	-24.35	-19.97	-24.55	-30.34

* Moy, moyenne.

† E.T., écart-type.

‡ CV, coefficient de variation.

Tableau E3. Raideur des ischiojambiers (en N·m/rad) des sujets du groupe contrôle aux différents pourcentages de l'angle "SLR" (n = 9).

Sujet	Pourcentage de l'angle "SLR"					
	0	15	45	60	75	90
TS	-16.37	-18.99	-24.33	-26.98	-29.64	-32.29
YM	-6.40	-12.51	-24.73	-30.84	-36.95	-43.06
JD	-7.52	-10.88	-17.58	-20.94	-24.29	-27.64
ZK	-13.34	-16.82	-23.79	-27.28	-30.76	-34.24
YF	-2.68	-8.72	-20.80	-26.84	-32.88	-38.92
CB	-11.88	-14.70	-20.31	-23.15	-25.97	-28.79
CP	-5.71	-10.64	-20.47	-25.39	-30.30	-35.23
CH	2.02	-7.70	-27.13	-36.88	-46.60	-56.32
AG	-5.98	-8.39	-13.23	-15.64	-18.06	-20.48
Moy *	-7.54	-12.15	-21.37	-25.99	-30.61	-35.22
E.T. †	5.62	3.95	4.21	5.98	8.07	10.28
CV(%) ‡	-74.52	-32.52	-19.71	-23.02	-25.36	-29.20

* Moy, moyenne.

† E.T., écart-type.

‡ CV, coefficient de variation.

Tableau E4. Raideur des ischiojambiers (en N·m/rad) des sujets du groupe expérimental aux différents pourcentages de l'angle "SLR" (n = 8).

Sujet	Pourcentage de l'angle "SLR"					
	0	15	45	60	75	90
MG	- 7.51	-12.05	-21.12	-25.65	-30.19	-34.72
RR	5.83	-5.90	-29.37	-41.10	-52.83	-64.56
GR	- 1.42	-10.49	-28.62	-37.69	-46.75	-55.82
PR	1.14	-7.94	-26.12	-35.21	-44.30	-53.39
IC	-13.46	-18.54	-28.69	-33.77	-38.85	-43.92
MT	-23.90	-24.25	-24.94	-25.29	-25.64	-25.99
RS	-18.38	-22.54	-30.87	-35.03	-39.19	-43.36
YG	2.37	-10.29	-35.60	-48.26	-60.91	-73.57
Moy *	-6.92	-14.00	-28.17	-35.25	-42.33	-49.42
E.T. †	10.73	6.88	4.29	7.58	11.51	15.59
CV(%) ‡	-155.21	-49.09	-15.22	-21.52	-27.18	-31.54

* Moy, moyenne.

† E.T., écart-type.

‡ CV, coefficient de variation.

Tableau E5. Coefficient d'amortissement de la hanche (en $N \cdot m \cdot s/rad$), des sujets du groupe contrôle dans les six positions ($n = 9$).

Sujet	Pourcentage de l'angle "SLR"					
	0	15	45	60	75	90
TS	2.68	2.41	4.05	3.61	2.74	4.55
YM	3.76	2.96	3.45	3.33	3.93	4.21
JD	3.96	5.05	4.54	6.40	6.30	5.84
ZK	3.19	2.81	3.15	3.63	2.77	3.40
YF	2.50	2.64	2.23	2.62	2.26	4.06
CB	3.37	3.38	2.78	3.90	4.31	3.87
CP	5.10	3.49	3.05	3.71	4.79	3.99
CH	1.29	2.04	2.46	1.88	2.21	2.43
AG	1.81	2.54	2.25	1.78	2.05	1.44
Moy *	3.08	3.04	3.11	3.43	3.48	3.75
E.T. †	1.16	0.88	0.80	1.37	1.44	1.25
CV(%) ‡	37.61	29.01	25.68	39.91	41.45	33.44

* Moy, moyenne.

† E.T., écart-type.

‡ CV, coefficient de variation.

Tableau E6. Coefficient d'amortissement de la hanche (en N·m·s/rad), des sujets du groupe expérimental dans les six positions (n = 8).

