

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

L'HÉMI PARÉSIE, L'ÉQUILIBRE POSTURAL ET L'APPROCHE TRAGER

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR

ÉRIC CARRIÉ B.SC.

JANVIER 2006

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL  
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

## REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mon directeur de maîtrise Jean P. Boucher Ph.D pour son encadrement et son expérience ainsi que mon co-directeur Alain Leroux Ph.D pour ses conseils et son esprit critique. Je veux aussi souligner la participation des membres du comité de correction qui ont pris le temps de lire ce mémoire et d'y apporter des commentaires judicieux : je nomme Geneviève Cadoret Ph.D et Christian Duval Ph.D. Je suis également reconnaissant envers le fonds nature et technologie qui a cru au projet et qui a financé ses deux années de travail. Enfin, je voudrais accorder un remerciement tout particulier à monsieur Denis Lafontaine praticien Trager qui a bien voulu m'accompagner lors de l'expérimentation ainsi qu'à l'association des personnes aphasiques de Laval et à tout les sujets qui ont participé à cette étude.

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS .....	ii
TABLE DES MATIÈRES .....	iii
LISTE DES FIGURES .....	vii
LISTE DES TABLEAUX .....	xii
RÉSUMÉ.....	xviii
<b>CHAPITRE 1 La problématique.....</b>	<b>1</b>
1.1 CONTEXTE GÉNÉRAL .....	1
1.2 OBJET DE LA RECHERCHE .....	2
1.3 CONNAISSANCES SPÉCIFIQUES .....	2
1.4 ÉNONCÉ DU PROBLÈME.....	4
1.5 HYPOTHÈSE.....	4
1.6 LIMITES.....	4
1.7 IMPORTANCE .....	5
<b>CHAPITRE 2 La revue de la littérature.....</b>	<b>6</b>
2.1 L'ÉQUILIBRE POSTURAL .....	6
2.1.1. <i>Contrôle de l'équilibre statique.....</i>	<i>6</i>
2.1.2. <i>Contrôle de l'équilibre dynamique.....</i>	<i>10</i>
2.1.3. <i>Mesures de l'équilibre statique .....</i>	<i>12</i>
2.1.4. <i>Mesures de l'équilibre dynamique .....</i>	<i>17</i>
2.1.5. <i>L'influence des stimuli.....</i>	<i>19</i>
2.1.6. <i>L'influence de l'âge.....</i>	<i>21</i>
2.1.7. <i>Les dysfonctions.....</i>	<i>22</i>
2.1.8. <i>Les pathologies.....</i>	<i>23</i>
2.2 L'ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL (AVC) .....	24

2.2.1. Définitions .....	24
2.2.2. Effets fonctionnels et déficiences.....	25
2.2.3. Retombées cliniques et incapacités .....	27
2.2.4. Hémiplégie et hémiparésie .....	30
2.2.5. Réadaptation de l'AVC.....	31
2.2.6. L'AVC et l'équilibre postural.....	34
2.3 L'APPROCHE TRAGER.....	35
2.3.1. Les thérapies manuelles .....	35
2.3.2. Définition du Trager.....	36
2.3.3. Données de recherche .....	38
2.3.4. Trager et équilibre postural .....	39
<b>CHAPITRE 3 Méthodologie .....</b>	<b>40</b>
3.1 INTRODUCTION.....	40
3.2 SUJETS 40	
3.2.1. Population d'origine et recrutement:.....	40
3.2.2. Critères d'inclusion.....	41
3.2.3. Estimé pré-expérimental du nombre de sujets.....	41
3.2.4. Déontologie .....	41
3.3 CONDITIONS .....	42
3.4 VARIABLES DÉPENDANTES ET QUANTIFICATION.....	42
3.5 PROCÉDURES .....	46
3.6 ANALYSES.....	48
<b>CHAPITRE 4 Résultats .....</b>	<b>49</b>
4.1 CARACTÉRISTIQUES DES SUJETS .....	50
4.2 ÉQUILIBRE STATIQUE : OSCILLATIONS DU CP.....	50
4.2.1. Crête à crête .....	50
4.2.2. L'aire des oscillations du CP .....	62

4.2.3. <i>L'amplitude moyenne</i> : .....	69
4.2.4. <i>La distance parcourue par le CP</i> .....	85
4.2.5. <i>La vitesse des déplacements du CP</i> .....	91
4.3 ÉQUILIBRE STATIQUE: DISTRIBUTION DU POIDS CORPOREL .....	99
4.3.1. <i>Pourcentage de chaque jambe</i> .....	99
4.3.2. <i>Écart entre la jambe forte et la jambe affectée</i> .....	113
4.4 ÉQUILIBRE DYNAMIQUE .....	119
4.4.1. <i>La limite antérieure</i> .....	119
4.4.2. <i>La limite latérale.</i> .....	125
4.5 LA MOBILITÉ DE LA CHEVILLE .....	132
4.6 LES DEUX TESTS ENSEMBLES .....	133
4.7 LA PROPRIOCEPTION DU GENOU .....	136
<b>CHAPITRE 5 Discussion</b> .....	<b>140</b>
<b>CHAPITRE 6 Conclusion</b> .....	<b>146</b>
<b>ANNEXE A Estimation de la taille de l'échantillon pré-expérimentale selon la méthode de Cohen (1969)</b> .....	<b>151</b>
<b>ANNEXE B Formulaire de consentement</b> .....	<b>153</b>
<b>Annexe C Tableaux des caractéristiques des sujets</b> .....	<b>156</b>

## LISTE DES FIGURES

Figure	Page
1. Déplacement du centre de pression. ....	43
2. Ellipse représentant l'aire du déplacement du CP. ....	43
3. Méthode utilisée pour calculer la distance entre deux points. ....	44
4. Distribution du poids en fonction du temps. ....	45
5. Plateforme de force : Matscan. ....	46
6. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête. ....	51
7. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête protocole B. ....	52
8. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour le crête à crête. ....	54
9. Histogramme des valeurs de l'effet vision pour le crête à crête. ....	55
10. Histogramme des moyennes et des écarts-type lors de la condition témoin pour le crête à crête. ....	56
11. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête médio-latéral. ....	57
12. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête médio-latéral protocole B. ....	59
13. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour le crête à crête médio-latéral. ....	60
14. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête médio-latéral lors de la condition témoin. ....	62
15. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'aire des oscillations du CP. ....	63
16. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'aire des oscillations du CP protocole B. ....	65

17.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour l'aire des oscillations du CP.....	66
18.	Histogramme des valeurs de l'effet vision pour l'aire des oscillations du CP.....	67
19.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'aire des oscillations du CP lors de la condition témoin.....	68
20.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure.....	70
21.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure protocole B.....	71
22.	Histogramme de l'effet significatif de la séance Trager sur l'amplitude moyenne des déplacement antéro-postérieurs du CP lors du protocole B.....	72
23.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure.....	74
24.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure lors de la condition témoin.....	75
25.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne médio-latérale.....	77
26.	Histogramme de l'effet significatif de la séance Trager sur l'amplitude moyenne des déplacements médio-latéraux du CP lors du protocole A.....	78
27.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne médio-latérale protocole B.....	79
28.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne médio-latérale.....	81
29.	Histogramme des valeurs de l'effet vision pour l'amplitude moyenne médio-latérale.....	82

30.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne médio-latérale lors de la condition témoin.....	83
31.	Histogramme de l'augmentation des valeurs de l'amplitude moyenne médio-latérale lors de la condition avec les yeux fermés. ....	84
32.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la distance.....	85
33.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la distance protocole B.....	87
34.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la distance. ....	88
35.	Histogramme des valeurs de l'effet vision pour la distance.....	89
36.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la distance lors de la condition témoin. ....	90
37.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la vitesse du CP. ....	92
38.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la vitesse du CP protocole B.....	93
39.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la vitesse du CP. ....	95
40.	Histogramme des valeurs de l'effet vision pour la vitesse du CP. ....	96
41.	Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la vitesse du CP lors de la condition témoin. ....	98
42.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids jambe forte. ....	100
43.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids jambe forte protocole B.....	101
44.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe forte.....	103
45.	Histogramme des valeurs de l'effet vision de la distribution du poids jambe forte. ....	104

46.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids jambe forte lors de la condition témoin. ....	105
47.	Histogramme des valeurs de l'effet vision de la distribution du poids jambe forte. ....	106
48.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids jambe affectée. ....	107
49.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids jambe affectée protocole B. ....	108
50.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe affectée.....	110
51.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids jambe affectée lors de la condition témoin. ....	111
52.	Histogramme des valeurs de l'effet vision de la distribution du poids jambe affectée. ....	112
53.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'écart entre les deux jambes. ....	113
54.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'écart entre les deux jambes protocole B. ....	115
55.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour l'écart entre les deux jambes. ....	116
56.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'écart entre les deux jambes lors de la condition témoin. ....	118
57.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite antérieure. ....	119
58.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite antérieure protocole B.....	121
59.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la limite antérieure.....	123

60.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite antérieure lors de la condition témoin .....	124
61.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite latérale. ....	126
62.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite latérale protocole B.....	128
63.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la limite latérale.....	130
64.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite latérale lors de la condition témoin. ....	131
65.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la mobilité.....	133
66.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la mobilité tests confondus.....	134
67.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la mobilité flexion et extension.....	135
68.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la proprioception. ....	136
69.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la proprioception tests confondus.....	137
70.	Histogramme des moyennes et des écarts-type de la proprioception 120° et 135°.....	139
71.	Histogramme des oscillations du CP.....	142
72.	Histogramme du poids mis sur la jambe forte.....	142
73.	Histogramme de l'écart entre la jambe forte et la jambe affectée. ....	144

## LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
1. Statistiques descriptives pour le crête à crête antéro-postérieur.....	50
2. Analyse de la variance pour le crête à crête antéro-postérieur.....	51
3. Statistiques descriptives pour le crête à crête antéro-postérieur protocole B.....	52
4. Analyse de la variance pour le crête à crête antéro-postérieur protocole B.....	53
5. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour le crête à crête.....	53
6. Analyse de la variance de l'effet Trager pour le crête à crête antéro- postérieur.....	54
7. Statistiques descriptives pour le crête à crête condition témoin.....	55
8. Analyse de la variance pour le crête à crête antéro-postérieur lors de la condition témoin.....	56
9. Statistiques descriptives pour le crête à crête médio-latéral.....	57
10. Analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral.....	58
11. Statistiques descriptives pour le crête à crête médio-latéral protocole B.....	58
12. Analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral protocole B.....	59
13. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour le crête à crête médio-latéral.....	60
14. Analyse de la variance de l'effet Trager pour le crête à crête médio- latéral.....	61
15. Statistiques descriptives pour le crête à crête médio-latéral condition témoin.....	61

16.	Analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral condition témoin. ....	62
17.	Statistiques descriptives de l'aire des oscillations du CP. ....	63
18.	Analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP.....	64
19.	Statistiques descriptives de l'aire des oscillations du CP protocole B.....	64
20.	Analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP protocole B.....	65
21.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour l'aire des oscillations du CP. ....	66
22.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour l'aire des oscillations du CP. ....	67
23.	Statistiques descriptives de l'aire des oscillations du CP condition témoin. ....	68
24.	Analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP condition témoin. ....	69
25.	Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne antéro-postérieure.....	69
26.	Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure.....	70
27.	Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne antéro-postérieure protocole B.....	71
28.	Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure protocoleB.....	72
29.	Test à posteriori amplitude moyenne antéro-postérieur. ....	73
30.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure.....	73
31.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour l'amplitude moyennantéro-postérieure.....	74

32.	Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne antéro-postérieure condition témoin. ....	75
33.	Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro- postérieure lors de la condition témoin.....	76
34.	Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne médio-latérale.....	76
35.	Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale. ....	77
36.	Test à posteriori de l'amplitude moyenne médio-latérale. ....	78
37.	Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne médio-latérale protocole B.....	79
38.	Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale protocole B.....	80
39.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne médio-laterale.....	80
40.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne médio-latérale. ....	81
41.	Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne médio-latérale condition témoin. ....	83
42.	Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale condition témoin. ....	84
43.	Statistiques descriptives de la distance. ....	85
44.	Analyse de la variance pour la distance.....	86
45.	Statistiques descriptives de la distance protocole B. ....	86
46.	Analyse de la variance pour la distance protocole B.....	87
47.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la distance. ....	88
48.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour la distance. ....	89
49.	Statistiques descriptives de la distance condition témoin.....	90
50.	Analyse de la variance pour la distance condition témoin. ....	91
51.	Statistiques descriptives de la vitesse. ....	91
52.	Analyse de la variance pour la vitesse.....	92

53.	Statistiques descriptives de la vitesse protocole B. ....	93
54.	Analyse de la variance pour la vitesse protocole B. ....	94
55.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la vitesse. ....	94
56.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour la vitesse. ....	96
57.	Statistiques descriptives de la vitesse pour la condition témoin. ....	97
58.	Analyse de la variance pour la vitesse condition témoin. ....	98
59.	Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe forte. ....	99
60.	Analyse de la variance de la distribution du poids jambe forte. ....	100
61.	Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe forte protocole B. ....	101
62.	Analyse de la variance de la distribution du poids jambe forte protocole B. ....	102
63.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe forte. ....	102
64.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe forte. ....	103
65.	Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe forte condition témoin. ....	104
66.	Analyse de la variance de la distribution du poids jambe forte condition témoin. ....	105
67.	Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe affectée. ....	106
68.	Analyse de la variance de la distribution du poids jambe affectée. ....	107
69.	Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe affectée protocole B. ....	108
70.	Analyse de la variance de la distribution du poids jambe affectée protocole B. ....	109
71.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe affectée. ....	109

72.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe affectée. ....	110
73.	Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe affectée condition témoin. ....	111
74.	Analyse de la variance de la distribution du poids jambe affectée condition témoin. ....	112
75.	Statistiques descriptives de l'écart entre les deux jambes. ....	113
76.	Analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes. ....	114
77.	Statistiques descriptives de l'écart entre les deux jambes protocole B. ....	114
78.	Analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes protocole B. ....	115
79.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour l'écart entre les deux jambes. ....	116
80.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour l'écart entre les deux jambes. ....	117
81.	Statistiques descriptives de l'écart entre les deux jambes condition témoin. ....	117
82.	Analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes condition témoin. ....	118
83.	Statistiques descriptives pour la limite antérieure. ....	119
84.	Analyse de la variance de la limite antérieure. ....	120
85.	Test à postériori limite antérieure. ....	120
86.	Statistiques descriptives pour la limite antérieure protocole B. ....	120
87.	Analyse de la variance de la limite antérieure protocole B. ....	121
88.	Test à postériori limite antérieure protocole B. ....	122
89.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la limite antérieure. ....	122
90.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour la limite antérieure. ....	123
91.	Statistiques descriptives pour la limite antérieure condition témoin. ....	124
92.	Analyse de la variance de la limite antérieure condition témoin. ....	125

93.	Statistiques descriptives pour la limite latérale. ....	125
94.	Analyse de la variance de la limite latérale. ....	126
95.	Test à postériori limite latérale. ....	127
96.	Statistiques descriptives pour la limite latérale protocole B.....	127
97.	Analyse de la variance de la limite latérale protocole B. ....	128
98.	Test à postériori limite latérale protocole B. ....	129
99.	Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la limite latérale. ....	129
100.	Analyse de la variance de l'effet Trager pour la limite latérale. ....	130
101.	Statistiques descriptives pour la limite latérale condition témoin. ....	131
102.	Analyse de la variance de la limite latérale condition témoin. ....	132
103.	Statistiques descriptives pour la mobilité. ....	132
104.	Statistiques descriptives pour la mobilité tests confondus. ....	133
105.	Statistiques descriptives pour la mobilité flexion et extension.....	134
106.	Analyse de la variance de la mobilité.....	135
107.	Statistiques descriptives pour la proprioception.....	136
108.	Statistiques descriptives pour la proprioception tests condondus.....	137
109.	Statistiques descriptives pour la proprioception 120° et 135°.....	138
110.	Analyse de la variance de la proprioception.....	139
111.	Caractéristiques des sujets du protocole A.....	157
112.	Caractéristiques des sujets du protocole B.....	157

## RÉSUMÉ

Ce présent mémoire porte sur une étude menée avec des personnes devenues hémiparétiques suite à un accident vasculaire cérébral. L'objet de la recherche était de savoir si leur équilibre postural pouvait être amélioré grâce à une courte séance d'une technique de rééducation du mouvement nommée l'approche Trager ou intégration psychocorporelle. Un groupe de douze sujets fut choisi pour mener l'expérimentation à terme. Les résultats ont indiqué une tendance vers la réduction des oscillations du centre de pression et vers une amélioration de la distribution du poids corporel avec la condition pour laquelle les sujets avaient les yeux ouverts, mais ces changements n'ont pu être statistiquement significatifs. Par contre, la mobilité des sujets, leur proprioception ainsi que leur performance aux tests fonctionnels ont bénéficié de l'approche Trager lors de l'expérimentation.

Mots clés : Hémiparésie, équilibre postural, massage, approche Trager

## CHAPITRE 1

### LA PROBLÉMATIQUE

#### 1.1 Contexte général

L'équilibre postural est une composante essentielle de la qualité de vie de la population en générale. Il permet de mener une vie active, fonctionnelle et plus sécuritaire. À l'opposé, les gens qui souffrent de déficience à ce niveau s'exposent à de fâcheuses conséquences. La perte de confiance en soi et la sédentarité en plus des blessures physiques qui s'y rattachent sont d'autant d'exemples de ce que peut représenter vivre avec un mauvais équilibre.

Ces inconvénients touchent plus particulièrement certaines populations. Nous n'avons qu'à penser au vieillissement de la population pour constater l'importance que l'équilibre peut avoir dans notre société. Les personnes âgées sont très vulnérables aux chutes et aux fractures subséquentes.

De plus, les troubles de l'équilibre font parti des principaux problèmes auxquels font face les personnes en réadaptation suite à un accident vasculaire cérébral (Chen, Cheng, Hu, Lia, Chen, Hong, Wong, 2000). Ces dernières sont davantage assujetties aux chutes et aux blessures qui en découlent (Cheng, Wu, Liaw, Wong, Tang, 2001). Par conséquent, les cliniciens qui travaillent auprès de cette clientèle devraient se munir de stratégies efficaces pour prévenir ce genre d'incidents. Je crois que certaines thérapies manuelles peuvent s'inscrire dans ce processus de prévention et que l'approche Trager (technique d'intégration psychocorporelle) constitue un outil efficace pour répondre à ce besoin (Trager, 1982).

## 1.2 Objet de la recherche

Par cette recherche nous essayons de comprendre les effets de stimuli mécaniques externes sur les adaptations neurophysiologiques internes. Les stimuli qui retiennent notre attention ici sont ceux qui sont appliqués au corps lors de thérapies manuelles. Nous voulons donc savoir comment le système nerveux central (SNC) peut être rejoint par le toucher thérapeutique et comment cette influence peut optimiser la fonction motrice d'une population symptomatique. Nous faisons plus particulièrement référence aux récepteurs cutanés (corpuscules de Ruffini-SA II-) reconnus pour leur rôle proprioceptif (Knibestöl, 1975) et leur capacité à transmettre de l'information au SNC (Matthews, 1982).

## 1.3 Connaissances spécifiques

Le Trager est une approche de rééducation du mouvement créée par le docteur Milton Trager en 1918. Elle permet l'exploration du corps à travers le mouvement et favorise l'émergence de sensations nouvelles et agréables. Celles-ci sont détectées par les corpuscules de Ruffini (SA II) et les disques de Merkel (SA I) et empruntent les faisceaux de Goll et de Burdach jusqu'au bulbe rachidien. Les informations passent ensuite par le lemnisque médian et aboutissent au noyau ventral postérolatéral du thalamus. Enfin, un neurone de troisième ordre atteint le cortex somatosensoriel primaire. Le fuseau neuromusculaire (fibres Ia) pourrait également jouer un rôle dans la transmission des informations sensorielles. Selon Wiesendanger (1978), les afférences Ia de ce dernier atteignent le niveau cortical dans l'aire 3a (cortex somesthésique). Selon le docteur Trager, en recevant ces afférences, le SNC engendre une réponse tissulaire qui allège le corps et l'esprit. Le praticien trager utilise des mouvements souples et rythmés composés de balancements, de vibrations et d'élongations (Libre adaptation du dépliant de *l'association québécoise des praticiens et praticiennes en Trager*).

Les vibrations ainsi effectuées visent le relâchement des tensions musculaires et articulaires, provoquent une augmentation de la mobilité et améliorent l'intégration sensorimotrice (Hébert et Boucher, 1998).

L'équilibre postural se décrit comme étant l'habileté à maintenir ou à repositionner le centre de pression du corps à l'intérieur des limites de sa base de support. Il comporte trois aspects : la stabilité, la symétrie, et l'équilibre dynamique (Nichols, 1997) et (Huxham, Goldie, et Patla 2001). La stabilité fait référence à la capacité de conserver une posture donnée sans bouger (Nichols, 1997) et (Shumway-Cook, Anson, Haller, 1988). La symétrie se rapporte à la distribution égale du poids corporel sur les deux membres inférieurs (Hoeherman, Dickstein, Pillar, 1984 et Nichols, 1997). Enfin, l'équilibre dynamique se définit par la possibilité de transférer son poids à l'intérieur de la base de support et ceci sans tomber (DiFabio, 1989 dans Chen et al. 2000).

L'accident vasculaire cérébral (AVC) survient quand une artère ou une veine se bloque ou éclate dans le cerveau. Le fonctionnement normal du cerveau exige un apport constant d'oxygène. Une interruption significative de l'apport en oxygène au cerveau cause la mort de neurones et implique des défaillances cognitives, motrices et sensorielles (Izzo et Aravabhumi, 1989). L'hémiplégie (paralysie unilatérale) et l'hémi-parésie (faiblesse unilatérale) sont souvent causées par l'AVC. Elles provoquent rigidité, faiblesse musculaire et défaillances du contrôle moteur. Des lacunes se retrouvent également du côté sensoriel et les personnes atteintes sont privées des afférences rétroactives particulièrement lors de gestes précis et délicats (Waters, 1974). De plus, l'instabilité posturale représente une déficience très fréquente chez les sujets hémiplégiques et tous ces inconvénients exposent ces individus aux chutes (Perennou, Benaim, Rouget, Rousseaux, Blard, Pélissier, 1999). Par ailleurs, leur centre de pression (CP), point d'application de la résultante des forces de réaction au sol, est déplacé latéralement vers le côté hémisphérique lésé,

c'est à dire vers le membre inférieur non atteint (Pai, Rogers, Hedman et Hanke 1994).