Sujet	Pourcentage de l'angle "SLR"					
	0	15	45	60	75	90
MG	1.88	1.54	1.59	2.07	1.81	1.44
RR	0.76	0.74	1.44	1.66	1.91	1.15
GR	3.54	3.38	2.77	2.73	3.26	3.18
PR	2.20	2.06	2.68	2.62	2.87	3.20
IC	3.77	3.44	4.16	5.56	3.39	4.28
MT	2.78	2.94	3.10	3.05	3.58	3.29
RS	2.34	2.33	2.79	3.39	4.10	3.19
YG	2.95	2.52	3.18	3.74	4.39	4.70
Moy *	2.53	2.37	2.71	3.10	3.16	3.05
E.T. †	0.96	0.92	0.87	1.20	0.93	1.23
CV(%) ‡	38.09	38.86	32.18	38.63	29.49	40.15

* Moy, moyenne.

† E.T., écart-type.

‡ CV, coefficient de variation.

APPENDIX F

Courbes d'Étalonnages des Instruments de Mesures

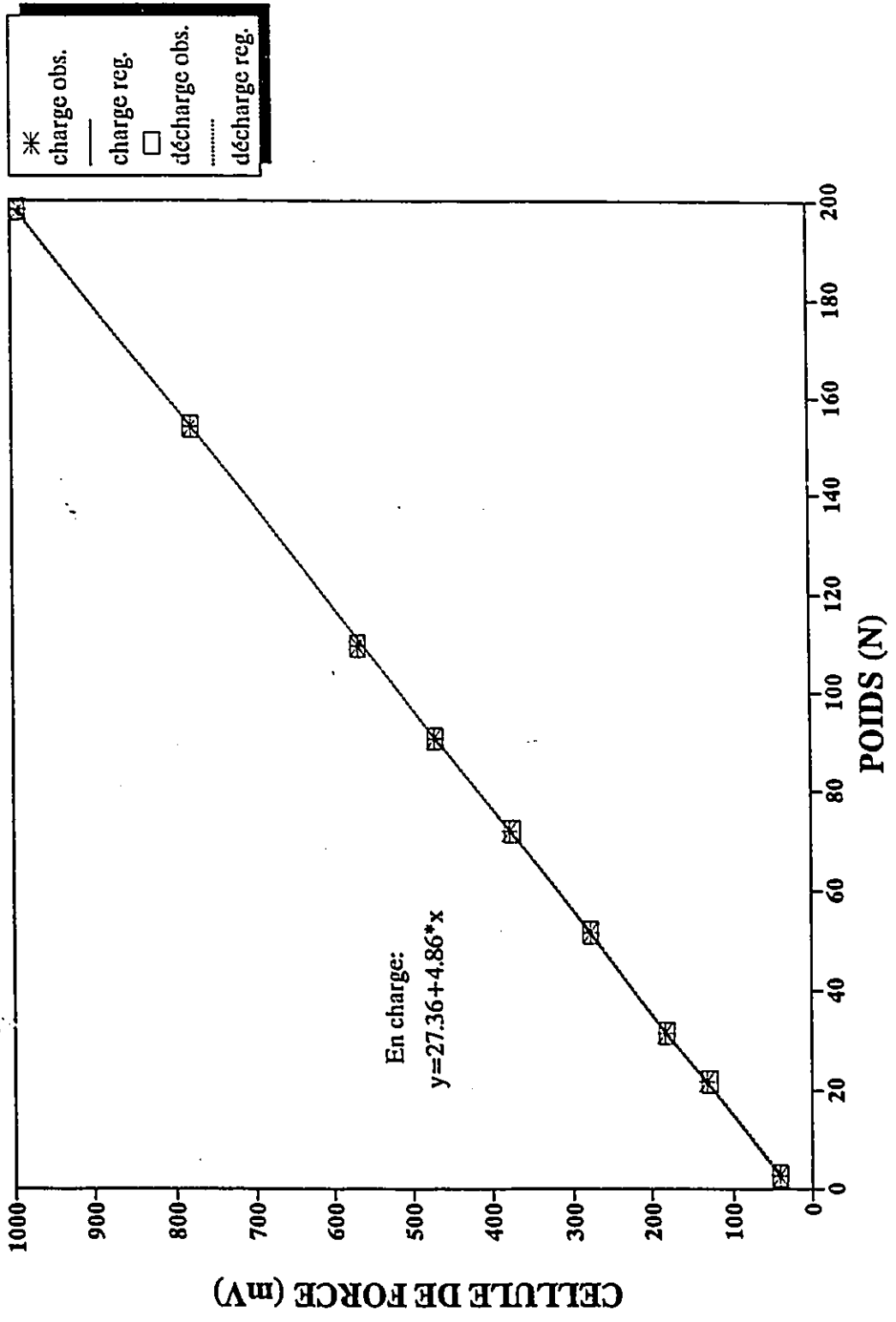


Figure F1. Courbe d'étalonnage de la cellule de force du bras de levier droit de l'appareil isocinétique.

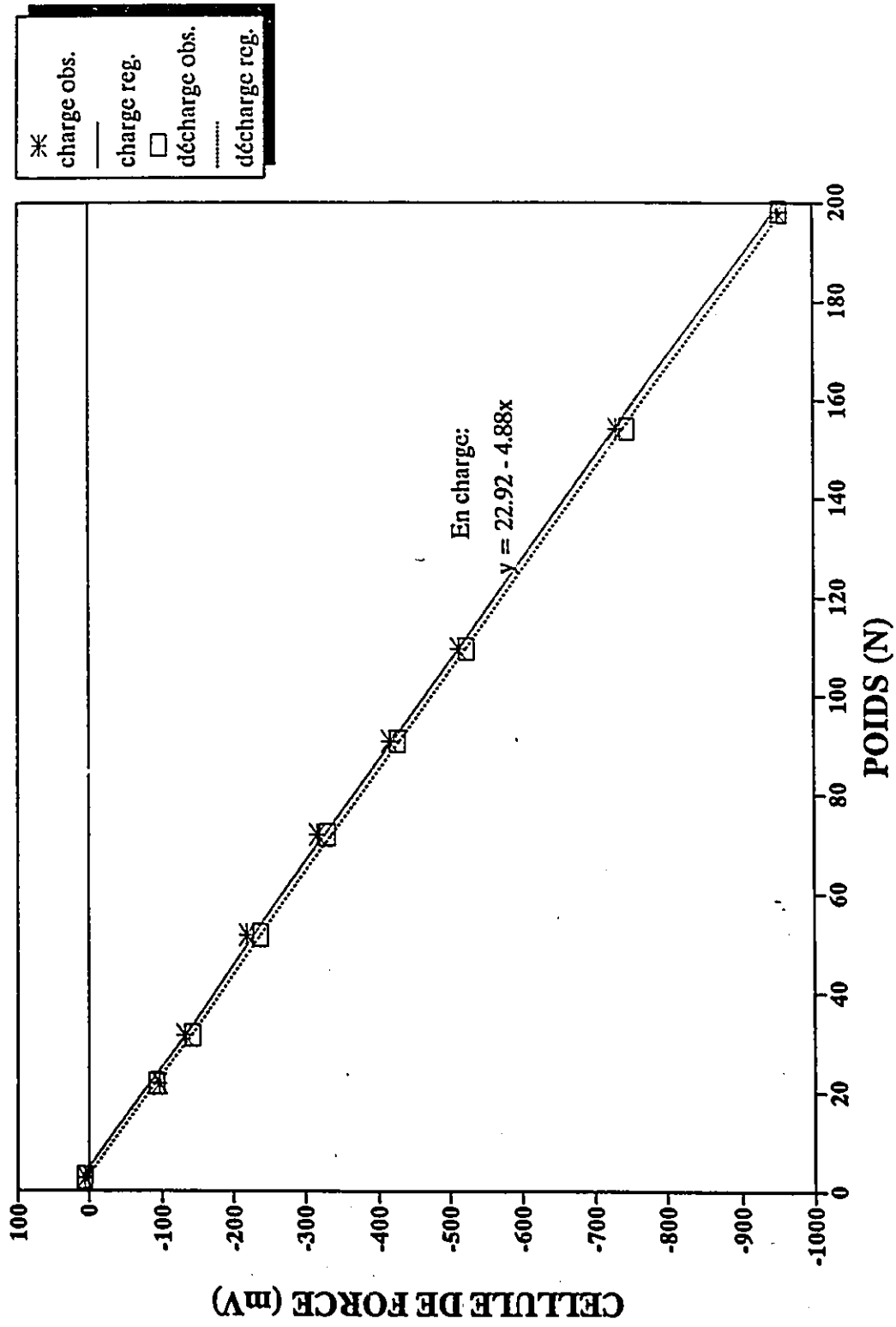


Figure F2. Courbe d'étalonnage de la cellule de force du bras de levier gauche de l'appareil isocinétique.

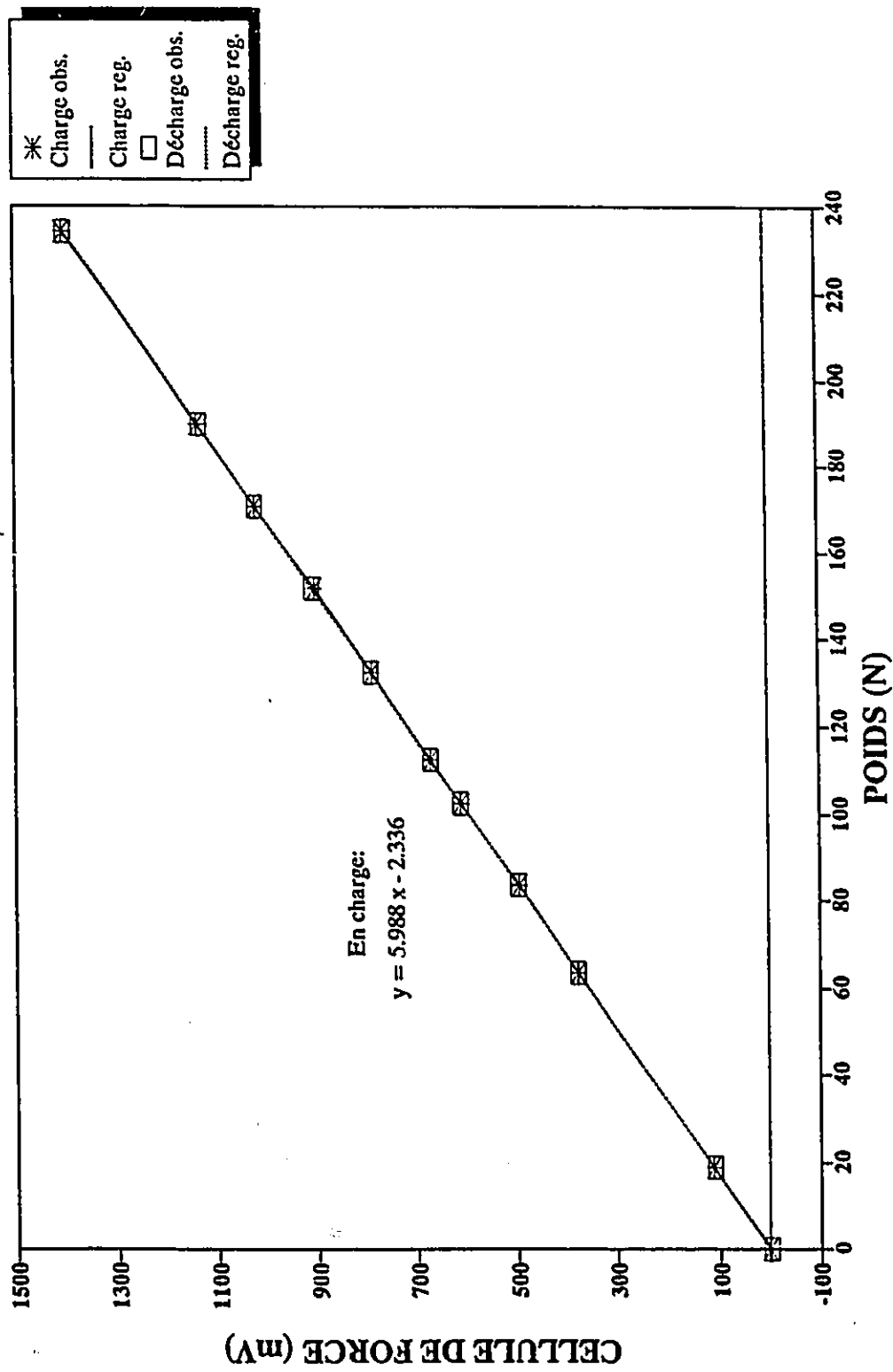


Figure F3. Courbe d'étalonnage de la cellule de force de l'appareil de petites oscillations.