#### **1.4 Énoncé du problème**

Tout d'abord, les mouvements induits par l'approche Trager sont reconnus pour accentuer la mobilité des membres inférieurs (Duval, Lafontaine, Hébert, Leroux, Panisset et Boucher), favoriser des apprentissages musculaires spécifiques (ex. contrôle moteur), et améliorer la proprioception générale du corps. Nous pensons donc que grâce à ces effets l'approche Trager peut améliorer l'équilibre postural des individus hémiparétiques ayant subi un AVC. Par conséquent, nous vérifierons si les mouvements induits par cette approche réduisent les oscillations du CP et favorisent une meilleure symétrie de la distribution du poids. Les améliorations de l'équilibre postural seront aussi appréciées par le biais de mesures fonctionnelles (limites antérieure et latéral).

#### **1.5 Hypothèse**

Les mouvements induits lors d'une séance Trager provoquent une diminution des oscillations du CP, améliorent la symétrie de la distribution du poids corporel, et augmentent les capacités fonctionnelles (c'est-à-dire les résultats aux tests « functional » et « lateral reach »).

#### **1.6 Limites**

La première limite se situe au niveau de la généralisation des résultats. En effet, les améliorations potentielles amenées par l'approche Trager sur l'équilibre postural ne pourront pas être généralisées pour l'ensemble de la population mais devront uniquement être considérées pour des gens hémiparétiques ayant subi un AVC.

Une autre limite implique le thérapeute qui donnera les séances Trager. Celui-ci est-il représentatif de l'ensemble des praticiens et praticiennes en Trager ou l'ensemble de son expérience clinique joue-t-elle en sa faveur?

Enfin, le nombre de sujets peut représenter une autre limite puisque la variabilité risque d'être importante chez cette population.

### **1.7 Importance**

Si l'étude s'avère concluante, ce type de traitement pourrait être intégré dans le processus de réadaptation des personnes ayant subi un AVC et ainsi leur permettre de stabiliser leur équilibre à plus longue échéance. De plus, les sujets qui participeront au projet pourraient bénéficier d'une amélioration à court terme de leur équilibre et auront le plaisir de recevoir une séance de massothérapie

## CHAPITRE 2

### LA REVUE DE LA LITTÉRATURE

#### 2.1 L'équilibre postural

##### 2.1.1. Contrôle de l'équilibre statique

Selon Perennou et al. (1999) une posture est une attitude définie par la position des segments corporels et leur orientation dans l'espace. Le contrôle postural permet de maintenir une posture de référence ou de l'adapter pour rester en équilibre. La posture est en partie organisée à partir du cortex cérébral. On parle même d'une large implication corticale dans le contrôle postural. Plus spécifiquement, le cortex temporo-pariétal serait impliqué lors de la stabilisation corporelle latérale. Les auteurs affirment aussi que les comportements moteurs sont organisés sur la base de deux composantes : les mouvements intentionnels et les ajustements posturaux qui leur sont nécessaires.

Selon Massion (1992), les deux principaux objectifs du contrôle postural sont l'équilibre et l'orientation. Le contrôle de l'équilibre exige la synergie de toutes les forces actives du corps pour positionner adéquatement le centre de masse du corps, alors que pour maintenir l'orientation, et conserver les parties du corps alignées en fonction de la gravité et de l'environnement, on doit interpréter les informations sensorielles que l'on reçoit.

Shumway-Cook et Woollacott (1995) nous disent que le contrôle postural répond aux besoins suivant: contrôler la position du corps dans l'espace, l'orienter et assurer sa stabilité. Pour établir l'orientation verticale, nous utilisons différentes références sensorielles, à savoir la gravité (système vestibulaire), la surface de support (système somesthésique) et les objets de l'environnement (système visuel). Quant à la stabilité

posturale, elle comprend l'habileté à maintenir le corps en équilibre. Le corps peut être au repos (équilibre statique) ou en déplacement stable (équilibre dynamique). Dans les deux cas, le but est de conserver la projection du centre de masse à l'intérieur des limites de la base de support. L'efficacité du contrôle postural repose sur l'intégration de perceptions et d'actions; il faut être en mesure d'intégrer les informations sensorielles pour déterminer la position du corps dans l'espace et pouvoir générer des forces pour contrôler la précision de la réponse musculaire.

Selon Peterka (1995), pour maintenir la position debout, un individu utilise trois systèmes sensoriels qui lui fournissent les informations nécessaires au contrôle de sa posture. Ces trois systèmes (visuel, somesthésique, et vestibulaire) fournissent toutefois des informations redondantes et le retrait d'une ou même de deux des trois sources de rétroaction n'empêche pas le maintien d'une posture plus ou moins équilibrée. Ces données sont validées par Gatev, Thomas, Kepple, et Hallett (1999) qui affirment que le SNC peut s'adapter au retrait de l'information visuelle sans pour autant altérer son contrôle postural. Par contre, pour des populations âgées ou symptomatiques (ex.: post-AVC), Dault (2003) mentionne que le retrait de l'information visuelle rétroactive provoque une déstabilisation qui se traduit en une augmentation de l'amplitude de l'oscillation posturale dans le plan sagittal.

Selon Horak, Hlavacka et Schupert (1995), le système vestibulaire est largement impliqué dans le maintien de l'orientation mais ne l'est pas lors d'une réponse posturale automatique suite à un déséquilibre causé par la translation postérieure d'une plateforme de force. Le contrôle postural s'appuie davantage sur les informations somesthésiques lors des mouvements lents et sur les informations vestibulaires lors des mouvements rapides. Par contre, lors d'une réponse impliquant les deux systèmes, les premières composantes de la réponse sont assurées par les afférences somesthésiques alors que les afférences vestibulaires prennent plus de

temps à être intégrées et donc organisent les composantes finales de la réponse posturale.

Enfin, Shumway-Cook, et Woollacott, (1995) affirment qu'une position corporelle normale est composée d'une série de petites oscillations qui permettent de rester stable. Quelques facteurs contribuent à cette stabilité. Tout d'abord, l'alignement du corps permet de lutter contre les forces gravitationnelles. Ensuite, le tonus musculaire au niveau des muscles anti-gravitationnels empêche le corps de fléchir sous son propre poids. Finalement, ce tonus musculaire existe grâce à la rigidité intrinsèque des muscles et à la contribution du système nerveux.

Selon Nashner (1977), l'équilibre normal se définit par l'habileté à maintenir le centre de masse à l'intérieur de la base de support et ce avec le moins d'oscillations posturales possibles. Il affirme aussi que le contrôle postural associé à l'équilibre implique des composantes motrices et sensorielles. Les composantes motrices régissent les réponses musculaires du tronc et des jambes. Les composantes sensorielles s'occupent des afférences des systèmes visuel, vestibulaire, et somesthésique.

Selon Ekdahl, Jarnlo, et Andersson (1989), l'équilibre statique mesuré sur plateforme de force est plus difficile à conserver sur une jambe que sur les deux et plus ardu encore avec les yeux fermés. De plus, pour des sujets âgés de plus de cinquante ans, se tenir debout sur une jambe les yeux fermés devient pratiquement impossible à réaliser pour plus de quelques secondes. Par ailleurs, en se fiant à l'ampleur de l'oscillation, les hommes affichent une plus grande instabilité que les femmes et les sujets âgés une plus grande oscillation que les jeunes. Dans leur étude, les résultats des tests fonctionnels traditionnels ont été corrélés avec les résultats issus de tests sur la plateforme de force. Toujours selon Ekdahl, et al. (1989), l'équilibre statique des sujets sains n'est pas influencé par leurs caractéristiques personnelles (taille, poids, ouïe, blessures majeures passées, etc.) à l'exception de l'âge et du sexe. Toutefois, il

y a également une exception au niveau des blessures unilatérales antérieures; l'ampleur de l'oscillation est plus importante pour la jambe blessée que pour l'autre.

Par ailleurs, la détection de l'oscillation lors de la position debout est vitale pour maintenir une posture stable, et ce sont les signaux sensoriels vestibulaires, visuels, et proprioceptifs qui fournissent les informations au SNC. Fitzpatrick et McCloskey (1994) ont démontré que le seuil perceptif de l'oscillation lors de la position debout est très bas. Cette perception n'est pas affectée pas la fermeture des yeux. Au niveau proprioceptif, la perception de mouvements passifs aux chevilles est augmentée si les muscles des jambes sont détendus. Les seuils visuels et proprioceptifs sont aussi assez bas pour détecter l'oscillation d'une position debout normale mais le seuil vestibulaire, plus élevé, ne permet pas la détection des oscillations mêmes les plus grandes lors de cette même position. De plus, comme le mentionne aussi Peterka (1995), si plus d'un système sensoriel est disponible pour percevoir les oscillations, la performance des sujets plafonne néanmoins à l'acuité du système sensoriel le plus sensible.

Au niveau moteur, Shumway-Cook et Woollacott (1995) affirment que les muscles les plus sollicités lors du contrôle postural sont ceux du membre inférieur et plus particulièrement ceux de la cheville, à savoir le tibial antérieur, le gastrocnémien et le soléaire. La force de ces muscles doit être suffisante pour assurer la position debout et l'amplitude de mouvement de la cheville doit aussi être suffisante pour permettre les ajustements.

Dans leur étude, Gatev et al. (1999) mentionnent que les changements de largeur de la base de support dans la position debout exigent différentes stratégies posturales; une largeur normale est contrôlée par les chevilles tandis que lors d'une position rapprochée des pieds le contrôle est effectué par les hanches.

Par ailleurs, selon Huxham et al. (2001), l'équilibre est fonction de la tâche accomplie et de l'environnement dans lequel elle est performée. Il conditionne aussi notre capacité à entreprendre une bonne partie des activités de la vie quotidienne. De plus, selon ces auteurs, la stabilité du corps dépend à la fois du maintien de la posture et aussi du contrôle des forces d'accélération impliquées dans le développement de l'équilibre.

De leur côté, Suarez, Arocena, Suarez, De Artagaveytia, Muse et Gil (2003) nous apprennent qu'un programme de réadaptation vestibulaire peut raffiner le contrôle postural en réduisant le déplacement du centre de pression (CP) et en faisant diminuer la vitesse de l'oscillation mais que ces améliorations s'estompent si la continuité du programme n'est pas assurée.

### **2.1.2. Contrôle de l'équilibre dynamique**

L'oscillation posturale est le terme employé pour désigner les mouvements qu'effectue le corps quant il est debout. Selon Sackley (1991), elle serait constituée de l'activité des muscles anti-gravitationnels et représente la nature dynamique de la posture et de l'équilibre.

En outre, le contrôle de l'équilibre dynamique est une composante essentielle du système de locomotion mais les relations entre ces deux types de facultés restent nébuleuses. Néanmoins, certains auteurs ont vérifié les éléments suivants :

- Une démarche optimale demande à la fois des patrons de locomotion efficaces et des ajustements posturaux contrôlés (Wollacott 1986).
- Les mesures d'équilibre sont corrélées à la fonction locomotrice (Hamrin 1982).
- Les troubles de la démarche s'expliquent en partie par l'incapacité de déplacer le CP latéralement. (Winstein, Gardner, McNeal, Barto, 1989).

Ces derniers (Winstein, et al. 1989) précisent que lors de la phase de support du cycle de marche, le transfert de poids vers le membre parétique est plutôt limité. Cet appui est également plus bref que celui effectué sur le membre non atteint. Ces anomalies locomotrices sont attribuées en partie aux difficultés de transfert de poids vers le membre atteint au moment de préparer l'avancement du membre sain et à la faible habileté à se tenir en équilibre dynamique sur la jambe parétique lors du balancement de l'autre jambe.

De plus, toujours selon Winstein, et al. (1989), les performances au niveau du transfert de poids en phase dynamique ne correspondent pas aux valeurs d'équilibre en mode statique. Le contrôle de l'équilibre debout n'est pas le même que celui utilisé lors de la phase de double support du patron de marche. Donc la présomption qu'un bon équilibre statique sera garant d'une démarche stable et efficace n'est pas corroborée par cette étude. Même si des améliorations au niveau de la locomotion ont été détectées après les traitements, celles-ci n'étaient pas reliées aux améliorations de l'équilibre statique. Ainsi, la capacité de supporter une plus grande partie du poids par le membre parétique ne se reflète pas par une amélioration de la symétrie lors de la marche. Ces différences peuvent être dues aux plus grandes forces nécessaires lors de la marche comparativement au simple fait de se tenir debout. En effet, il faut tenir compte de la vitesse du mouvement et des effets du déplacement. De plus, la simple pratique de la posture debout symétrique ne fait que représenter un aspect isolé de l'équilibre nécessaire lors de la marche et cette pratique ne peut pas ensuite être réinvestie dans la synergie que représente le patron de marche.

Par ailleurs, une étude effectuée par Dault, de Haart, Geurts, Alexander, et Arts (2003), démontre que la lenteur retrouvée lors des transferts de poids en condition de rétroaction visuelle témoigne des effets de l'âge, alors que les imprécisions de mouvements dans le plan frontal sont davantage associées aux conséquences de l'AVC. Ces imprécisions de mouvements dans le plan frontal se retrouvent autant en

mode statique qu'en mode dynamique et pourraient expliquer en partie pourquoi les gens qui ont subi un AVC ont du mal à marcher.

Enfin, selon Ikai, Kamikubo, Takehara, Nishi, Miyano (2003), le contrôle postural dynamique requis lors d'un ajustement suite à une perturbation est une réponse qui passe par la moelle épinière et qui se rend jusqu'au cortex cérébral. La réponse engendre une force musculaire 100 à 150 ms après la perturbation et elle produit une série de mouvements coordonnés des jambes et du tronc pour ramener le corps dans une position d'équilibre. C'est ce processus qui permet aux individus sains de se protéger des risques que provoquent les chutes dues aux imprévus.

Ce processus est aussi étudié par Maki, McIlroy, et Fernie (2003), et leurs résultats soutiennent que la capacité d'éviter une chute dépend d'un type de contrôle distinct (en opposition aux réactions en support fixe) qui inclut le déplacement rapide des membres soit en faisant un pas, soit en s'agrippant à un objet. Ils mentionnent toutefois que si ce processus est efficace au niveau biomécanique, il n'en demeure pas moins complexe et exigeant à réaliser pour certaines populations.

### **2.1.3. Mesures de l'équilibre statique**

Depuis 1970, les plateformes de force sont utilisées pour quantifier et analyser le contrôle postural. Elles procurent une appréciation indirecte des changements de l'oscillation posturale et enregistrent les forces de réaction du corps sur le sol. Elles permettent aussi de suivre le tracé du CP. Le centre de gravité se démarque du CP car il représente la position verticale du centre de masse à partir du sol. Pour conserver son équilibre, un individu doit conserver son centre de gravité au-dessus des limites tracées par sa base de support. L'analyse quantitative de la trajectoire du CP mesuré par une plateforme de force constitue un outil pour évaluer les troubles de l'équilibre.

Lors d'une étude qui comparait l'équilibre de sujets hémiparétiques (SH) à celui de sujets sains jeunes et âgés, Lee, Deming, et Sahgal (1988) ont démontré des déficits d'équilibre évidents chez les SH. Les mesures étaient prises à l'aide de deux tests. Le premier, un test quantitatif, évaluait la charge maximale qu'un sujet pouvait supporter sans perdre l'équilibre. Le deuxième, un test clinique observait une série de composantes de l'équilibre postural inspiré de Fulg-Meyer.

Selon les auteurs, les tests quantitatifs ne fournissent pas nécessairement le même type d'information sur le contrôle moteur que les tests cliniques. Par exemple, le test de charge maximale pouvait identifier si la cause du déficit postural était de nature neurologique ou simplement reliée à l'âge mais ne détectait pas les troubles de l'équilibre des sujets sains mais âgés. Quant aux tests cliniques, ceux-ci signalaient la présence des troubles de l'équilibre mais ne pouvaient en déterminer la cause. Conséquence de ce fait, les sujets âgés ont eu le même score que les jeunes pour la charge maximale mais des résultats plus faibles lors des tests cliniques. Les résultats obtenus ont aussi démontré qu'une charge appliquée par derrière est deux fois plus déstabilisante qu'une charge appliquée dans les autres directions. Les performances en postérieur ont d'ailleurs été plus faibles pour tous les sujets.

En utilisant les résultats obtenus au *Clinical test of sensory interaction and balance* (CTSIB), Cohen, Blatchly, et Gombash (1993) ont démontré de faibles performances pour les sujets avec des troubles vestibulaires. Ceux-ci étaient comparés avec des sujets asymptomatiques du même âge. Les personnes âgées et les sujets avec des troubles vestibulaires oscillaient davantage et restaient moins longtemps debout en équilibre que les sujets jeunes asymptomatiques. Cette étude confirme donc l'utilité de ce test (CTSIB) pour fournir des informations sur l'équilibre statique.

Par ailleurs, selon Fishman, Colby, Sachs et Nichols (1997), les mesures de l'équilibre statique en fonction des oscillations posturales n'entrent pas en relation avec le contrôle utilisé lors de tests cliniques tel que le *functional reach*. En

revanche, leurs résultats indiquent que ce test d'équilibre dynamique informe des mêmes habiletés que les mesures de symétrie posturale des SH.

El-Kashlan, Shepard, Asher, Smith-Wheelock et Telian (1998) ont utilisé le CTSIB de Shumway-Cook et Horak (1986) pour mesurer l'équilibre statique de sujets atteints de troubles vestibulaires. Les résultats obtenus se mesuraient en fonction de la durée maximale du maintien d'une position debout sans utiliser l'aide de l'examineur ou sans faillir de tomber. Ces résultats affichent une corrélation importante avec ceux obtenus grâce à la portion sensorielle de la posturographie dynamique et permettent le dépistage des individus qui possèdent un contrôle postural déficient. Les auteurs ont aussi utilisé les positions en tandem de Romberg lors desquelles les sujets doivent conserver la position prescrite pendant trente secondes et ce avec les yeux ouverts et fermés. Tout comme pour Cohen et al. (1993), ces mesures ont permis à El Kashlan et al. (1998) de distinguer les sujets atteints de troubles vestibulaires des sujets sains et aussi d'apprécier les améliorations d'équilibre du groupe expérimental.

Karlsson et Frykberg (2000) ont comparé différentes mesures issues de plateforme de force en fonction de la stabilité posturale. Elles ont démontré une corrélation importante entre l'écart-type des forces de réactions horizontales, l'écart-type du CP, et la vitesse moyenne du CP. De plus, la force de réaction verticale était corrélée avec le test d'équilibre de Berg.

Pour les gens atteints de sclérose en plaques, Frzovic, Morris, et Vowels (2000) soutiennent que le maintien de l'équilibre représente une problématique marquée. En effet, leurs performances lors des tests d'équilibre statique (position tandem et debout sur un pied) et dynamique (*functional reach*, levée du bras, *step test*, et en réponse à une perturbation externe) sont nettement plus faibles que celles du groupe témoin. Par contre, selon les auteurs, il n'y a pas de différence significative entre les groupes

quand il s'agit de maintenir l'équilibre avec les pieds éloignés, les pieds ensemble ou encore rapprochés.

Eng et Chu (2002) ont démontré la pertinence de se servir d'indices qui révèlent l'habileté à supporter son poids sur les deux membres pour décrire l'état du système moteur de sujets ayant subi un AVC. La capacité de supporter son poids était plus faible pour le membre parétique que pour le membre sain particulièrement lors du transfert antérieur (les autres étant latéral et postérieur). De plus, une grande asymétrie fut trouvée lors du levé à partir d'une chaise.

Selon Dault et al. (2003), la vitesse de déplacement de CP démontre un plus grand déséquilibre pour les sujets qui ont subi un AVC que pour les personnes âgées et plus grand aussi pour ces derniers que pour des jeunes.

Pour conclure cette section, voici une liste des méthodes utilisées pour mesurer l'équilibre :

- Timed standing with the feet in different configurations (Bohannon et al. 1984)
- Postural stress test (Wolfson et al. 1986)
- Performance-oriented mobility assessment—balance (Tinetti 1986)
- Performance-oriented mobility assessment—gait (Tinetti 1986)
- Clinical test of sensory integration and balance (Shumway-Cook et Horak 1986)
- Berg balance scale (Berg et al. 1989)
- Reach test (Goldie et al. 1990)
- Functional reach (Duncan et al. 1990)
- Timed 'Up and go' (Podsiadlo et Richardson 1991)
- Shoulder tap test (Pastor et al. 1993)
- Dynamic gait index (Shumway-Cook et Woollacot 1995)

- Functional obstacle course (Means et al. 1996)
- Step test (Hill et al. 1996)
- Sensory-oriented mobility assessment instrument (Tang et al. 1998)

Enfin Palmieri, Ingersoll, Stone, et Krause (2002) ont défini différentes dérivées du CP utilisées pour mesurer l'équilibre et ils ont critiqué la valeur de chacune de celles-ci :

- Max/Min: le déplacement maximum ou minimum du CP en fonction de sa moyenne. Une augmentation d'une de ces valeurs suggère une baisse de la capacité à soutenir une stature érigée. La faiblesse de ces mesures réside dans le fait que celles-ci utilisent uniquement un point (le plus éloigné ou le plus proche) sur un ensemble d'environ 2500 points. Aucune information ne nous est fournie sur le reste de la trajectoire. De plus cette mesure occasionne une grande variance entre les essais et entre les sujets.
- Peak to peak : la différence entre le max et le min. Similairement au max/min, le peak to peak utilise seulement deux valeurs qui devraient ensuite représenter des changements se produisant à l'intérieur d'un tracé complet.
- Amplitude moyenne : Valeur moyenne de tous les points trouvés pendant un essai. Une valeur élevée de cette mesure signifie un moins bon équilibre. Pour maximiser l'efficacité de cette mesure, on suggère de faire plusieurs essais. Il importe aussi de bien standardiser le positionnement des pieds d'un essai à l'autre pour que le point de départ de l'analyse soit le même et cohérent avec le déplacement du CP.
- Tracé total : La distance totale parcourue par le CP. On étire le tracé et on additionne la distance entre chaque valeur obtenue. En théorie un tracé long indique une difficulté à maintenir l'équilibre. Cependant, on peut voir de long tracé lors d'une posture stable. Cela signifierait que le CP doit exécuter de large déplacements ou plusieurs petits pour conserver la stabilité du corps.

- La vitesse : Représente le tracé total en fonction du temps. Cette mesure affiche une fidélité de  $R=0.84$  entre les essais. Une vitesse élevée signifie un équilibre précaire. Cette mesure peut comporter des erreurs si on mesure des gens qui ont des blessures aux articulations (ex. : ligaments déchirés) car alors la faible vitesse peut indiquer un manque de mobilité plutôt qu'un équilibre développé.
- Vitesse RMS : la distribution des déplacements du CP divisé par le temps. Une diminution de cette mesure témoigne d'une augmentation de l'habileté à maintenir une stature érigée. On suggère que cette technique est une mesure fiable pour évaluer l'équilibre. Elle pourrait décrire des changements dans la direction antéropostérieur chez des sujets qui affichent une faible proprioception suite à un AVC.
- Analyse spectral du tracé du CP : Pour déterminer la contribution des trois différents systèmes sensoriels (visuel, vestibulaire et somesthésique) lors du contrôle de l'équilibre en fonction de différentes tâches.
- Analyse temps fréquence : Permet de détecter le moment où se produit les adaptations posturales en réponses à une perturbation.

#### **2.1.4. Mesures de l'équilibre dynamique**

Le test « Functional reach » (Duncan, 1990) mesure la limite de la stabilité dans la direction antérieure. Pour le contrôle postural médiolatéral, le test « Lateral reach » a été développé. Il mesure les limites de la stabilité dans les directions latérales. Tinetti, (1986) a publié le « Performance oriented mobility test » pour mesurer l'équilibre et la mobilité de personnes âgées et déterminer le risque de tomber. Berg (1989) a développé le « Berg balance scale » pour repérer les personnes âgées à risque de tomber.

De leur côté, El-Kashlan et al. (1998) ont établi le protocole suivant. Les sujets font un pas sur une marche de 21 cm puis en redescendent le plus souvent possible

pendant un intervalle de dix secondes. Ils évaluent aussi la démarche à l'aide de sept variantes d'une même tâche. Les sujets doivent respecter une cadence donnée et limiter la largeur de leurs pas à l'intérieur de frontières établies. Ainsi, pareillement à Cohen et al. (1993) et à El-Kashlan et al. (1998), ces mesures ont permis aux auteurs de distinguer les sujets atteints de troubles vestibulaires des sujets sains. Dans une étude, Ikai et al. (2003) ont évalué le contrôle postural dynamique chez des SH et chez des sujets sains. Le système Equi-test (analyse quantitative de la posture) fut utilisé pour évaluer la réponse des sujets suite à des perturbations. Les 59 SH pouvaient tous marcher sans orthèse. La prise de mesure s'est faite sur une plateforme de force mobile alors que les sujets étaient soumis à des débalancements antéropostérieurs. Les réactions furent analysées en fonction de la symétrie du poids, du délai de réaction (latence), de l'amplitude de la réponse, et de la symétrie de la force. Les résultats ont suggéré une réponse plus lente et plus faible pour le côté parétique. En général, le contrôle postural dynamique des SH était moins précis. Les auteurs tirent la conclusion que les individus hémiparétiques ont tendance à tomber facilement et que leur risque de tomber du côté parétique est élevé.

Les plateformes de force dynamiques permettent d'analyser l'habilité des sujets à maintenir ou à retrouver leur équilibre pour diverses conditions plus ou moins complexes. La plateforme utilisée pour l'étude ci-dessus pouvait se déplacer horizontalement ou s'incliner sur le côté. Elle mesurait les forces verticales et les forces de cisaillement exercées dans la direction antéropostérieure et ceci séparément pour chaque jambe.

La distribution du poids des sujets sains et des hémiparétiques droits était symétrique et sensiblement la même, alors que pour les hémiparétiques gauches la majorité du poids déviait vers la droite. Ceci corrobore les résultats de Perennou, et al. (1999) qui ont démontré un désavantage de le cas de lésion de l'hémisphère droit (donc difficulté pour les SH gauches).

Selon Buchanan et Horak (2003), l'habileté de passer d'un mouvement à l'autre volontairement est fonction de l'intégration multisensorielle de l'information visuelle, vestibulaire et somesthésique. Ce type de mouvement volontaire qui implique la totalité du corps nécessite le maintien d'un équilibre postural à l'intérieur d'un environnement dynamique. Si les changements environnementaux sont produits rapidement, les sujets ont plus de mal à réaliser leur mouvement de façon stable. Dans une étude antérieure, les mêmes auteurs avancent que les mouvements du haut du corps sont contrôlés grâce aux informations visuelles et vestibulaires alors que ceux du bas du corps le sont par les informations somesthésiques. Même si l'équilibre peut-être maintenu sans la vision, cette dernière est importante pour la stabilisation du tronc dans l'espace. Par ailleurs, le CP, c'est-à-dire la projection du centre de masse, peut-être coordonné avec les mouvements de l'environnement (déplacement d'une plateforme de force) même si les mouvements du haut du corps ne sont pas stables. Ces différents résultats confirment l'hypothèse que la coordination posturale fait appel à un contrôle séparé pour le haut du corps et pour le bas du corps.

#### **2.1.5. L'influence des stimuli**

Selon Shumway-Cook, Anson, et Haller (1988), l'information visuelle rétroactive du CP peut améliorer la symétrie de la distribution du poids mais ces effets sont uniquement à court terme. Dans cette même étude, les auteurs relatent les résultats des différences entre les caractéristiques d'oscillations posturales de sujets hémiplegiques et de sujets âgés sans pathologie. Les mesures étaient prises à l'aide d'une plate forme de force. Les troubles posturaux étaient pris en considération en fonction de deux aspects : le déplacement latéral de l'oscillation vers la jambe non lésée et l'augmentation de l'aire totale de l'oscillation. Les résultats ont démontré que la rétroaction de l'oscillation est plus efficace pour réduire le déplacement latéral de l'oscillation du CP que l'entraînement proposé par une approche thérapeutique

conventionnelle. Cette amélioration corrobore également une augmentation du transfert du poids vers la jambe atteinte. Cependant, les changements reliés à l'aire de l'oscillation ne furent pas significatifs. De plus, dans leur étude, les sujets qui ont amélioré leur distribution du poids ont vu l'aire de leur oscillation augmenter. Ce qui suggère que ces deux variables ne mesurent pas les mêmes paramètres de l'équilibre. En effet, il est plus facile de rester stable (peu d'oscillations) si la majeure partie du poids se retrouve sur la jambe forte. Inversement, les sujets qui ont réussi à transférer leur poids de façon équitable doivent s'adapter à se tenir debout sur leur jambe faible, ce qui cause probablement davantage d'oscillations pour corriger les déplacements et ajuster la posture.

Par ailleurs, selon Shumway-Cook et Woollacott (1995), le contrôle postural est influencé par des lésions neurologiques telles que l'AVC, le traumatisme crânien, la maladie de Parkinson, des scléroses en plaques, des troubles au niveau du cervelet, ainsi que par des désordres de développement comme le syndrome de Down et la paralysie cérébrale. Les impacts sur la coordination motrice se regroupent en différents domaines. Il y a entre autres les problèmes de séquences, ceux du temps d'activation, ceux d'ordre de grandeur et les troubles d'adaptation. Pour ce qui est de la séquence, la dysfonction se situe au niveau de l'ordre de recrutement des muscles lors d'une perturbation de l'équilibre. Règle générale, les jumeaux seront d'abord activés suivi des ischio-jambiers 30 ms plus tard. Au contraire, chez un individu hémiparalysé, le muscle distal tardera à être activé, précédé par le muscle proximal causant ainsi une réduction du moment de force. Chez certains sujets atteints des mêmes lésions neurologiques mentionnées plus haut, on retrouve aussi un phénomène nommé co-contraction. Cette activation de muscles des deux côtés du membre crée une rigidité nuisible au recouvrement de la stabilité. Pour le temps d'activation, ce que l'on retrouve est un retard pour les muscles de la jambe atteinte. La réponse musculaire est lente et faible en amplitude. Les gens souffrant d'une lésion antérieure du cervelet sont incapables de d'estimer l'amplitude de la réponse

nécessaire suite à une perturbation. Ils pourront ainsi exagérer l'oscillation compensatrice dans la direction opposée à la perturbation.

Enfin, toujours selon Shumway-Cook et Woollacott (1995), les désordres neurologiques présentés réduisent la faculté d'adaptation aux diverses demandes de l'environnement. Les stratégies utilisées pour réagir aux stimuli auront tendance à se répéter sans tenir compte des variabilités externes. Ces comportements dits stéréotypés cadrent l'individu dans un carcan qui lui impose des mouvements fixes et rigides réduisant ses chances de contrôler adéquatement sa posture.

Par ailleurs, Rougier, Zanders et Borlet (2003) affirment que la fermeture des paupières influence le contrôle de l'équilibre en station debout. Le sujet qui se trouve dans le noir total mais qui conserve les yeux ouverts affiche une performance supérieure à celui qui doit maintenir ses paupières fermées.

#### **2.1.6. L'influence de l'âge**

Les résultats de Whipple, Wolfson, Derby, Singh (1993) suggèrent que le vieillissement altère la capacité de maintenir un bon équilibre. Les oscillations des sujets âgés sont plus importantes que celles des sujets plus jeunes et l'écart entre ces valeurs augmente proportionnellement avec la difficulté de la tâche. Les plus grandes différences se retrouvent lors des essais en conditions yeux fermés sur une surface instable.

Pour Spirduso (1995), les effets de l'âge sur l'équilibre statique et dynamique, sur la locomotion et sur les risques de tomber sont extrêmement variés d'un individu à l'autre. Cependant, certaines généralisations peuvent être faites. Comme mentionnée plus haut par Whipple, et al.(1993) l'oscillation posturale augmente avec l'âge, particulièrement lors d'un appui sur une seule jambe, mais contrairement aux résultats obtenus par Ekdahl, et al. (1989), Spirduso (1995) affirme que cette

oscillation est plus marquée pour les femmes que pour les hommes. Ces oscillations sont aussi plus fortes chez les gens qui ont tendance à chuter.

Par ailleurs, toujours selon Spirduso (1995), les défaillances des systèmes visuel, vestibulaire et somesthésique issues du vieillissement contribuent aux pertes d'équilibre. De plus, les personnes âgées sont plus lentes pour s'adapter aux perturbations. La préparation de leurs ajustements posturaux est si lente que la réponse volontaire prend souvent le dessus créant une interruption de la synergie motrice et réduisant ainsi la qualité du mouvement. Au niveau de la locomotion, les gens âgés réduisent leur vitesse de marche et ceci implique un élargissement et un raccourcissement des dimensions de leurs pas. Ils augmentent aussi la cadence et réduisent la phase de balancement.

Enfin, Spirduso (1995), mentionne que l'augmentation des chutes chez les personnes âgées vient à la fois du déclin physiologique du contrôle postural et du déclin dû aux maladies du système nerveux central.

Par ailleurs, les résultats de McIlroy et Maki, (1996), rapportés par Maki, McIlroy et Fernie (2003) soutiennent qu'une des influences majeures de l'âge sur le contrôle postural est que les personnes âgées ont tendance à faire plusieurs pas au lieu d'un seul pour retrouver leur équilibre ou pour s'agripper à un objet.

### **2.1.7. Les dysfonctions**

Contrairement à Peterka, (1995) et Gatev et al. (1999), qui mentionnaient la capacité du SNC à maintenir l'équilibre postural en dépit de certaines sources d'information sensorielles, Kuo, Speers, Peterka, et Horak (1998) affirment qu'une coordination normale du tronc et des jambes exige le recourt aux informations combinées des systèmes visuel et somesthésique. En effet, leurs résultats indiquent une hausse de l'oscillation du CP en position debout et une utilisation accrue des hanches (au lieu

des chevilles) pour s'ajuster aux perturbations, particulièrement lors des conditions avec une information somesthésique altérée.

Ces affirmations contradictoires peuvent se nuancer à la lumière des résultats trouvés par Fitzpatrick, Rogers et McCloskey (1994). Selon ces auteurs, il est possible de maintenir une position stable avec uniquement l'information sensorielle venant des muscles des jambes. Par contre, ils mentionnent également que même si les sujets étaient stables, leurs oscillations étaient toutefois plus élevées que lorsqu'ils se tenaient debout avec toutes les afférences sensorielles disponibles. En général, l'oscillation augmente beaucoup lors des conditions avec les yeux fermés et si on empêche le corps de s'articuler au-dessus des chevilles. Cette augmentation est plus faible si les afférences venant des pieds et des chevilles sont exclues. Enfin, l'oscillation posturale conserve les mêmes valeurs en dépit de l'ajout ou du retrait des afférences vestibulaires. Par conséquent, selon ces auteurs, pour des individus sains, l'information proprioceptive venant des récepteurs des muscles des jambes suffit pour conserver une position debout stable; les afférences visuelles sont toutefois nécessaires pour une stabilité maximale; les différentes articulations des segments du corps facilitent l'équilibre; l'information sensorielle des pieds et des chevilles joue un rôle moindre mais significatif dans la stabilité du corps; et lors d'une position debout normale, les afférences vestibulaires ne modulent pas l'activité des muscles des jambes dans le maintien de l'équilibre.

#### **2.1.8. Les pathologies**

À la suite d'un AVC, les déficits posturaux sont fréquents. Ces troubles de l'équilibre se manifestent par des augmentations de l'oscillation posturale (Shumway-Cook et al. 1988) et par une position debout asymétrique (Winstein, Gardner, McNeal, Barto, Nicholson 1989). Selon Karlsson et Frykberg (2000), l'âge ainsi que plusieurs pathologies telles que l'AVC, le traumatisme crânien et la paralysie

cérébrale réduisent la stabilité posturale, c'est-à-dire l'habilité à repositionner le corps près du point d'équilibre suite à une perturbation.

Pour Furman & Whitney (2000), les troubles vestibulaires centraux sont davantage responsables des problèmes d'équilibre que les défaillances vestibulaires périphériques. Ils affirment aussi qu'en plus des étourdissements, les problèmes vestibulaires centraux sont souvent accompagnés de migraines, de séquelles dues à des traumatismes, de maladies ischémiques et de dégénérescence du cervelet.

## **2.2 L'accident vasculaire cérébral (AVC)**

### **2.2.1. Définitions**

Le fonctionnement normal du cerveau exige un apport d'oxygène constant. Or une interruption significative de cet apport d'oxygène provoque la mort de neurones et conduit au développement de déficits des fonctions cognitives, sensorielles et motrices. L'apparition soudaine de ces déficits neurologiques caractérise l'accident vasculaire cérébral (AVC).

Selon Carr et Shepherd (1998), l'AVC est composé de signes et symptômes qui découlent d'une maladie de vaisseaux sanguins du cerveau. Il peut être occlusif, en raison d'un vaisseau sanguin obstrué, ou hémorragique, si un vaisseau éclate et provoque un saignement. Dans les deux cas, le cerveau se retrouve en ischémie puisque l'apport d'oxygène est perturbé.

Par ailleurs, les conséquences de l'AVC dépendent des artères touchées par l'interruption. Selon Izzo (1989), un AVC qui implique l'artère cérébrale moyenne cause une hémiplégie controlatérale avec un effet plus prononcé pour les membres supérieurs, alors qu'un AVC qui implique l'artère cérébrale antérieure provoque l'hémiplégie controlatérale du membre inférieur. De plus, l'établissement du diagnostic de l'AVC se réalise par la confirmation de la lésion suite à un examen du

cerveau. Après ce diagnostic, les capacités de réadaptation du sujet sont évaluées pour pouvoir établir un programme réaliste et des traitements appropriés.

### **2.2.2. Effets fonctionnels et déficiences**

Les déficits de perception sensorielle sont causés par les lésions du cortex cérébral. Par exemple, une perte de la proprioception au niveau du membre inférieur peut rendre la marche périlleuse ou impossible. Au niveau moteur, une paralysie suit habituellement l'AVC et dure entre 24 heures et plusieurs semaines. Si cette paralysie persiste au-delà de trois mois, elle sera généralement permanente, bien qu'une légère amélioration puisse se produire lors des 6 à 12 mois suivants.

Selon Izzo (1989), l'AVC provoque souvent l'affaiblissement de certains groupes musculaires et l'hyperactivité ou la spasticité d'autres muscles. Ces inconvénients vont déformer le membre inférieur et réduire l'amplitude et la mobilité des articulations. Par ailleurs, l'alitement prolongé retarde le processus de réadaptation et peut aggraver la situation. À l'inverse, la mobilisation favorise les progrès et facilite le rétablissement neurologique.

Dans un article qui évaluait la spasticité, la faiblesse et les effets qu'a un AVC sur le SNC, Gardiner (1996) affirme que l'hémiplégie réduit l'utilisation des membres affectés et provoque un dérèglement des réflexes. Les résultats indiquent aussi une baisse de l'activité électrique (EMG) des muscles et une faiblesse musculaire des deux côtés du corps. Quant à la spasticité, elle se manifeste lors de l'étirement d'un muscle hémiplégique détendu et s'applique aux déficiences motrices des sujets qui ont subi un AVC. Elle s'accompagne souvent de faiblesses ou de dysfonctions musculaires.

D'après les résultats obtenus par Di Fabio et Badke en 1991, la capacité d'intégrer des informations somesthésiques en provenance des membres inférieurs est diminuée

et a pour conséquence de réduire l'habileté d'effectuer les corrections nécessaires pour maintenir un bon équilibre debout sur une surface instable.

Selon une étude réalisée par Abdulwahab en 1996, les gens atteints d'hémiplégie souffrent de déficiences au niveau de la puissance musculaire, de l'équilibre, et du tonus musculaire. Les résultats indiquent également que les incapacités reliées aux activités de la vie quotidienne sont corrélées aux scores de la puissance musculaire et de l'équilibre mais que le tonus musculaire reste à l'écart de ces corrélations.

De leur côté, Shumway-Cook, et al. (1988), affirment que la diminution de l'équilibre lors de la marche ou de la position debout est un problème commun chez les individus hémiplégiques ayant subi un AVC.

Paillex et So (2003) ont comparé la posture d'individus hémiplégiques à celle de sujets adultes sains. Leurs résultats ont permis d'observer que la raideur neuromusculaire des sujets hémiplégiques était plus marquée. Les auteurs attribuent cette augmentation de la raideur à une perturbation du tonus musculaire ou de la coordination musculaire des gens hémiplégiques. Ils mentionnent aussi que les contractions augmentées lors de la condition avec les yeux fermés pourraient venir du fait que les sujets accentuent la réponse musculaire pour mieux ressentir les oscillations corporelles une fois privés des informations visuelles. De plus, en général, la position moyenne du CP des sujets hémiplégiques est déplacée latéralement vers le côté hémisphérique lésé, l'aire totale de leur CP est plus grande ainsi que le déplacement latéral de leur CP.

Par ailleurs, Paillex, et al. (2003) affirment que les individus en post-réadaptation ont une faible pente de progression des activités. Cette découverte permet d'éviter de mélanger en une seule population des individus en début de phase de réadaptation et qui possèdent une progression d'aptitudes très marquée (ce phénomène est aussi appelé récupération spontanée). Enfin, les auteurs concluent que l'instabilité

posturale représente une déficience fréquente chez les sujets hémiplésiques, que cette instabilité accentue le risque de tomber et que cette situation réduit l'indépendance des sujets.

### **2.2.3. Retombées cliniques et incapacités**

Dans un article écrit en 1994, Duncan précise que les incapacités occasionnées par l'AVC varient en fonction de la sévérité et du type d'AVC, de l'âge, et des autres facteurs de morbidité des sujets.

Di Fabio et Badke (1990) ont comparé des évaluations de l'équilibre debout et du transfert de poids de dix sujets hémiplésiques obtenues par le SOT (un test d'organisation sensoriel de l'équilibre) et par le FMSA (l'observation sensorimotrice développée par Fugl-Meyer). Le SOT évalue les fonctions somesthésique, visuelle, et vestibulaire dans le maintien d'une posture debout. Quant à lui, le FMSA permet de déterminer le degré de dépendance des sujets dans l'exécution de différentes tâches et de préciser la durée de celles-ci. Les résultats démontrent certaines corrélations entre le SOT et les habiletés fonctionnelles et les auteurs en concluent que ce test pourrait s'avérer utile pour évaluer l'état fonctionnel d'un sujet. De plus, leurs résultats établissent un lien entre les mesures cliniques de l'organisation sensorielle et la qualité de l'équilibre.

Par ailleurs, tel que mentionné dans la section sur le contrôle postural, le comportement des sujets en fonction de l'équilibre est influencé par les systèmes somesthésique (proprioception, sensations cutanées, sensations articulaires), visuel, et vestibulaire. Par conséquent, il devient difficile d'identifier les déterminants spécifiques responsables des déficits de l'équilibre. Selon Duncan (1994), la proprioception est souvent compromise pour des gens qui ont subi un AVC. Par conséquent, le risque de tomber augmente et la peur s'installe. Dans ces conditions,

Di Fabio et al. (1990) affirment que la vision joue alors un rôle crucial dans le maintien de l'équilibre.

De plus, selon Shumway-Cook et Woollacott (1995), la capacité de conserver son équilibre diminue considérablement lorsque deux systèmes sensoriels font défaut. Ceci dit, Di Fabio et al. (1990) attribuent cette réalité aux faibles performances de leurs sujets lors des tâches pour lesquelles les informations visuelles étaient éliminées.

Pai et al. (1994) ont étudié l'altération de la capacité à transférer son poids sur une jambe chez des adultes hémiparétiques. Leurs résultats indiquent que la difficulté pour ces derniers réside dans le maintien de la position sur le membre parétique et non au niveau du transfert du CP. Cependant, les auteurs soutiennent que les procédures cliniques devraient étendre leur gamme d'exercices pour inclure des transitions dynamique vers le membre « sain » aussi puisque plus de la moitié des essais vers celui-ci ont échoué. Enfin, les essais réussis d'un côté comme de l'autre ont été corrélés avec les observations cliniques de la fonction motrice et de l'équilibre.

Sackley (1991) a étudié les liens entre les chutes, l'oscillation posturale, la distribution du poids et la durée du séjour en milieu hospitalier suite à un AVC. Les 92 sujets ont pris part à deux séries de prises de mesures séparées par une période de quatre mois. Une relation significative a été trouvée entre l'oscillation et le nombre de chutes. La symétrie de la distribution du poids quant à elle fut reliée à la durée de séjour mais non au nombre de chutes. L'auteur tire la conclusion que la symétrie de la stature érigée est fonction de la sévérité de l'AVC mais que l'oscillation et les chutes ne le sont pas.