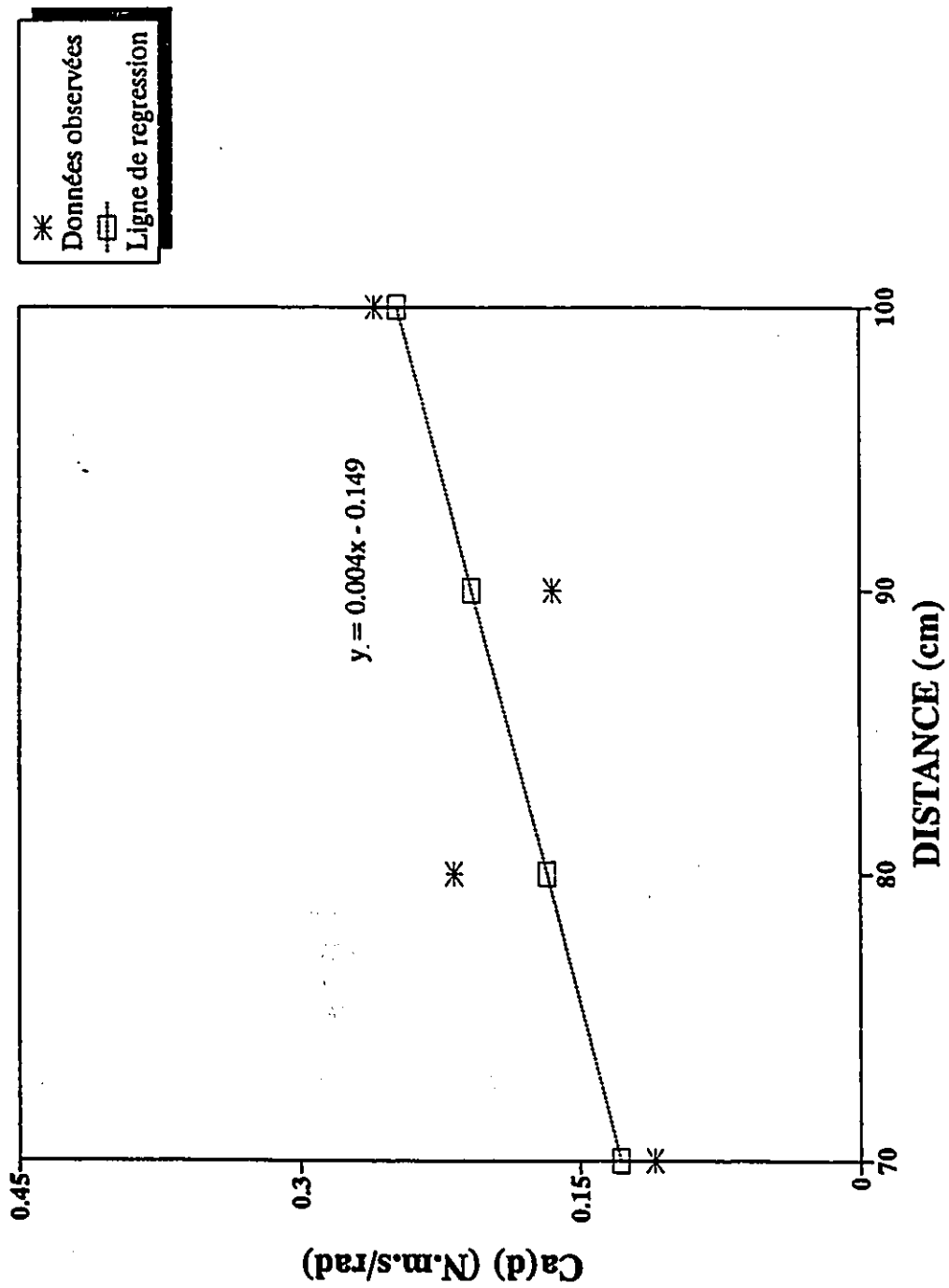


Figure F4. Courbe d'étalonnage du coefficient d'amortissement de l'appareil de petites oscillations.