Les chutes sont reconnues comme étant un problème sérieux et commun des gens qui ont subi un AVC. Les conséquences de ces chutes et la peur qui en découle peuvent

être des obstacles au succès d'un programme de réadaptation. À ce sujet, Ikai et al. (2003) mentionnent que la prévalence de fracture de la tête du fémur, surtout du côté parétique, est deux à quatre fois plus élevée pour les individus hémiparétiques et que presque toutes ces fractures sont les conséquences de chutes. De plus, Sackley (1991) précise que les personnes qui ont tendance à tomber possèdent une faible stabilité posturale dynamique. Ces personnes ont aussi généralement moins de force dans les mains pour s'agripper et leur mobilité est réduite. Ils ont aussi davantage recours à des aides extérieures pour se déplacer.

Cependant, on ne peut affirmer que le nombre de chutes ou le risque d'en expérimenter une est garant du degré de sévérité de l'AVC. Ceci s'explique en partie par le fait que les gens très atteints ont peu de mobilité et que par conséquent, ils ne s'aventurent pas sur des terrains glissants ou demandent de l'aide avant de le faire. Les gens avec une meilleure fonction motrice vont se déplacer plus fréquemment seuls et tentent d'effectuer des tâches plus difficiles ce qui les rend plus vulnérables aux possibilités de tomber.

Enfin, la stature érigée asymétrique est le facteur le plus répandu des changements de posture après un AVC. La majorité des individus qui ont subi un AVC porte principalement leur poids sur leur jambe non affectée. Cette asymétrie se reflète aussi sur la fonction motrice et sur la performance des activités de la vie quotidienne. Par conséquent, la valeur de la distribution du poids corporel est une indication du degré de sévérité de l'AVC.

Il est aussi important de noter ceci. On mentionnait plus haut que les chutes causent les fractures. On peut aussi se questionner et inverser la relation entre ces phénomènes. En effet, il arrive régulièrement qu'une fracture survienne avant et cause la chute. Ces incidents sont reliés au phénomène d'ostéopénie qui se manifeste avec l'âge et principalement chez la femme.

#### 2.2.4. Hémiplégie et hémiparésie

Tout d'abord, mentionnons que l'hémiplégie fait référence à la paralysie d'un des côtés du corps alors que l'hémiparésie caractérise plutôt la faiblesse d'un des côtés du corps.

Dans les cas d'hémiplégie, l'emplacement de la lésion cérébrale détermine le côté controlatéral affecté. Selon Sullivan et Markos (1995), dans les cas d'hémiplégie, la baisse du contrôle moteur et la diminution de la proprioception se manifeste davantage pour le membre supérieur que pour le membre inférieur. Selon Bohannon (1987), la sévérité de l'hémiparésie en début de phase de rétablissement est un indice fiable pour prédire la sévérité à venir plus tard dans le déroulement de la réadaptation.

Lee, Deming, et Sahgal (1988) mentionnent que les gens atteints d'hémiparésie souffrent de limitation quant il s'agit de générer de la force contre une contrainte extérieure. Cette faiblesse pourrait expliquer en partie leur mauvais équilibre. Si cette hypothèse se vérifiait, un entraînement en force des membres inférieurs pourrait améliorer cette situation. Toutefois, les auteurs précisent que les sujets hémiparétiques possèdent également d'autres difficultés qui pourraient expliquer leur incapacité à exercer une force normale volontaire avec leur membre inférieur lésé. En effet, des déficits sensoriels, centraux ou périphériques, des réflexes anormaux, des désordres de coordination motrice et d'intégration sensorimotrice peuvent contribuer à la réduction de la charge maximale déployée.

Dans leur étude de 1988, Shumway-Cook et al. affirment que l'oscillation posturale des hémiparétiques est supérieure et est déplacée vers le côté du membre non affecté, ce qui représente une asymétrie de la distribution du poids corporel. Leurs résultats indiquent aussi que même s'ils possèdent une force adéquate des membres inférieurs, les sujets atteints d'hémiplégie ont du mal à maintenir une posture érigée symétrique. En effet, les sujets hémiplégiques affichent une asymétrie de leur distribution du

poids étant donné que 70% de leur poids corporel est appuyé sur leur jambe non affectée. L'aire de leur oscillation posturale est plus large, et ainsi leur stabilité posturale est plus faible.

Perronnou, et al. (1999) confirment les caractéristiques de l'hémiplégie à savoir : un faible appui sur le membre atteint, de fortes oscillations du CP, et une réduction de la limite de la stabilité. Ceci dit, ces auteurs précisent que le déplacement des masses corporelles vers le membre sain est plus prononcé en cas de lésions cérébrales droites.

### **2.2.5. Réadaptation de l'AVC**

Selon Shumway-Cook, Anson, et al. (1988), un des objectifs principaux des programmes de réadaptation des individus hémiplégiques est d'améliorer l'équilibre en augmentant la prise en charge du poids par la jambe affectée permettant ainsi une meilleure symétrie de la distribution du poids corporel. Ils ont d'ailleurs démontré que les rétroactions du CP permettaient d'atteindre de meilleurs résultats pour réduire les asymétries posturales que les thérapies conventionnelles.

Dans leur étude de 1984, Hocherman, Dickstein, et Pillar démontrent la possibilité d'améliorer l'amplitude de mouvement maximum que peuvent effectuer des sujets hémiplégiques grâce à un entraînement sur une plateforme de force mobile. La progression de l'augmentation de l'amplitude des mouvements de la plateforme a aussi permis l'amélioration de la distribution du poids et une meilleure stabilité posturale des sujets. L'utilisation de l'information rétroactive des plateformes de force pour renforcer la stabilité et améliorer la symétrie posturale des sujets qui ont subi un AVC est également mentionnée par Nichols (1997). Toutefois, même si elle affirme que cet outil possède sa place dans l'éventail des programmes de réadaptation, ses recherches n'indiquent pas clairement quel est son rôle véritable et elle qualifie même son impact de controversé.

À ce sujet, les résultats de Geiger, Allen, O'Keefe, et Hicks (2001) infirment la capacité des rétroactions visuelles à améliorer davantage l'équilibre et la mobilité qu'une thérapie physique utilisée seule. La thérapie était d'une durée de quatre semaines et les sujets étaient testés sur l'échelle d'équilibre Berg et sur le *Timed « up and go »* avant et après cette période. Les deux groupes ont amélioré leurs performances après l'intervention mais le groupe expérimental n'a pas démontré de plus grands progrès que le groupe témoin.

Par ailleurs, selon Bohannon et Larkin (1985), l'utilisation d'une marche de 17 cm permet aux individus hémiparétiques de transférer leur poids sur leur jambe affectée. En effet, leurs résultats ont démontré que les sujets supportent davantage de poids sur le membre inférieur qui n'est pas sur la marche peu importe que celui-ci soit affaibli ou sain. Cette méthode peut donc être utilisée en clinique si l'objectif de la réadaptation est d'augmenter la participation de la jambe parétique dans le support du poids. Ces mêmes auteurs soutiennent également tout comme Shumway-Cook et al. (1988) qu'en position debout normale les sujets se portent majoritairement sur leur jambe forte.

Quant à eux, Winstein, et al.(1989) ont étudié l'effet d'un entraînement spécifique sur la qualité de l'équilibre statique et sur la qualité de la locomotion d'une population hémiparétique. La spécificité du traitement d'une durée de trois à quatre semaines était de procurer des informations visuelles sur la distribution du poids corporel entre le membre affecté et le membre non atteint. Deux groupes ont suivi la thérapie mais seul le groupe expérimental recevait les rétroactions visuelles. Les résultats ont démontré que ce dernier a bénéficié d'une meilleure amélioration au niveau de la symétrie posturale que le groupe témoin. Ceci dit, les asymétries retrouvées pendant la locomotion ne furent pas réduites significativement par ce même entraînement. Les auteurs en déduisent que même si les mécanismes de contrôle de la posture et de

la démarche peuvent être interreliés, une amélioration de l'un ne favorise pas nécessairement une amélioration de l'autre.

Gray, French, Bates et Cartlidge (1990) ont étudié pendant vingt-huit jours une cohorte de cent cinquante sept sujets admis à l'hôpital en phase aiguë pour déterminer le patron de rétablissement du tonus des membres, de la puissance et des réflexes. Au niveau du tonus des membres, le rétablissement s'est effectué principalement pendant les sept premiers jours. Selon eux, le rétablissement fonctionnel des membres suit le rétablissement neurologique de près et s'associe non seulement au tonus des membres mais aussi aux autres facteurs tels que la perte de mémoire, la dyspraxie et la perte de la kinesthésie. Pour ce qui est du rétablissement de la puissance, les gains se sont surtout produits pendant les premières quarante-huit heures. Seuls les sujets avec le moins de déficiences motrices ont continué à s'améliorer après cette période. Ceci dit, les améliorations de la puissance ne correspondent pas automatiquement à des gains de la capacité fonctionnelle. Quant aux réflexes, ils se sont modifiés en 48 heures et peu de sujets ont conservé d'anormalités à la fin des 28 jours d'observation. Les auteurs mentionnent aussi que le degré de parésie influence le moment du retour chez soi : 75% des gens avec une parésie sévère quittent l'hôpital contre 90% de ceux qui ont une parésie légère.

Dans un article récent, De Haart, et al. (2004) exposent les caractéristiques du rétablissement des sujets qui ont subi un AVC. Les améliorations fonctionnelles sont surtout présentes dans le plan frontal et consistent principalement en une réduction de l'oscillation posturale, en une baisse de la dépendance aux informations visuelles, et en une diminution de l'asymétrie de la distribution du poids. Ces aspects du rétablissement sont des facteurs importants dans le processus d'autonomie ambulatoire et de stature érigée indépendante.

### 2.2.6. L'AVC et l'équilibre postural

Dans un article écrit en 1999, Niam, Cheung, Sullivan et Kent (1999) associent l'oscillation posturale des sujets qui ont subi un AVC avec la proprioception, l'emplacement des pieds en position debout, et les conditions visuelles. Leurs résultats indiquent qu'une mauvaise proprioception au niveau de la cheville augmente nettement l'oscillation posturale et réduit les performances aux tests d'équilibre.

Par ailleurs, les résultats obtenus par Perennou et al. (1999) suggèrent une prédominance de l'hémisphère droit pour le contrôle de la posture et l'équilibre. En effet, lorsque cet hémisphère est lésé, le maintien de l'équilibre et les capacités posturales sont défaillants. Dans leur étude, les auteurs mentionnent aussi que les performances posturales décroissent avec l'âge et que les femmes affichent des scores plus faibles que les hommes. Ce phénomène est peu expliqué mais pourrait être dû à la sédentarité ou sinon à une plus grande susceptibilité des femmes à la lésion cérébrale. Les performances sont aussi fonction de la grandeur de la lésion. Plus celle-ci est grande, moins les scores sont bons. Par conséquent, les meilleurs scores étaient obtenus par les hommes jeunes avec de petites lésions gauches alors que les femmes âgées atteintes de lésions droites étendues affichaient les résultats les plus faibles. La spasticité fut également nuisible pour les capacités posturales. Finalement, contrairement aux résultats de Perennou, et al. (1999), l'étude réalisée par Chen, et al. (2000) indique que les sujets hémiparétiques avec une lésion droite ont mieux performé lors des tests d'équilibre. De plus, leurs scores se sont aussi avérés plus importants au niveau de la locomotion et de la mobilité.

Selon Geiger, et al. (2001), l'AVC est souvent le facteur responsable des gens qui tombent. La peur et les blessures qui découlent de ces chutes réduisent leur mobilité et font décroître leur indépendance. En effet, l'équilibre des gens hémiparétiques est diminué. Leur oscillation posturale peut-être le double de celle d'individus du même âge et la symétrie de leur distribution du poids est aussi affectée. Ils peuvent

supporter jusqu'entre 61% et 80% de leur poids sur la jambe non atteinte. Enfin, leurs limites de stabilité sont plus faibles. Selon ces auteurs, celles-ci sont définies par la distance maximale que peut parcourir le CP dans n'importe quelle direction sans que l'individu perde l'équilibre.

## **2.3 L'approche Trager**

### **2.3.1. Les thérapies manuelles**

Selon Furman (2000), plusieurs conséquences regrettables surviennent suites à des troubles de l'équilibre. Ces incidents pourraient être diminués par des thérapies physiques. Plus particulièrement, le cou occupe une place primordiale pour l'équilibre. D'ailleurs, on retrouve fréquemment un manque de mobilité du cou chez des individus aux prises avec des troubles d'équilibre. L'usage de thérapies physiques pourrait augmenter l'amplitude des mouvements du cou et réduire les douleurs et les spasmes. Un processus visant à affiner les afférences sensorielles des extrémités inférieures pourrait aussi favoriser un meilleur équilibre. Dans une étude réalisée en 2003, Chan et al. présentent les effets d'une stimulation cutanée. Les auteurs soutiennent entre autres améliorations, une augmentation de la mobilité et de la locomotion chez un sujet atteint de troubles au niveau du cervelet.

En 1972, Manning a écrit un article pour définir une thérapie manuelle du nom de son instigateur : l'approche Bobath. Selon l'auteur, cette approche facilite le mouvement et permet le développement de certains patrons moteurs d'ajustements posturaux telles que des réactions de protection et de maintien de l'équilibre. Les mouvements proposés surviennent spontanément mais sont la base de mouvements volontaires plus complexes. Ils réduisent le tonus excessif et favorisent le relâchement des tensions reliées à la spasticité et aux spasmes. Toutefois, selon Paci (2003), les effets de cette approche reste discutables. Dans son étude, les résultats de cette technique de développement neurologique ne démontrent pas qu'elle représente le traitement le

plus approprié pour des adultes hémiparétiques ayant subi un AVC. Ceci dit, son étude ne conclut pas sur un titre de non efficacité, les limites méthodologiques ne le permettant pas.

Enfin, un article écrit en 1994 par Tardy-Gervet et al. relate les effets de vibrations mécaniques transcutanées sur le contrôle de la douleur. Bien que ces vibrations ne soient pas manuelles, il est intéressant de constater que celles-ci, tout comme certaines formes de massages, participent à l'inhibition de la transmission des messages nociceptifs.

### **2.3.2. Définition du Trager**

L'association québécoise des praticiens et praticiennes en Trager définit celui-ci comme étant une approche d'éveil de soi offrant des outils d'auto développement et d'intégration psychocorporelle. Cette approche permet une exploration à travers le mouvement et crée une ouverture sur une dimension plus riche et plus profonde pour le corps et l'esprit. Lors d'une séance, le praticien utilise des mouvements souples et rythmés composés de balancements, de bercements, de vibrations et d'élongations, en respectant le rythme du client. Le fait de bouger les muscles et les articulations produit de nouvelles sensations constructives et agréables. Selon Trager (1982), celles-ci se rendent au système nerveux et elles permettent d'alléger le corps et l'esprit. D'autres effets se manifestent au-delà des perceptions conscientes et sont durables. Il y a entre autre une réduction du stress et des tensions chroniques et une augmentation de la détente. La mobilité du corps se voit accentuée et la posture améliorée. Les effets influencent aussi les systèmes nerveux, respiratoires et digestifs. Enfin, le bien-être psychologique est grandement amélioré.

Dans un article publié en 1986, Witt et MacKinnon utilisent les termes « intégration psychophysique » pour nommer cette approche. Ils la décrivent comme étant une série de mouvements passifs, doux et agréables. Ils mentionnent aussi que les sujets

n'ont rien à faire si ce n'est de laisser les mouvements se produire pour leur permettre de réduire les tensions, diminuer l'anxiété, et optimiser l'amplitude de la mobilité.

Dans son mémoire, Hébert (1995) synthétise l'approche Trager en une forme de vibration segmentaire manuelle qui serait en fait un mouvement oscillatoire ayant pour but le relâchement des tensions musculaires et articulaires. Ce relâchement permettrait une plus grande mobilité des membres concernés et favoriserait l'amélioration de l'intégration sensorimotrice. En plus du relâchement, les personnes qui reçoivent une séance Trager éprouvent la sensation que leurs segments s'allongent. Cet état de bien-être agit sur les propriocepteurs, améliore l'intégration sensorielle et facilite l'organisation de la réponse motrice. L'allongement du segment est d'abord attribué à celui qui est vibré mais cette impression peut aussi se transférer vers le membre controlatéral non touché.

La définition des vibrations segmentaires proposée par Hébert (1995) décrit bien les mouvements de l'approche Trager. Le stimulus que le praticien transmet au sujet se fait sans intermédiaire externe mais peut utiliser un segment voisin pour rejoindre une partie du corps (rotation de la cheville pour bouger la hanche). La main se pose sur les tissus mous et met en traction le membre visé pour faciliter les mouvements vibratoires. Le rythme des mouvements et leur amplitude varient en fonction de l'effet voulu. Chaque stimulus transmis au sujet se veut doux, harmonieux et sans secousse pour que le praticien soit en mesure de percevoir la réaction du sujet qui indique à la fois le rythme du balancement et l'amplitude à utiliser.

Toujours selon Hébert (1995), en plus des effets physiques perçus par le sujet, l'approche Trager peut aussi créer un état propice à la rééducation du mouvement et produire des réactions émotives liées à des expériences affectives passées. Ces réactions vont dans le sens d'une prise de conscience et permettent une forme d'allègement psychique. Les mouvements induits par le praticien favorise la relaxation et réduisent les spasmes et les tensions qui pourraient nuire à la mobilité

des sujets. La séance peut préparer des individus à recevoir des traitements chiropratiques ou ostéopatiques en autant que les vibrations proposées se fassent là où il n'y a pas d'inflammation.

Enfin, dans leur article, Duval, Lafontaine, Hébert, Leroux, Panisset et Boucher (2002) définissent le Trager comme une forme de thérapie manuelle qui permet un échange d'informations entre le thérapeute et le SNC du sujet. Des informations sensorielles cutanées, proprioceptives et kinesthésiques sont envoyées au SNC par les mouvements de bercements et les vibrations. Ces impressions de mouvements contribuent à promouvoir le relâchement des tensions articulaires et de la rigidité musculaire.

### **2.3.3. Données de recherche**

En 1986, Witt et MacKinnon ont étudié l'effet du Trager sur la fonction respiratoire de sujets atteints de maladie pulmonaire chronique. Leurs résultats ont démontré une amélioration significative de la capacité vitale et de l'expansion de la poitrine. Les auteurs en concluent que les thérapeutes qui travaillent avec cette population devraient apprendre cette technique puisqu'elle affecte positivement les composantes restrictives des maladies pulmonaires chroniques.

Selon Hébert et Boucher (1998), les vibrations manuelles segmentaires issues de l'approche Trager inhibent le réflexe H momentanément. Cette réduction de l'excitabilité neuromusculaire pourrait prédisposer l'organisme au changement et favoriser l'intégration de nouvelles informations thérapeutiques.

Dans un autre article, Duval et al. (2002) précisent les effets de l'approche Trager chez des sujets atteints de la maladie de Parkinson. Pour ces personnes au prise avec des problèmes de rigidité, la séance Trager a pour effet de réduire le réflexe d'étirement, d'atténuer la rigidité, et d'accroître la mobilité. Une grande majorité des sujets ont aussi exprimé une sensation de bien-être après le traitement.

#### **2.3.4. Trager et équilibre postural**

À ma connaissance, et suite aux recherches bibliographiques effectuées sur les effets du Trager, aucune étude n'a été publiée sur l'interaction de cette approche avec l'équilibre postural. Par conséquent, il devient utile et pertinent de réaliser cette présente recherche afin de vérifier si les mouvements issus de l'approche Trager peuvent réduire les oscillations du centre de pression et améliorer la symétrie de la distribution du poids corporel chez une population hémiplegique suite à un accident vasculaire cérébral. Des résultats significatifs pourraient inscrire cette thérapie dans le processus de rétablissement des hémiplegiques et contribuer à la réduction des chutes.

## CHAPITRE 3

### MÉTHODOLOGIE

#### 3.1 Introduction

Suite à la revue de littérature qui informe que l'approche Trager influence le système neuromusculaire et que l'AVC provoque des troubles neurologiques et posturaux, la question était de savoir si l'effet Trager peut agir sur la posture et le contrôle de l'équilibre.

Pour y arriver, j'ai postulé que les mouvements induits par l'approche Trager accentuent la mobilité du membre inférieur, favorisent des apprentissages musculaires spécifiques (ex. contrôle moteur), et améliorent la proprioception générale du corps. Par conséquent, un modèle expérimental avec mesures répétées a été développé pour démontrer que ces modifications neurophysiologiques influencent la qualité de l'équilibre postural.

La question de recherche consistait à vérifier si la séance Trager peut réduire les oscillations du CP, améliorer la symétrie de la distribution du poids corporelle, et augmenter les capacités fonctionnelles (« functional » et « lateral reach »).

#### 3.2 Sujets

##### 3.2.1. Population d'origine et recrutement:

La population d'origine se définit comme suit : individus hémiparétiques ayant subi un AVC. Ils fréquentent l'association des personnes aphasiques de Laval. Le projet a été présenté à la coordonnatrice de l'association qui en a parlé aux membres. Nous avons ensuite été invités au centre pour rencontrer les sujets et effectuer les prises de données.

### 3.2.2. Critères d'inclusion

Premièrement, les sujets devaient être hémiparétiques, c'est-à-dire avoir un côté de leur corps plus faible que l'autre. Ensuite, tous devaient être en mesure de se tenir debout sans aide extérieure et être capables de marcher avec ou sans support. Pour éviter le biais des résultats par le processus de récupération spontanée, un délai minimum de six mois a été respecté entre le moment de l'accident et la prise des premières mesures. L'âge et le sexe des sujets n'ont pas fait partie des critères de sélection.

### 3.2.3. Estimé pré-expérimental du nombre de sujets

Puisque dans la littérature on ne retrouve pas d'études qui démontrent l'effet du massage sur l'équilibre, la méthode Cohen permet de déterminer le nombre de sujets nécessaires. Les résultats obtenus lors de l'étude pilote ont quantifié l'effet recherché et ceci a permis de calculer la statistique  $d'$  qui est de mise pour les mesures répétées. Le calcul s'effectue comme suit :  $d$  nous est donné par l'effet divisé par l'écart-type. Ensuite,  $d'$  correspond à  $d$  divisé par la racine carré de 1 moins  $R$  qui est un estimé de la fidélité. Enfin, le nombre de sujets est égale à 1571 (pour une puissance de 0,80, un  $\alpha_1$  de 0,05 et un  $\alpha_2$  de 0,025) divisé par cent fois  $d'$  au carré plus un. Ces calculs indiquent qu'il aurait suffi uniquement deux sujets pour mener l'étude à terme. Toutefois, ce nombre étant très bas, nous avons utilisé douze personnes lors de l'expérimentation.

### 3.2.4. Déontologie

Au niveau déontologique, les sujets pouvaient espérer recevoir le bienfait d'une séance Trager d'une durée de quinze minutes et observer une amélioration à court terme de leur mobilité et de leur équilibre. Ils ne couraient aucun risque. L'anonymat des sujets a été préservé par un système codé connu uniquement des chercheurs et les données sont conservées sur support informatique et protégées par

un mot de passe. Quant aux dossiers physiques, ils sont tenus sous clé. Chaque participant a fourni son consentement par écrit en signant un formulaire conçu à cet effet et fut libre de se retirer à tout moment jugé opportun.

### **3.3 Conditions**

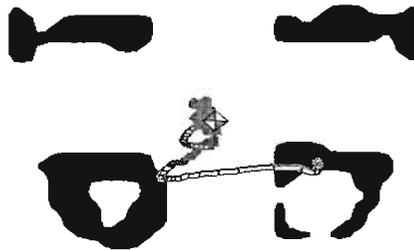
L'étude implique deux variables indépendantes : les tests et retests, d'une part, et l'effet de la vision, d'autre part. Pour les tests, deux pré-tests et un post-test ont conditionné le protocole A et un pré-test et deux post-tests ont conditionné le protocole B. Entre les pré-tests et le post-test ou entre le pré-test et les post-tests, s'est déroulé une séance Trager d'une durée de quinze minutes. Pour l'effet de la vision, la prise des mesures se faisaient dans deux conditions, avec les yeux ouverts et avec les yeux fermés.

Il s'agit donc d'un schéma expérimental avec mesures répétées composé d'un seul groupe. Le traitement était une série de mouvements ondulatoires que le praticien a transmis à la nuque et au membre atteint des participants, suivi d'un exercice de réponse réflexe lors duquel le participant devait résister contre une force appliquée de chaque côté de son corps alternativement. Les mouvements exécutés n'étaient pas normalisés mais se caractérisaient plutôt en fonction des réactions de chaque sujet.

### **3.4 Variables dépendantes et quantification**

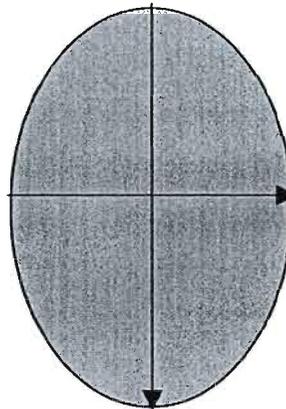
Les mesures qui se rapportent à l'équilibre statique comportent deux classes. Tout d'abord, l'observation des oscillations du CP.

**Écart entre les valeurs maximum et minimum.** La valeur maximum moins la valeur minimum pour l'abscisse et l'ordonnée.



**Figure 1. Déplacement du centre de pression.**

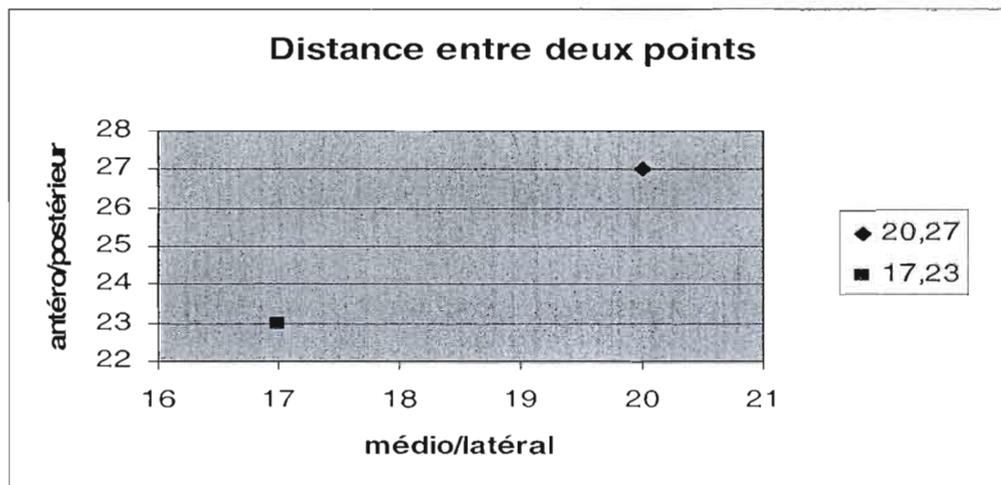
**Aire (cm<sup>2</sup>).** L'écart des valeurs maximum de l'abscisse divisé en deux multiplié par l'écart des valeurs maximum de l'ordonnée divisé en deux multiplié par 3.1416.



**Figure 2. Ellipse représentant l'aire du déplacement du CP.**

**Amplitude moyenne (cm).** La somme de chaque point divisé par le nombre de valeurs. Pour l'abscisse et l'ordonnée.

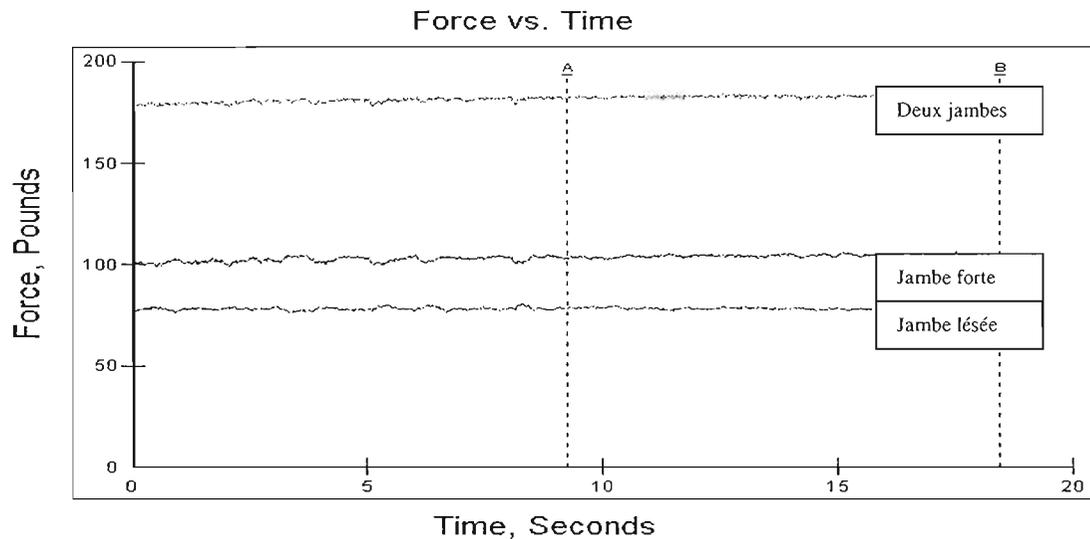
**Distance (tracé étiré en cm).** La somme des distances entre chaque point. La distance entre chaque point correspond à l'hypoténuse et est trouvée par le Théorème de Pythagore. Exemple : la racine carrée de  $(x_2-x_1)^2 + (y_2-y_1)^2$ .



**Figure 3. Méthode utilisée pour calculer la distance entre deux points.**  
(Exemple : Racine carrée de  $(20-17)^2 + (27-23)^2 = 5$ )

**Vitesse (cm/s).** La distance totale en centimètres divisée par le temps en secondes.

Vient ensuite les mesures de distribution du poids en fonction d'une symétrie potentielle, illustrées par des valeurs de force : Pourcentage de chaque jambe en fonction du total des deux jambes et Écart entre la jambe forte et la jambe affectée.



**Figure 4. Distribution du poids en fonction du temps.**

Pour ce qui était de l'équilibre dynamique, nous avons mesuré la limite antérieure par le test *Functional reach (cm)*, et la limite latérale par celui du *Lateral reach (cm)*.

Enfin, pour mieux expliquer les améliorations amenées par le traitement sur la qualité de l'équilibre, nous avons utilisé deux autres tests pour vérifier certains changements occasionnés par l'approche Trager et qui pouvaient être directement ou indirectement reliés à l'équilibre. Le premier a été :

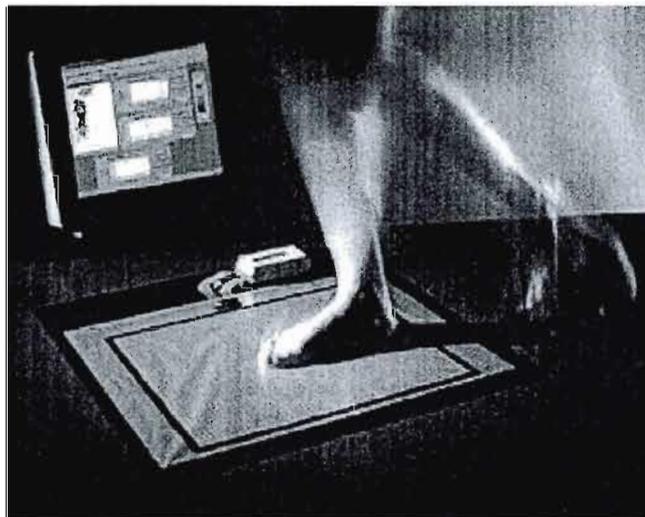
#### **Le test de la mobilité de la cheville.**

Ce test a été effectué à l'aide d'un inclinomètre qui indiquait l'amplitude de mouvement de l'articulation. Et le deuxième a été:

#### **Le test de la proprioception du genou.**

Pour celui-ci, le sujet devait retrouver la position de départ de sa jambe (120° d'abord puis 135°) suite à un déplacement de celle-ci par l'administrateur du test. L'exactitude du positionnement a été évaluée par un inclinomètre qui mesurait l'angle au genou.

Le modèle expérimental choisi a utilisé des mesures répétées avec un seul groupe qui était son propre témoin. Les mesures de la majorité des tests ont été prises à l'aide d'une plateforme de force. Le nom commercial de cette plateforme est le *Matscan* et elle est produite par la compagnie *Tekscan*. Elle est composée de 2288 éléments sensibles à raison de 1,4 senseurs par centimètre carré (résolution spatiale). Les dimensions sont de 432 millimètres par 368 et la fréquence est de 40 Hertz. L'étendue de pression varie entre 1 et 150 PSI et la calibration se fait avec le poids de la personne.



**Figure 5. Plateforme de force : Matscan.**

### **3.5 Procédures**

Au début de l'expérimentation, les sujets ont lu et signé le formulaire de consentement. Ensuite, deux protocoles différents ont conditionné l'expérimentation. Selon le protocole A, la procédure s'est déroulée comme suit: un premier pré-test, suivi d'un deuxième après avoir été étendu quinze minutes sur une table. Le délai de quinze minutes était une condition témoin pour le traitement Trager et il a permis de contrôler l'effet de ce repos sur les variables dépendantes. Je précise que le traitement exigeait que les sujets se couchent sur une table. Après le deuxième pré-

test, le sujet recevait une séance Trager d'une durée de quinze minutes et participait ensuite au post-test. Pour le protocole B, l'ordre a été inversé. Par conséquent, le sujet faisait le pré-test, recevait la séance Trager, participait au premier post-test et puis au deuxième suite au repos de quinze minutes.

Pour les mesures reliées à l'équilibre statique (CP et distribution du poids), les sujets devaient rester trente secondes debout (Mudie, Winzeler-Mercay, Radwan, Lee, 2002 et Karlsson et al. 1999) sur la plateforme de force sans bouger volontairement, le regard fixé sur un point au mur devant eux. La première position qu'ils adoptaient avec leurs pieds était marquée puis standardisée pour les essais subséquents. La condition classique s'est fait les yeux ouverts mais nous avons repris la même procédure avec les yeux fermés. Cette dernière condition s'est s'avéré intéressante particulièrement en fonction des changements trouvés au niveau de la proprioception.

Pour l'équilibre dynamique, nous avons utilisé la moyenne de deux mesures au test *functional reach* ainsi qu'au test *lateral reach*. Lors du *functional reach*, (Duncan, 1994) le sujet se plaçait debout près du mur avec les pieds à la largeur des épaules. Son bras était fléchi à 90 degrés et on lui demandait d'aller toucher le plus loin possible devant lui, sans lever les talons et tout en conservant son équilibre. On notait ensuite la distance parcourue à partir du point de départ sur un gallon à mesurer installé au mur. Pour le *lateral reach*, le sujet reprenait les mêmes consignes sauf que cette fois-ci il devait effectuer le déplacement sur le côté.

Le test de mobilité de la cheville a été réalisé à l'aide d'un inclinomètre (Mellin, Olenius, Setala, 1994). On a mesuré l'amplitude de mouvement (flexion et extension) avant et après la séance Trager. Quant au test de proprioception, on a positionné la jambe du sujet selon un angle prédéterminé, (120° et 135°) on a déplacé celle-ci et le sujet devait retrouver la position de départ. Une différence supérieure à cinq degré soit en flexion ou en extension témoignait d'une proprioception affaiblie (Niam et al. 1999).

Le traitement que les sujets ont reçu est une séance Trager de quinze minutes. Celle-ci était administrée par Denis Lafontaine, praticien Trager senior expérimenté d'une vingtaine d'année de pratique clinique. Il fut déjà impliqué dans une recherche sur les effets du Trager sur la réponse d'étirement de sujets atteints de la maladie de Parkinson. Lors de l'expérimentation, le praticien a induit des mouvements de vibrations, de balancements et d'élongation au niveau de la nuque et du membre inférieur lésé. Cette séance traditionnelle a été suivie par un exercice de réponse réflexe lors duquel le sujet assis devait résister de façon alternée contre une force appliquée manuellement de chaque côté de son corps. Après le traitement, le sujet refaisait la série de tests pour permettre d'évaluer si une différence était amenée par la séance.

### **3.6 Analyses**

L'outil statistique utilisé fut l'analyse de la variance pour les mesures répétées. C'est une méthode en bloc aléatoire simple conditionnée par le nombre de tests (BA-t). Les facteurs ont été les trois tests (deux pré-tests et un post-tests) et les douze sujets. Les sources sont venues des tests, des sujets, de l'erreur résiduelle, et du total. F correspondait à la moyenne des carrés des tests divisée par la moyenne des carrés de l'erreur résiduelle et il devenait significatif quand sa probabilité était inférieure à 0,05. Si on trouvait un effet significatif, on passait alors aux analyses à posteriori en se servant du test de Newman-Keuls (Kirk, 1982). Trois types d'analyses furent faites en fonction des protocoles mentionnés plus haut. Tout d'abord nous avons évalué les effets lors du protocole A c'est-à-dire l'effet du traitement en ayant tout d'abord contrôlé l'effet du repos. Ensuite, la deuxième analyse se portait sur le protocole B c'est-à-dire l'effet du traitement sans au préalable avoir contrôlé l'effet du repos, celui-ci venant après. Et finalement, nous avons observé les résultats en regroupant les deux groupes et en combinant les effets respectifs reliés au traitement uniquement.

## CHAPITRE 4

### RÉSULTATS

Cette section présente les résultats de l'étude réalisée avec des sujets hémiparétiques ayant subi un AVC. Le but de la recherche était de vérifier l'effet de l'approche Trager sur l'équilibre statique, l'équilibre dynamique, la mobilité de la cheville et la proprioception au niveau du genou des douze sujets participants à l'étude.

Les résultats seront présentés par catégorie, la première étant le CP (équilibre statique) et ses différentes composantes. Pour chacune d'entre elles, je présenterai d'abord les statistiques descriptives (tableau et figure) suivi de l'analyse de la variance (ANOVA) et ce pour chacun des protocoles (A&B). Je rappelle que le protocole A situe la séance Trager après la condition témoin alors que le protocole B situe la condition témoin après la séance Trager. Ensuite, pour l'effet Trager et pour la condition témoin, le même ordre sera respecté, sauf qu'un histogramme supplémentaire sera présenté pour illustrer les effets statistiquement significatifs. Je précise que pour l'effet Trager, les données observées font référence aux valeurs combinées des deux protocoles c'est-à-dire le prétest<sup>2</sup> du protocole A et le prétest du protocole B pour donner un prétest conjoint et le posttest du protocole A et le posttest<sup>1</sup> du protocole B pour arriver au posttest conjoint.

La deuxième catégorie est celle des valeurs de force (équilibre statique) et les résultats y seront présentés de la même façon que pour le CP. Viendront ensuite les résultats de l'équilibre dynamique toujours selon le même schéma et, finalement, la dernière catégorie regroupe les résultats de mobilité et de proprioception et, cette fois-ci, des histogrammes supplémentaires indiqueront les changements liés aux différentes conditions de mesures, à savoir la flexion et l'extension pour la cheville et les deux angles de départ pour le genou.

## 4.1 Caractéristiques des sujets

Avant de plonger littéralement dans la section des résultats, il est important de présenter les caractéristiques des douzes sujets impliqués dans la présente étude. Les caractéristiques sont présentées sous forme de tableau, en fonction des protocoles distinctifs, à l'annexe C. Rapidement, l'âge moyen des sujets du protocole A était de 63,17 années lors de l'expérimentation, tandis que la durée moyenne post traumatisme était de 20,50 ans. Pour les sujets du protocole B, l'âge moyen et la durée post traumatisme étaient de 64,17 et 7 années respectivement. Les autres caractéristiques (type de traumatisme, sexe, symptôme, côté et les aides) sont présentés dans les tableaux de l'annexe C.

## 4.2 Équilibre statique : oscillations du CP

### 4.2.1. Crête à crête

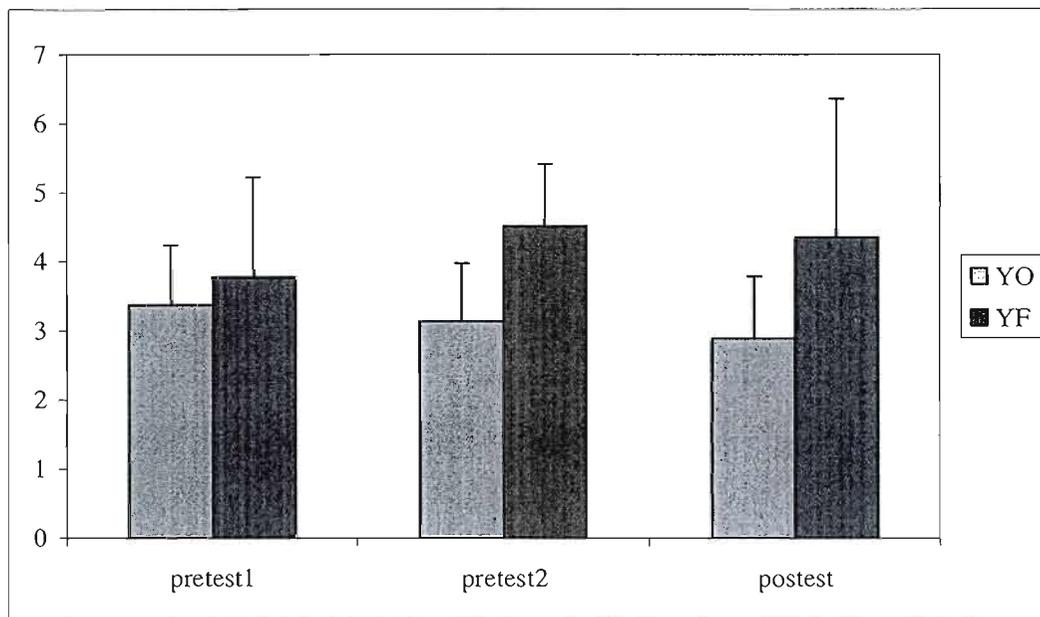
#### Valeurs des déplacements antéro-postérieurs.

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 1 les moyennes descriptives et les écart-type pour le crête à crête. Les valeurs de moyenne varient entre 3,14 cm et 4,52 cm et entre 0,83 cm et 2 cm pour l'écart-type.

**Tableau 1 Statistiques descriptives pour le crête à crête antéro-postérieur. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Protocole A			
	pretest1	pretest2	posttest
YO	3,38	3,14	2,89
	0,86	0,83	0,90
YF	3,77	4,52	4,36
	1,45	0,90	2,00

La figure 6 nous présente les données du tableau 1 sous forme de graphique.



**Figure 6. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 2 l'analyse de la variance pour le crête à crête. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,001$ ).

**Tableau 2. Analyse de la variance pour le crête à crête.**

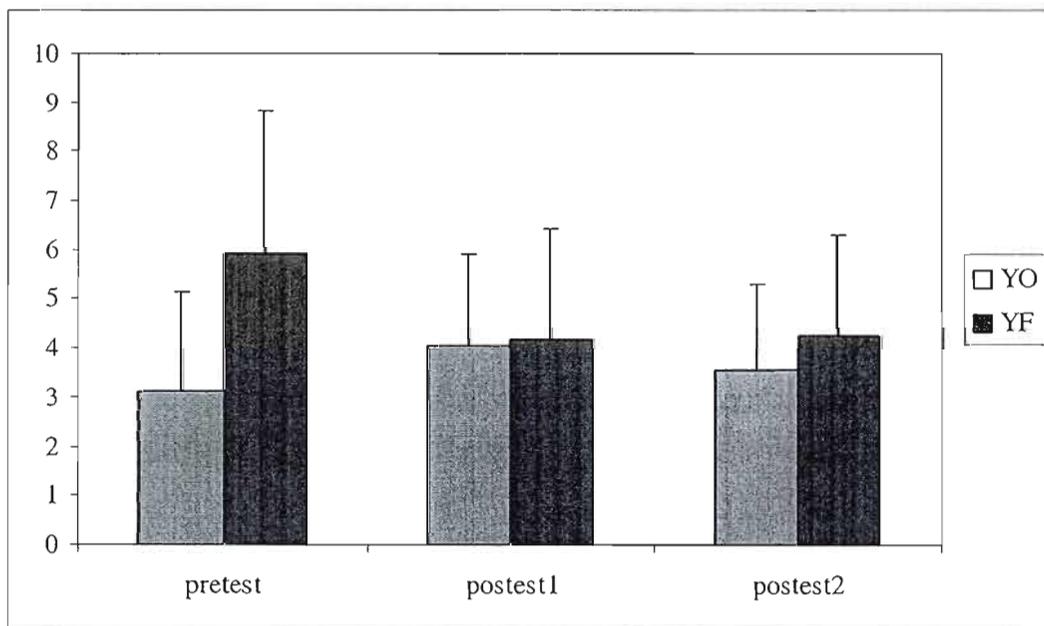
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	0,45	2	0,22	0,305	0,740
V	10,50	1	10,50	14,398	<b>0,001</b>
VT	2,10	2	1,05	1,442	0,255
S	27,57	5	5,51		
RES	18,23	25	0,73		
<b>TOTAL</b>	<b>58,85</b>	<b>35</b>			

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 3 les moyennes descriptives et les écarts-type pour le crête à crête lors du protocole B. Les valeurs de moyenne varient entre 3,13 cm et 5,91 cm et entre 1,76 cm et 2,92 cm pour l'écart-type.

**Tableau 3. Statistiques descriptives pour le crête à crête protocole B. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés**

		Protocole B		
		pretest	postest1	postest2
YO		3,13	4,05	3,55
		1,99	1,88	1,76
YF		5,91	4,19	4,26
		2,92	2,27	2,07

La figure 7 nous présente les données du tableau 3 sous forme de graphique.



**Figure 7. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête en cm protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 4 l'analyse de la variance pour le crête à crête lors du protocole B. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,024$ ).

**Tableau 4. Analyse de la variance pour le crête à crête antéro-postérieur protocole B**

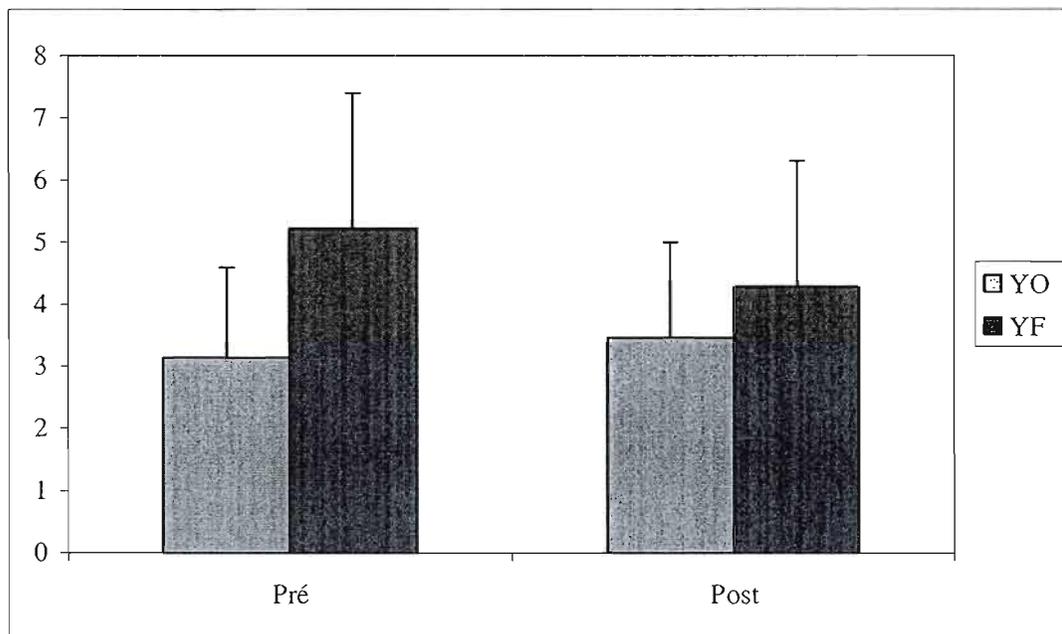
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	2,37	2	1,18	0,519	0,601
V	13,19	1	13,19	5,781	<b>0,024</b>
VT	11,55	2	5,77	2,531	0,100
S	85,51	5	17,10		
RES	57,03	25	2,28		
<b>TOTAL</b>	169,65	35			

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 5 les moyennes descriptives et les écart-type de l'effet Trager pour le crête à crête. Les valeurs de moyenne varient entre 3,14 cm et 5,22 cm et entre 1,46 cm et 2,18 cm pour l'écart-type.

**Tableau 5. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour le crête à crête. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
YO	3,14	3,47	4,67
	1,46	1,53	2,54
YF	5,22	4,27	9,05
	2,18	2,04	9,05
Tests	4,18	3,87	
	2,10	1,81	

La figure 8 nous présente les données du tableau 5 sous forme de graphique.



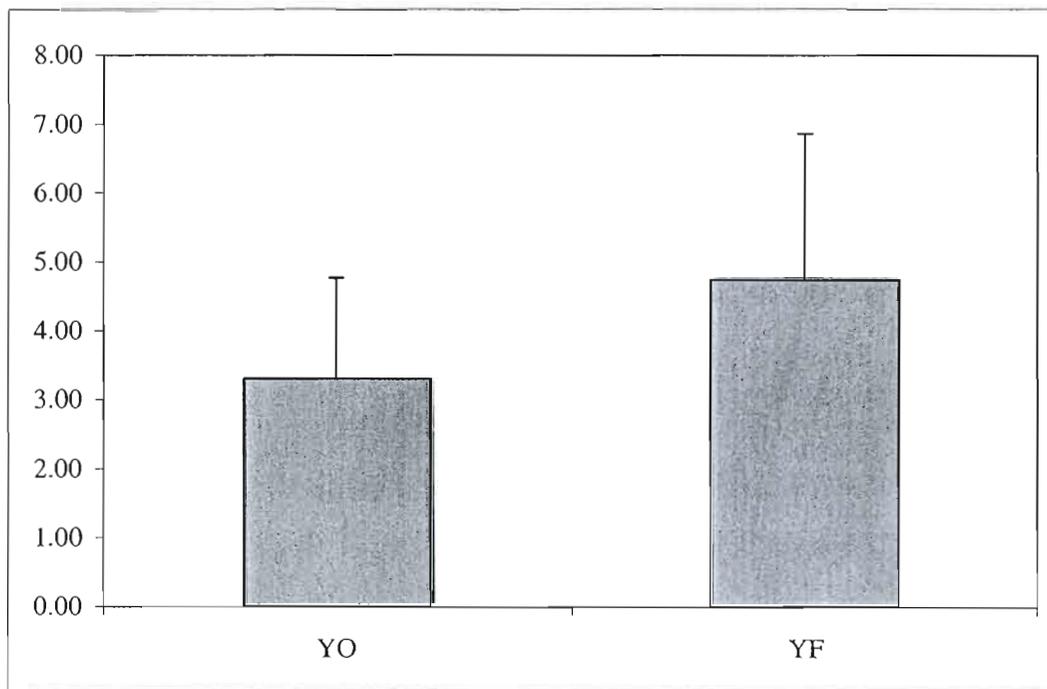
**Figure 8. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour le crête à crête en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 6 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour le crête à crête. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,001$ ).

**Tableau 6. Analyse de la variance de l'effet Trager pour le crête à crête antéro-postérieur.**

Sources	SC	DL	MC	F	p
T	1,12	1	1,12	0,588	0,449
V	24,90	1	24,90	13,072	<b>0,001</b>
TV	4,87	1	4,87	2,557	0,119
S	84,31	11	7,66		
RES	62,85	33	1,90		
Total	178,05	47			

On peut voir dans la figure 9 l'augmentation des valeurs du crête à crête lors de la condition avec les yeux fermés.



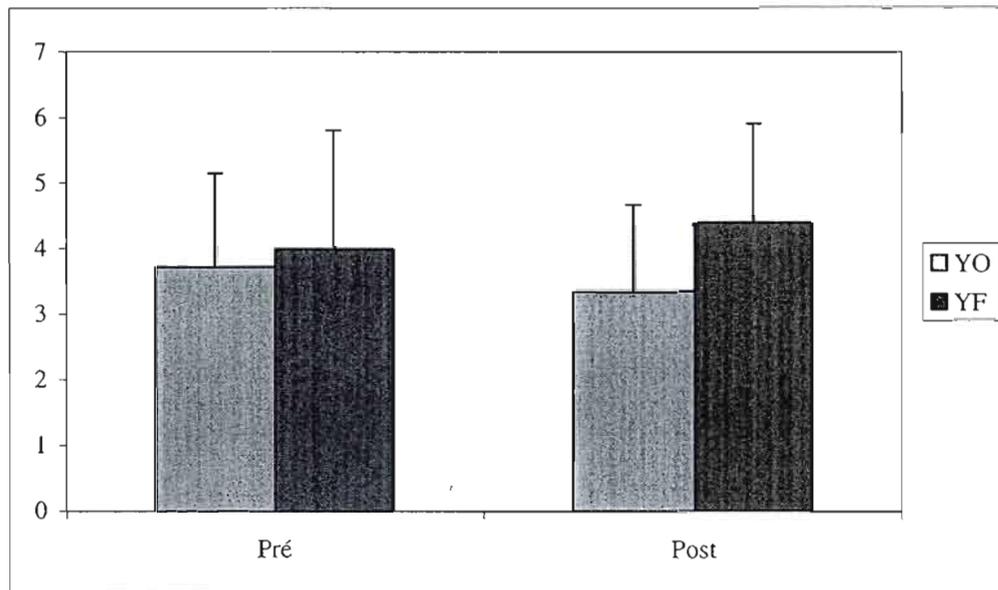
**Figure 9. Histogramme des valeurs de l'effet vision pour le crête à crête en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 7 les moyennes descriptives et les écart-type lors de la condition témoin pour le crête à crête. Les valeurs de moyenne varient entre 3,35 cm et 4,39 cm et entre 1,33 cm et 1,83 cm pour l'écart-type.

**Tableau 7. Statistiques descriptives pour le crête à crête condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

moyennes	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	3,71 1,44	3,35 1,33	3,53 1,37
<b>YF</b>	3,98 1,83	4,39 1,53	4,19 1,66
<b>Tests</b>	3,85 1,61	3,87 1,50	

La figure 10 nous présente les données du tableau 7 sous forme de graphique.



**Figure 10. Histogramme des moyennes et des écarts-type lors de la condition témoin pour le crête à crête en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 8 l'analyse de la variance pour le crête à crête lors de la condition témoin.

**Tableau 8. Analyse de la variance pour le crête à crête antéro-postérieur lors de la condition témoin.**

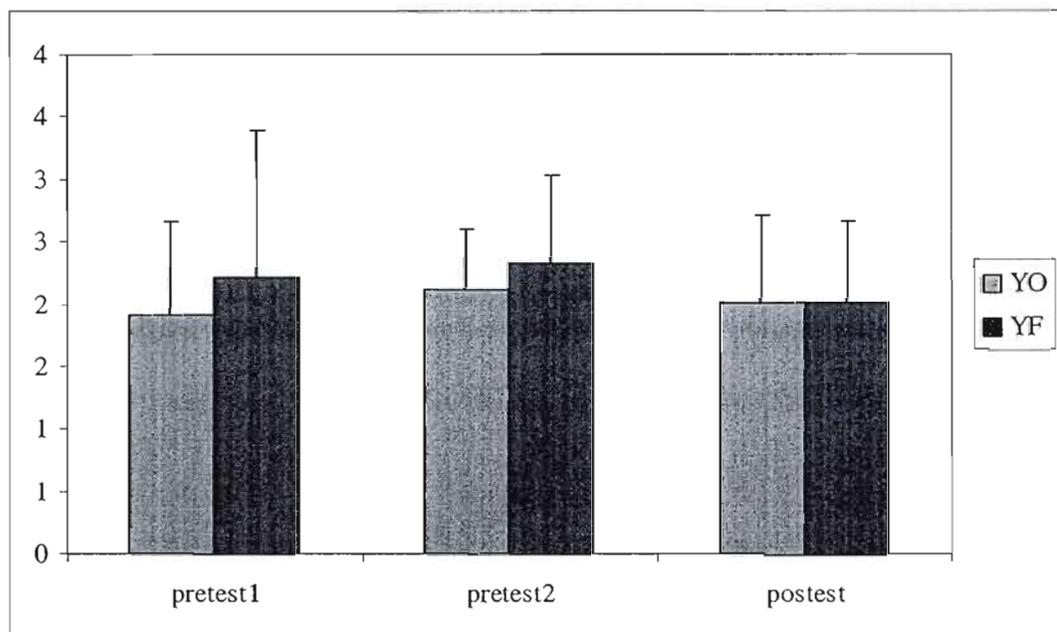
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	0,01	1	0,01	0,003	0,956
V	5,18	1	5,18	2,720	0,109
TV	1,80	1	1,80	0,944	0,338
S	71,82	11	6,53		
RES	32,70	33	0,99		
<b>Total</b>	<b>111,51</b>	<b>47</b>			

**Valeurs des déplacements médio-latéraux.** On peut voir dans le tableau 9 les moyennes descriptives et les écart-type pour le crête à crête. Les valeurs de moyenne varient entre 1,92 cm et 2,33 cm et entre 0,48 cm et 1,18 cm pour l'écart-type.

**Tableau 9. Statistiques descriptives pour le crête à crête médio-latéral. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Protocole A			
	pretest1	pretest2	postest
YO	1,92	2,12	2,01
	0,74	0,48	0,70
YF	2,22	2,33	2,01
	1,18	0,70	0,65

La figure 11 nous présente les données du tableau 9 sous forme de graphique.



**Figure 11. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête médio-latéral en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 10 l'analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral.

**Tableau 10. Analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral.**

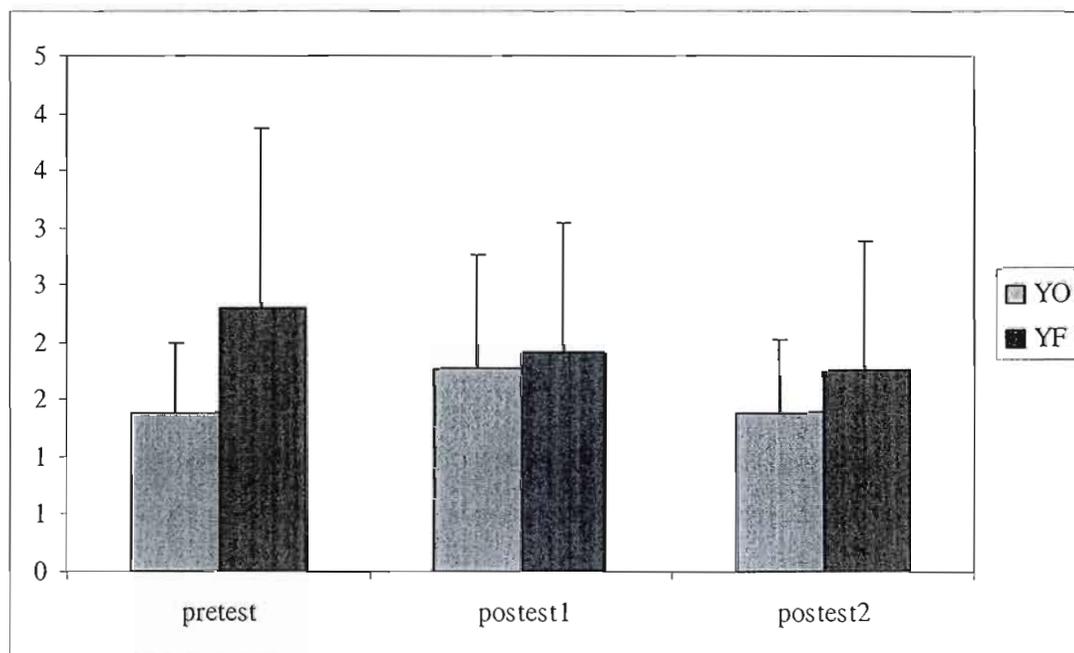
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	0,29	2	0,15	0,548	0,585
V	0,26	1	0,26	0,981	0,331
VT	0,14	2	0,07	0,268	0,767
S	11,23	5	2,25		
RES	6,63	25	0,27		
<b>TOTAL</b>	18,55	35			

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 11 les moyennes et les écart-type pour le crête à crête médio-latéral. Les valeurs de moyenne varient entre 1,38 cm et 2,30 cm et entre 0,61 cm et 1,57 cm pour l'écart-type.

**Tableau 11. Statistiques descriptives pour le crête à crête médio-latéral protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Moyenne	Protocole B		
	pretest	postest1	postest2
YO	1,38	1,78	1,39
	0,61	0,99	0,65
YF	2,30	1,92	1,75
	1,57	1,13	1,14

La figure 12 nous présente les données du tableau 11 sous forme de graphique.



**Figure 12. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête médio-latéral en cm protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 12 l'analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral lors du protocole B.

**Tableau 12. Analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral.**

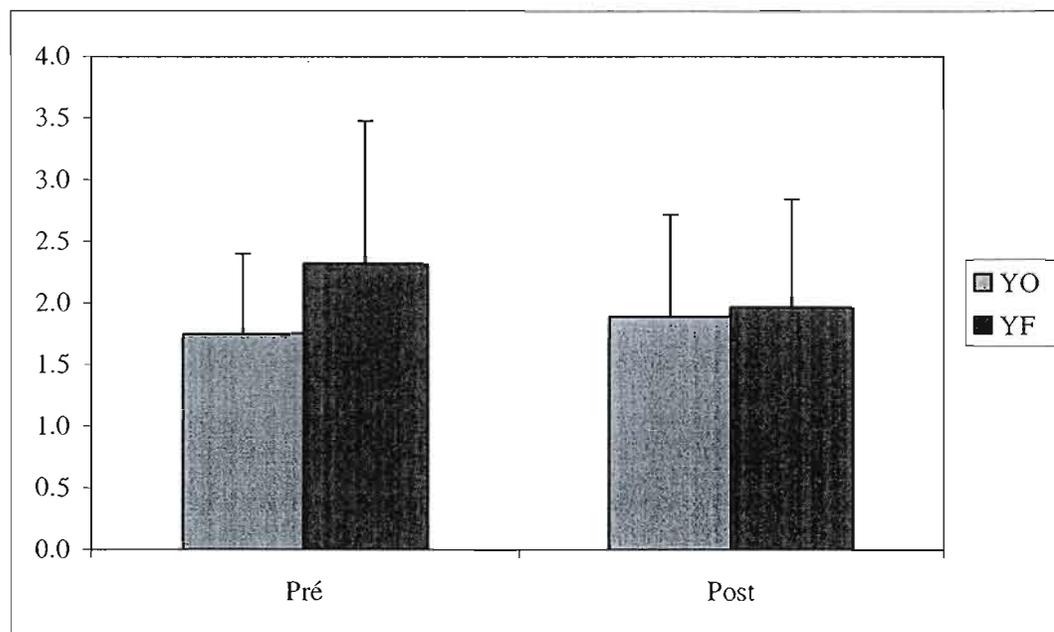
Sources	protocole B			F	P
	SC	DL	MC		
T	0,62	2	0,31	0,647	0,532
V	2,02	1	2,02	4,233	0,050
VT	0,96	2	0,48	1,007	0,380
S	22,18	5	4,44		
RES	11,91	25	0,48		
<b>TOTAL</b>	<b>37,68</b>	<b>35</b>			

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 13 les moyennes et les écart-type pour le crête à crête. Les valeurs de moyenne varient entre 1,75 cm et 2,31 cm et entre 0,65 cm et 1,16 cm pour l'écart-type.

**Tableau 13. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour le crête à crête médio-latéral.**  
(YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)

moyennes	Pré	Post	Vision
YO	1,75 0,65	1,89 0,83	4,67 2,54
YF	2,31 1,16	1,96 0,88	9,05 9,05
Tests	2,03 0,96	1,93 0,84	

La figure 13 nous présente les données du tableau 13 sous forme de graphique.



**Figure 13. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour le crête à crête médio-latéral en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 14 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour le crête à crête médio-latéral.

**Tableau 14. Analyse de la variance de l'effet Trager pour le crête à crête médio-latéral.**

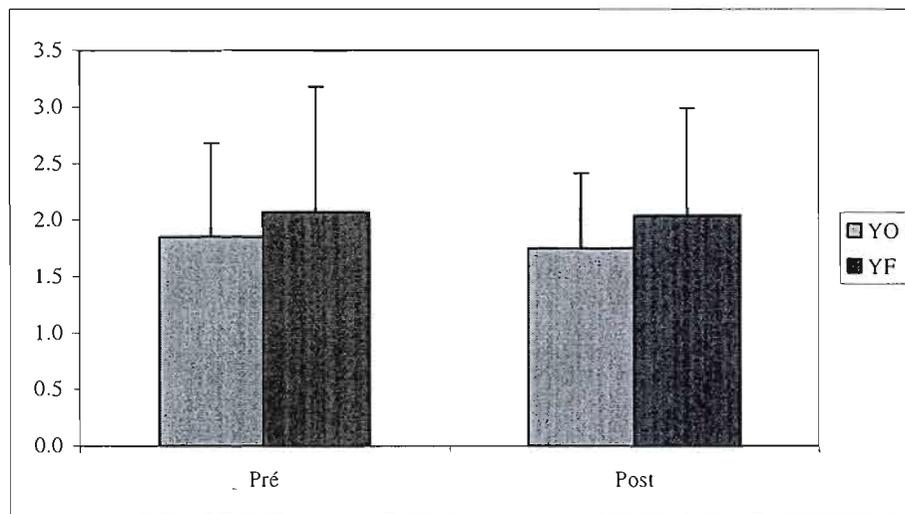
Sources	SC	DL	MC	F	p
T	0,13	1	0,13	0,389	0,537
V	1,20	1	1,20	3,591	0,067
TV	0,73	1	0,73	2,179	0,149
S	24,48	11	2,23		
RES	11,06	33	0,34		
Total	37,60	47			

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 15 les moyennes et les écart-type pour le crête à crête médio-latéral. Les valeurs de moyenne varient entre 1,75 cm et 2,07 cm et entre 0,67 cm et 1,11 cm pour l'écart-type.

**Tableau 15. Statistiques descriptives pour le crête à crête médio-latéral condition témoin.**

moyennes	Pré	Post	Vision
YO	1,85	1,75	1,80
	0,84	0,67	0,74
YF	2,07	2,04	2,05
	1,11	0,95	1,01
Tests	1,96	1,89	
	0,97	0,82	

La figure 14 nous présente les données du tableau 15 sous forme de graphique.



**Figure 14. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour le crête à crête médio-latéral en cm lors de la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 16 l'analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral lors de la condition témoin.

**Tableau 16. Analyse de la variance pour le crête à crête médio-latéral condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	p
T	0,05	1	0,05	0,144	0,707
V	0,77	1	0,77	2,298	0,139
TV	0,01	1	0,01	0,040	0,843
S	25,35	11	2,30		
RES	10,74	33	0,33		
<b>Total</b>	<b>36,93</b>	<b>47</b>			

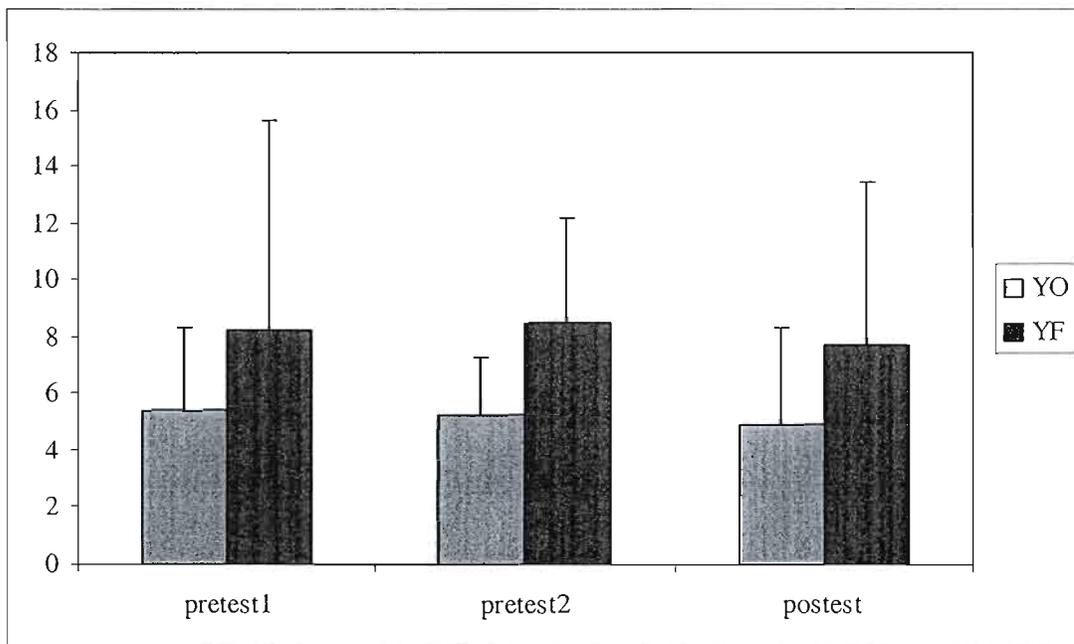
#### 4.2.2. L'aire des oscillations du CP

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 17 les moyennes et les écart-type de l'aire des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 5,26 cm<sup>2</sup> et 8,49 cm<sup>2</sup> et entre 2,05 cm<sup>2</sup> et 7,45 cm<sup>2</sup> pour l'écart-type.

**Tableau 17. Statistiques descriptives de l'aire des oscillations du CP. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Protocole A			
Moyenne	pretest1	pretest2	postest
YO	5,39	5,26	4,90
	2,97	2,05	3,42
YF	8,17	8,49	7,69
	7,45	3,67	5,76

La figure 15 nous présente les données du tableau 17 sous forme de graphique.



**Figure 15. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'aire en cm des oscillations du CP. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 18 l'analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,003$ ).

**Tableau 18. Analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP.**

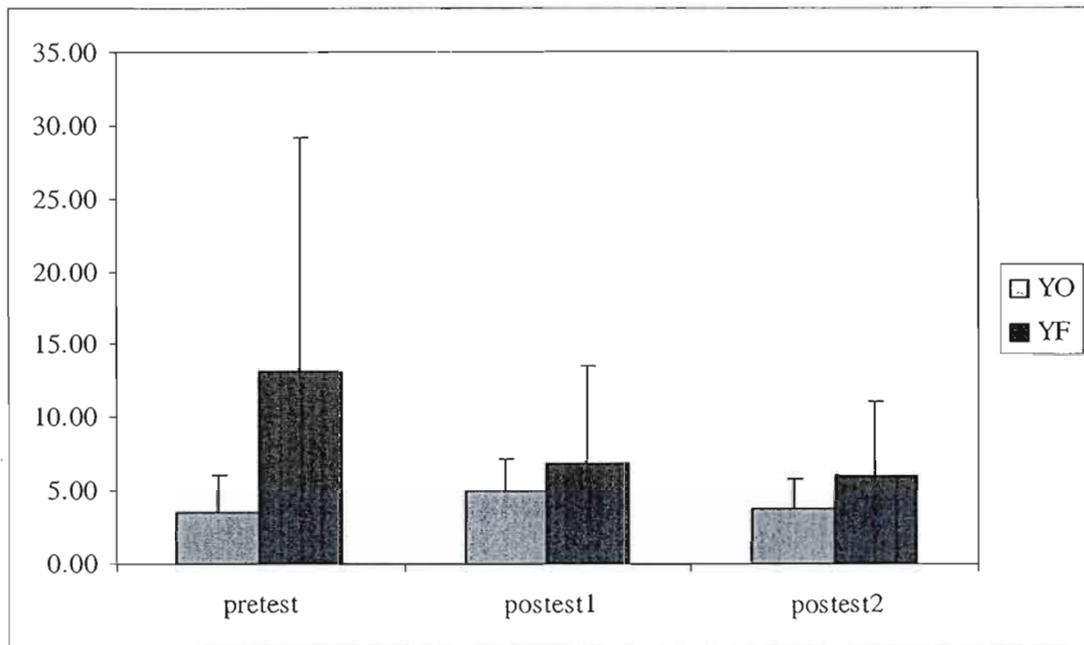
Sources	SC	DL	MC	F	p
T	2,33	2	1,16	0,159	0,854
V	77,26	1	77,26	10,572	<b>0,003</b>
VT	0,41	2	0,20	0,028	0,973
S	451,86	5	90,37		
RES	182,72	25	7,31		
<b>TOTAL</b>	714,58	35			

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 19 les moyennes et les écart-type de l'aire des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 3,57 cm<sup>2</sup> et 13,11 cm<sup>2</sup> et entre 2,27 cm<sup>2</sup> et 16,05 cm<sup>2</sup> pour l'écart-type.

**Tableau 19. Statistiques descriptives de l'aire des oscillations du CP protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Moyenne	Protocole B		
	pretest	postest1	postest2
YO	3,57	4,95	3,74
	2,55	2,27	2,07
YF	13,11	6,90	6,17
	16,05	6,68	5,02

La figure 16 nous présente les données du tableau 19 sous forme de graphique.



**Figure 16. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'aire en cm des oscillations du CP protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 20 l'analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP lors du protocole B. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,043$ ).

**Tableau 20. Analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP**

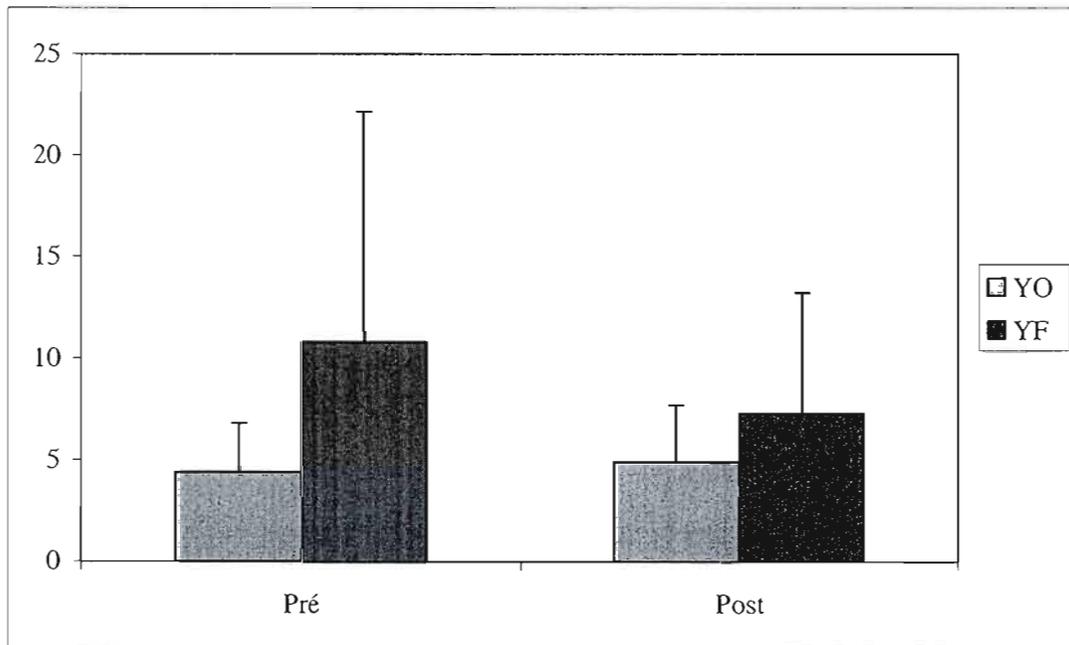
Sources	protocole B			F	p
	SC	DL	MC		
T	72,84	2	36,42	0,856	0,437
V	193,77	1	193,77	4,553	<b>0,043</b>
VT	108,61	2	54,30	1,276	0,297
S	652,70	5	130,54		
RES	1063,86	25	42,55		
<b>TOTAL</b>	2091,77	35			

**L'effet Trager** On peut voir dans le tableau 21 les moyennes et les écart-type de l'aire des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 4,41 cm<sup>2</sup> et 10,80 cm<sup>2</sup> et entre 2,38 cm<sup>2</sup> et 11,36 cm<sup>2</sup> pour l'écart-type.

**Tableau 21. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour l'aire des oscillations du CP. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
YO	4,41 2,38	4,93 2,77	4,67 2,54
YF	10,80 11,36	7,29 5,96	9,05 9,05
Tests	7,61 8,66	6,11 4,70	

La figure 17 nous présente les données du tableau 21 sous forme de graphique.



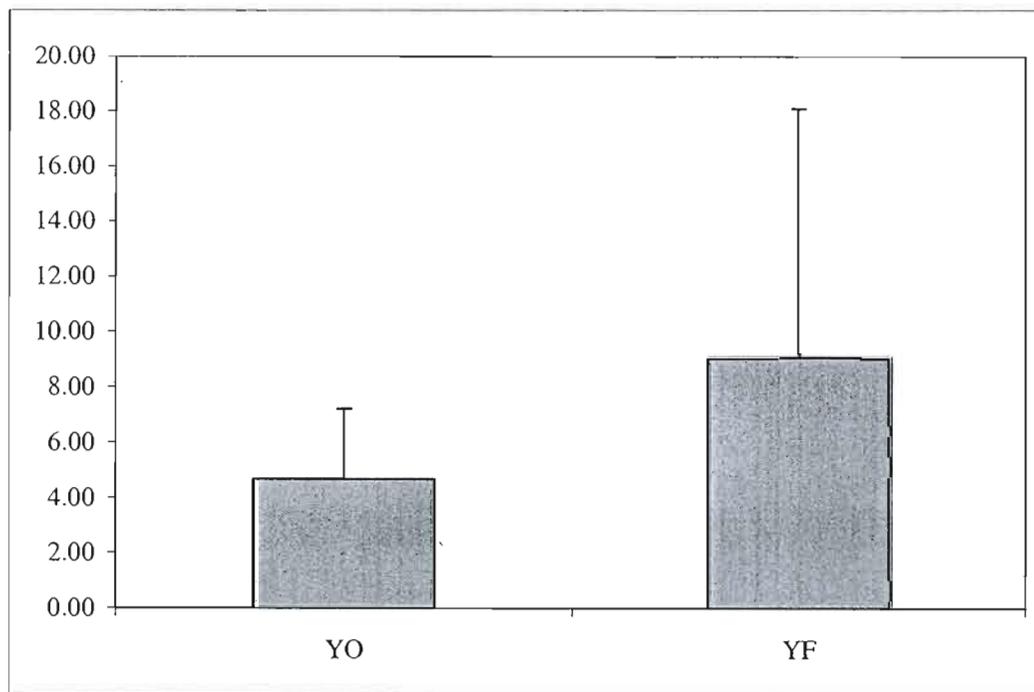
**Figure 17. Histogramme des moyennes et des écarts-typ de l'effet Trager pour l'aire en cm des oscillations du CP. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 22 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour l'aire des oscillations du CP . On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,011$ ).

**Tableau 22. Analyse de la variance de l'effet Trager pour l'aire des oscillations du CP**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	26,82	1	26,82	0,854	0,362
V	229,86	1	229,86	7,315	<b>0,011</b>
TV	48,52	1	48,52	1,544	0,223
S	919,23	11	83,57		
RES	1036,94	33	31,42		
<b>Total</b>	<b>2261,36</b>	<b>47</b>			

On peut voir dans la figure 18 l'augmentation des valeurs de l'aire des oscillations du CP lors de la condition avec les yeux fermés.



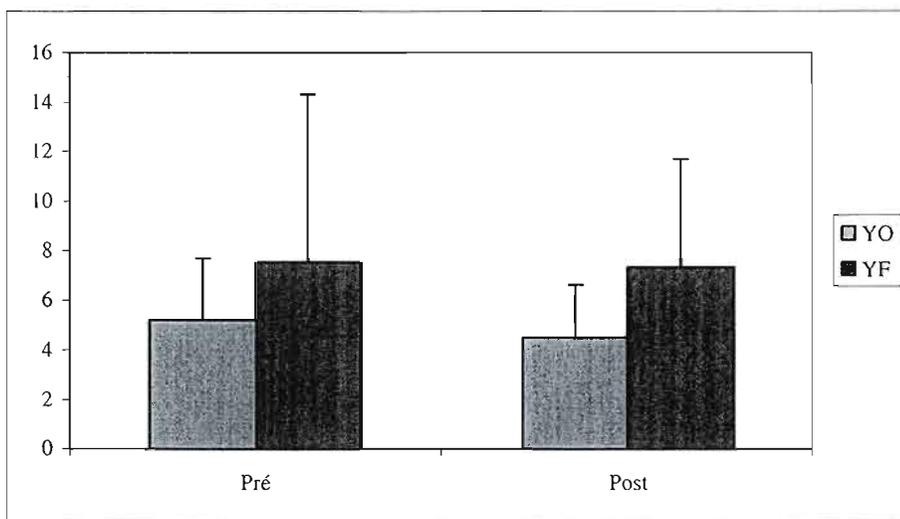
**Figure 18. Histogramme des valeurs de l'effet vision pour l'aire en cm des oscillations du CP (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 23 les moyennes et les écart-type de l'aire des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 4,50 cm<sup>2</sup> et 7,54 cm<sup>2</sup> et entre 2,12 cm<sup>2</sup> et 6,78 cm<sup>2</sup> pour l'écart-type.

**Tableau 23. Statistiques descriptives de l'aire des oscillations du CP condition témoin.**

	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	5,17	4,50	4,84
	2,53	2,12	2,31
<b>YF</b>	7,54	7,33	7,43
	6,78	4,37	5,58
<b>Tests</b>	6,35	5,91	
	5,15	3,65	

La figure 19 nous présente les données du tableau 23 sous forme de graphique.



**Figure 19. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'aire en cm des oscillations du CP lors de la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 24 l'analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP lors de la condition témoin.

**Tableau 24. Analyse de la variance pour l'aire des oscillations du CP condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	p
T	2,33	1	2,33	0,074	0,787
V	80,83	1	80,83	2,573	0,118
TV	0,65	1	0,65	0,021	0,886
S	514,64	11	46,79		
RES	320,85	33	9,72		
Total	919,31	47			

#### 4.2.3. L'amplitude moyenne :

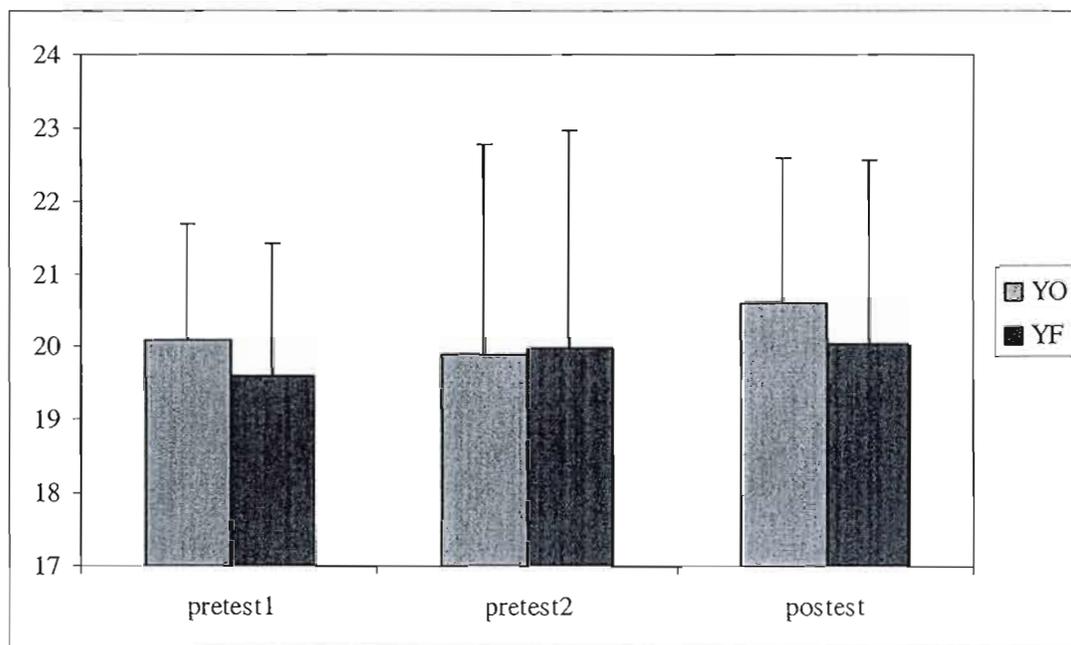
**Valeurs des déplacements antéro-postérieurs.**

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 25 les moyennes et les écart-type de l'amplitude moyenne des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 19,60 cm et 20,09 cm et entre 1,61 cm et 2,97 cm pour l'écart-type.

**Tableau 25. Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne antéro-postérieure.**

Moyenne	Protocole A		
	pretest1	pretest2	postest
YO	20,09	19,90	20,61
	1,61	2,88	1,99
YF	19,60	19,98	20,05
	1,83	2,97	2,51

La figure 20 nous présente les données du tableau 25 sous forme de graphique.



**Figure 20. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure en cm**

On peut voir dans le tableau 26 l'analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure.

**Tableau 26. Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure**

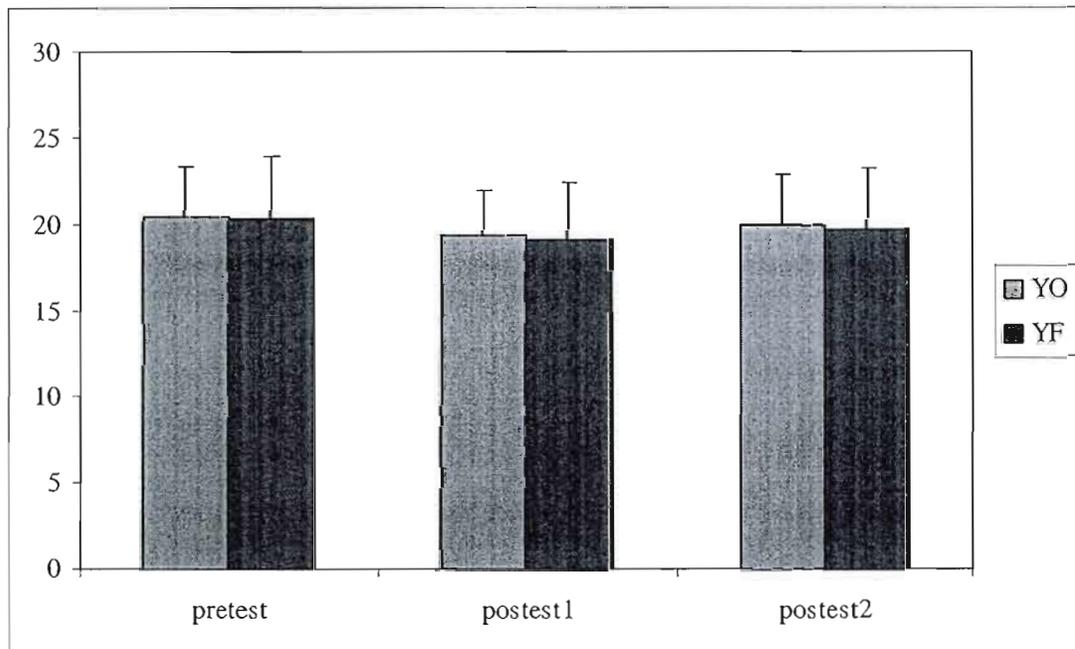
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	1,59	2	0,80	0,643	0,534
V	0,94	1	0,94	0,757	0,392
VT	0,77	2	0,38	0,311	0,736
S	135,66	5	27,13		
RES	30,95	25	1,24		
<b>TOTAL</b>	<b>169,90</b>	<b>35</b>			

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 27 les moyennes et les écart-type de l'amplitude moyenne des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 19,19 cm et 20,44 cm et entre 2,53 cm et 3,63 cm pour l'écart-type.

**Tableau 27. Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne antéro-postérieure protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Protocole B			
Moyenne	pretest	postest1	postest2
<b>YO</b>	20,44	19,36	19,94
	2,86	2,53	2,92
<b>YF</b>	20,29	19,19	19,77
	3,63	3,19	3,44

La figure 21 nous présente les données du tableau 27 sous forme de graphique.



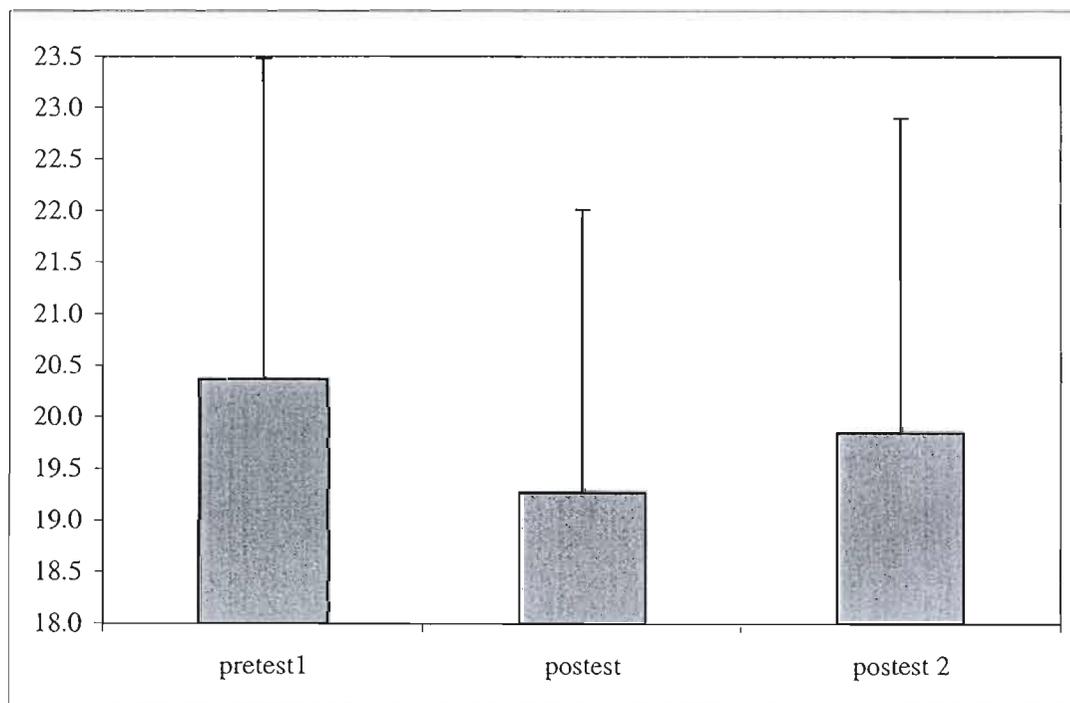
**Figure 21. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure protocole B en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 28 l'analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure lors du protocole B. On remarque une différence statistiquement significative de la séance Trager ( $p=0,005$ ).

**Tableau 28. Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure protocole B.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
<b>T</b>	7,16	2	3,58	6,457	<b>0,005</b>
<b>V</b>	0,24	1	0,24	0,436	0,515
<b>VT</b>	0,00	2	0,00	0,001	0,999
<b>S</b>	277,86	5	55,57		
<b>RES</b>	13,86	25	0,55		
<b>TOTAL</b>	299,13	35			

La figure 22 illustre l'effet significatif de la séance Trager sur l'amplitude moyenne des déplacements antéro-postérieurs du CP lors du protocole B.



**Figure 22. Histogramme de l'effet significatif de la séance Trager sur l'amplitude moyenne en cm des déplacements antéro-postérieurs du CP lors du protocole B.**

Le tableau 29 présente l'effet significatif de la séance Trager sur l'amplitude moyenne des déplacement antéro-postérieurs du CP lors du protocole B.

**Tableau 29. Test à postériori amplitude moyenne antéro-postérieur**

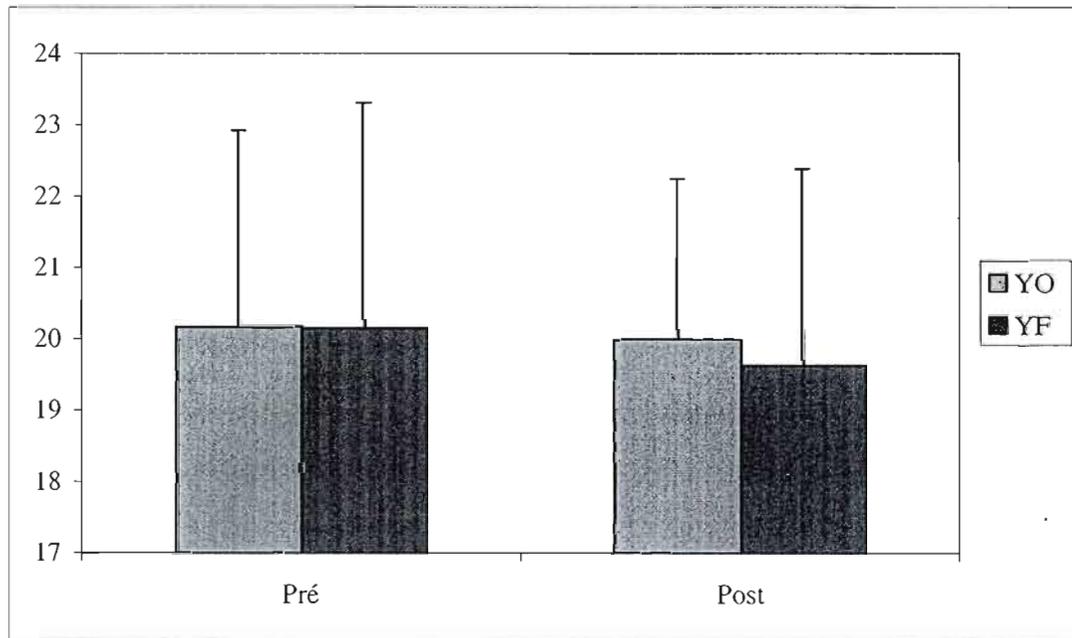
		postest 19,27	postest 2 19,86	pretest1 20,36
postest	19,27	0,00	0,59	<b>1,09</b>
postest 2	19,86		0,00	0,50
pretest1	20,36			0,00

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 30 les moyennes et les écart-type de l'amplitude moyenne des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 19,62 cm et 20,17 cm et entre 2,27 cm et 3,17 pour l'écart-type.

**Tableau 30. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
YO	20,17	19,99	4,67
	2,75	2,27	2,54
YF	20,14	19,62	9,05
	3,17	2,77	9,05
Tests	20,15	19,80	
	2,90	2,48	

La figure 23 nous présente les données du tableau 30 sous forme de graphique.



**Figure 23. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne en cm antéro-postérieure. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 31 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure.

**Tableau 31. Analyse de la variance de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure.**

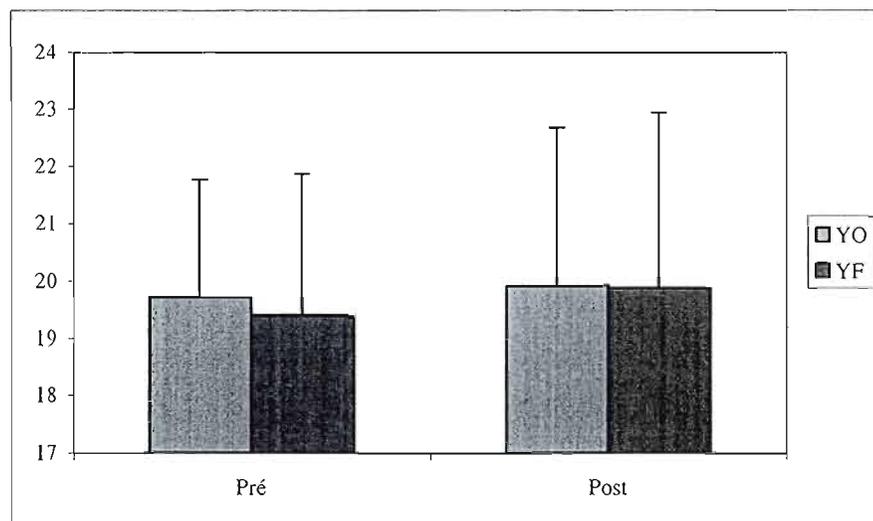
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	1,48	1	1,48	1,235	0,274
V	0,47	1	0,47	0,396	0,534
TV	0,35	1	0,35	0,291	0,593
S	295,42	11	26,86		
RES	39,55	33	1,20		
<b>Total</b>	<b>337,27</b>	<b>47</b>			

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 35 les moyennes et les écarts-type de l'amplitude moyenne des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 19,39 cm et 19,92 cm et entre 2,06 cm et 3,07 cm pour l'écart-type.

**Tableau 32. Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne antéro-postérieure condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Moyennes	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	19,72 2,06	19,92 2,77	19,82 2,39
<b>YF</b>	19,39 2,49	19,88 3,07	19,63 2,74
<b>Tests</b>	19,56 2,24	19,90 2,86	

La figure 24 nous présente les données du tableau 32 sous forme de graphique.



**Figure 24. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure lors de la condition témoin en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 33 l'analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure lors de la condition témoin.

**Tableau 33. Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne antéro-postérieure condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	1,39	1	1,39	1,160	0,289
V	0,42	1	0,42	0,350	0,558
TV	0,25	1	0,25	0,207	0,652
S	276,50	11	25,14		
RES	25,91	33	0,79		
Total	304,46	47			

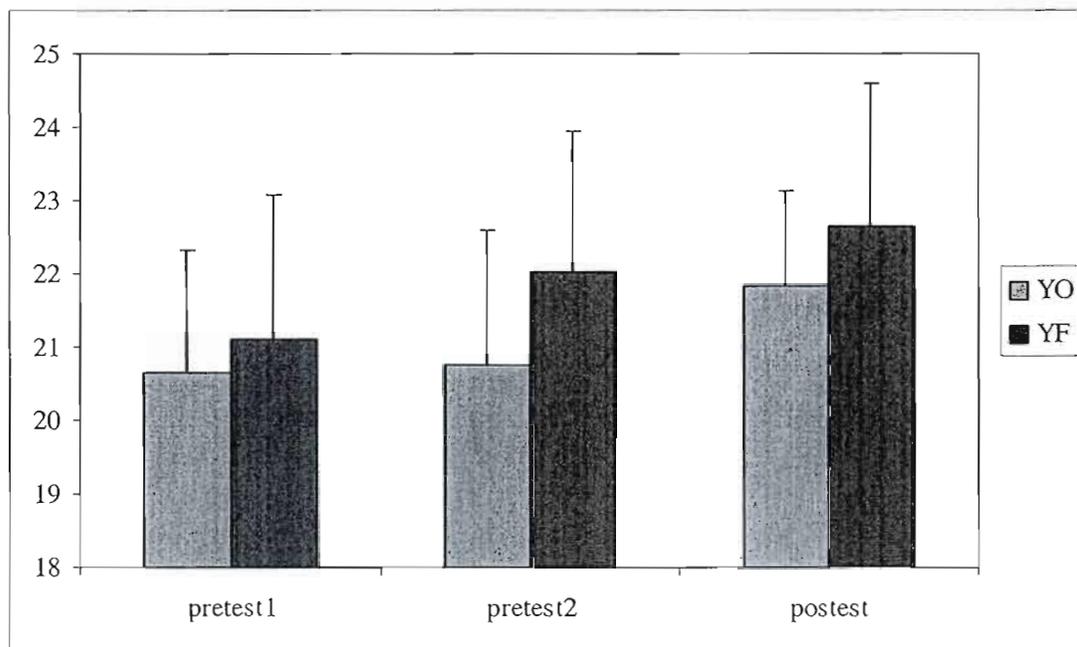
#### Valeurs des déplacements médio-latéraux

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 34 les moyennes et les écart-type de l'amplitude moyenne des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 20,65 cm et 22,03 cm et entre 1,68 cm et 1,96 cm pour l'écart-type.

**Tableau 34. Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne médio-latérale. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Moyenne	(a) Protocole A		
	pretest1	pretest2	postest
YO	20,65 1,68	20,77 1,82	21,83 1,30
YF	21,11 1,96	22,03 1,91	22,64 1,97

La figure 25 nous présente les données du tableau 34 sous forme de graphique.



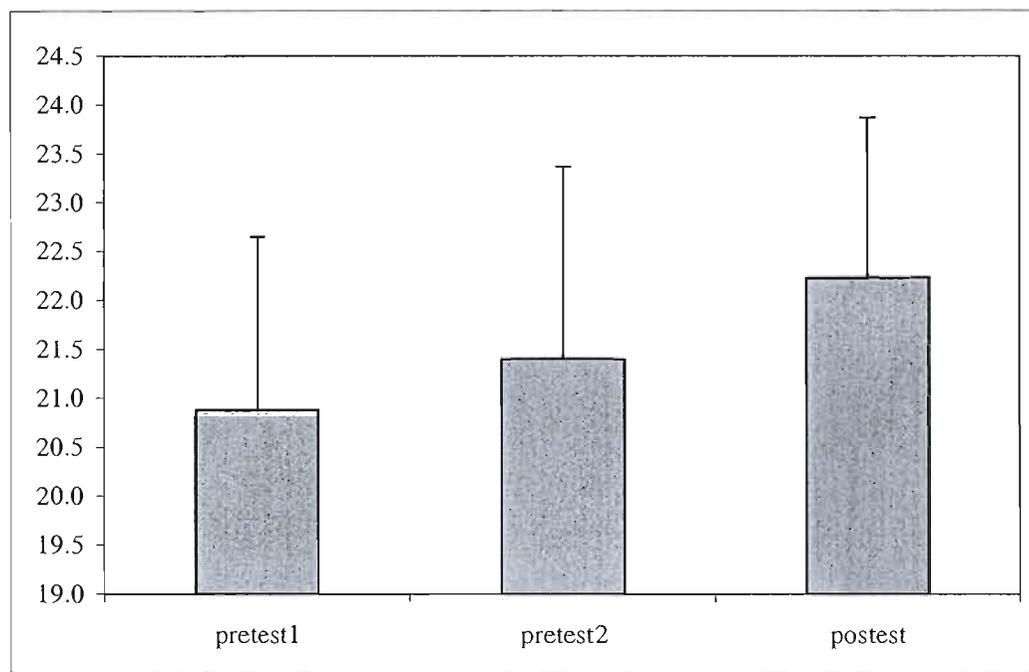
**Figure 25. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne médio-latérale en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 35 l'analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale. On remarque deux différences statistiquement significatives : la séance Trager ( $p=0,005$ ) et l'effet de la vision ( $p=0,011$ ).

**Tableau 35. Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	11,10	2	5,55	6,610	<b>0,005</b>
V	6,41	1	6,41	7,630	<b>0,011</b>
VT	0,96	2	0,48	0,574	0,570
S	74,94	5	14,99		
RES	21,00	25	0,84		
<b>TOTAL</b>	<b>114,42</b>	<b>35</b>			

La figure 26 illustre l'effet significatif de la séance Trager sur l'amplitude moyenne des déplacements médio-latéraux du CP lors du protocole A .



**Figure 26. Histogramme de l'effet significatif de la séance Trager sur l'amplitude moyenne en cm des déplacements médio-latéraux du CP lors du protocole A .**

Le tableau 36 présente l'effet significatif de la séance Trager sur l'amplitude moyenne des déplacements médio-latéraux du CP lors du protocole A

**Tableau 36. Test à postériori amplitude moyenne médio-latérale**

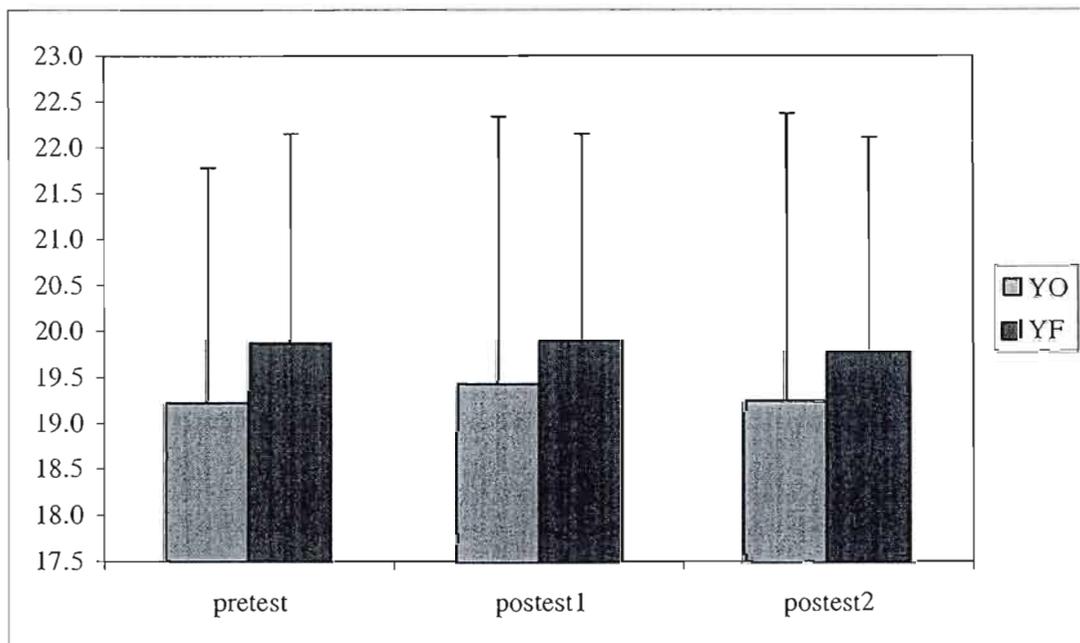
		pretest1 20,88	pretest2 21,40	posttest 22,23
pretest1	20,88	0,00	0,51	1,35
pretest2	21,40		0,00	0,84
posttest	22,23			0,00

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 37 les moyennes et les écart-type de l'amplitude moyenne des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 19,22 cm et 19,90 cm et entre 2,25 cm et 2,91 cm pour l'écart-type.

**Tableau 37. Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne médio-latérale protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Protocole B			
	pretest	postest1	postest2
<b>YO</b>	19,22 2,56	19,43 2,91	19,25 3,12
<b>YF</b>	19,87 2,28	19,90 2,25	19,79 2,32

La figure 27 nous présente les données du tableau 37 sous forme de graphique.



**Figure 27. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne médio-latérale protocole B en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 38 l'analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,038$ ).

**Tableau 38. Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale protocole B.**

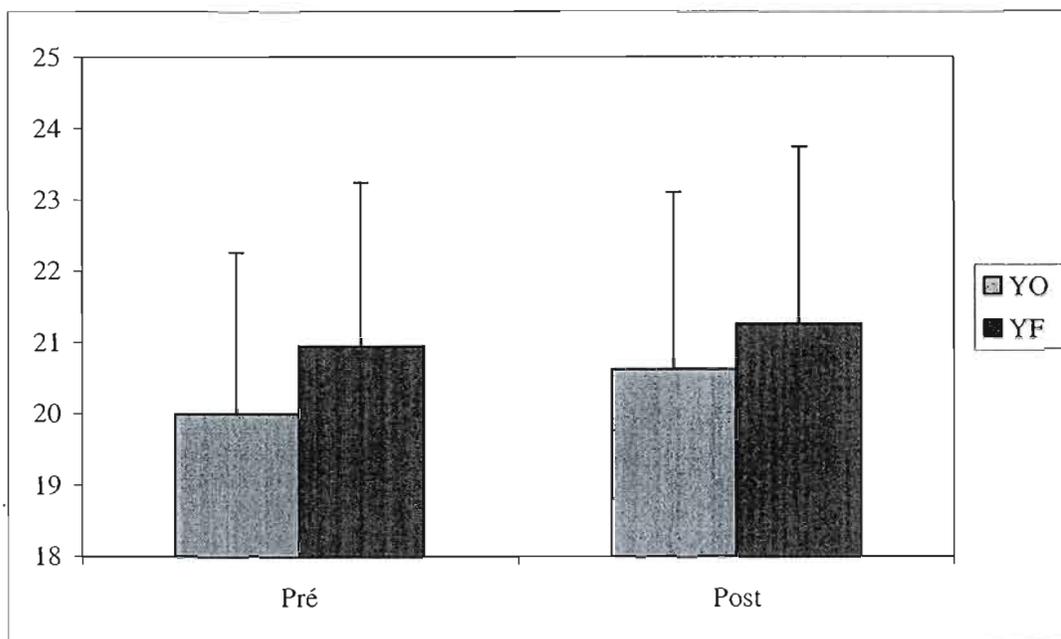
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	0,15	2	0,07	0,129	0,880
V	2,77	1	2,77	4,818	<b>0,038</b>
VT	0,05	2	0,03	0,045	0,956
S	187,61	5	37,52		
RES	14,36	25	0,57		
<b>TOTAL</b>	204,94	35			

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 39 les moyennes et les écart-type de l'amplitude moyenne des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 19,99 cm et 21,27 cm et entre 2,26 cm et 2,49 cm pour l'écart-type.

**Tableau 39. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne médio-latérale. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
YO	19,99	20,63	4,67
	2,26	2,49	2,54
YF	20,95	21,27	9,05
	2,30	2,47	9,05
Tests	20,47	20,95	
	2,28	2,45	

La figure 28 nous présente les données du tableau 39 sous forme de graphique.



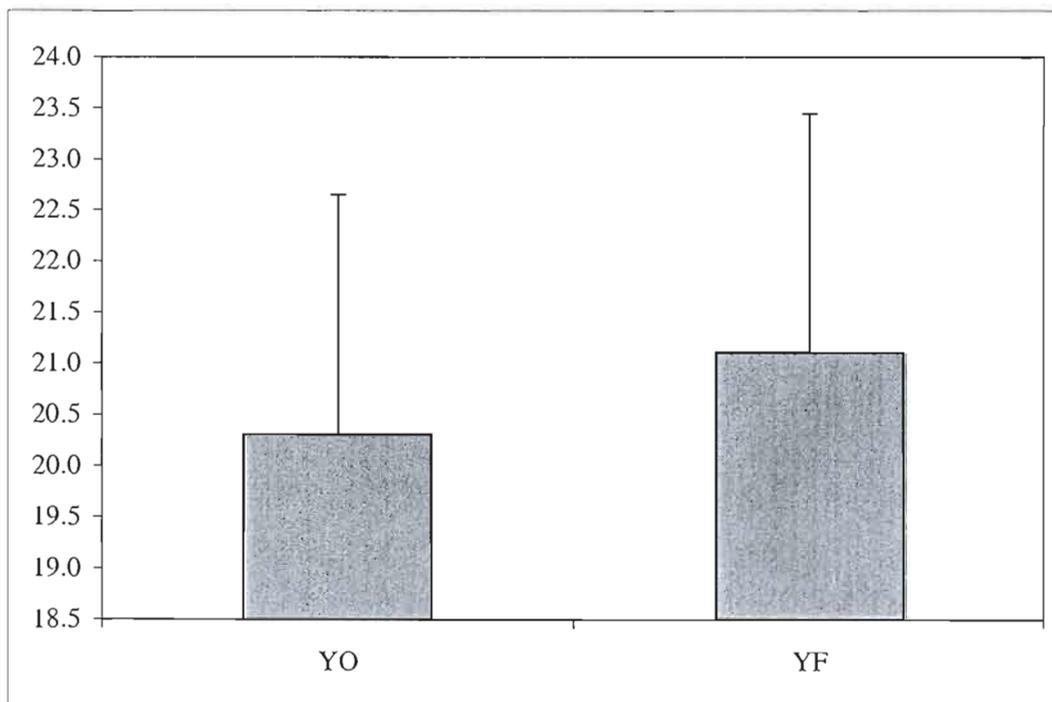
**Figure 28. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne médio-latérale en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 40 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne médio-latérale. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,002$ ).

**Tableau 40. Analyse de la variance de l'effet Trager pour l'amplitude moyenne médio-latérale.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	2,73	1	2,73	4,105	0,051
V	7,66	1	7,66	11,506	<b>0,002</b>
TV	0,30	1	0,30	0,450	0,507
S	227,61	11	20,69		
RES	21,96	33	0,67		
<b>Total</b>	<b>260,26</b>	<b>47</b>			

On peut voir dans la figure 29 l'augmentation des valeurs de l'amplitude moyenne médio-latérale lors de la condition avec les yeux fermés.



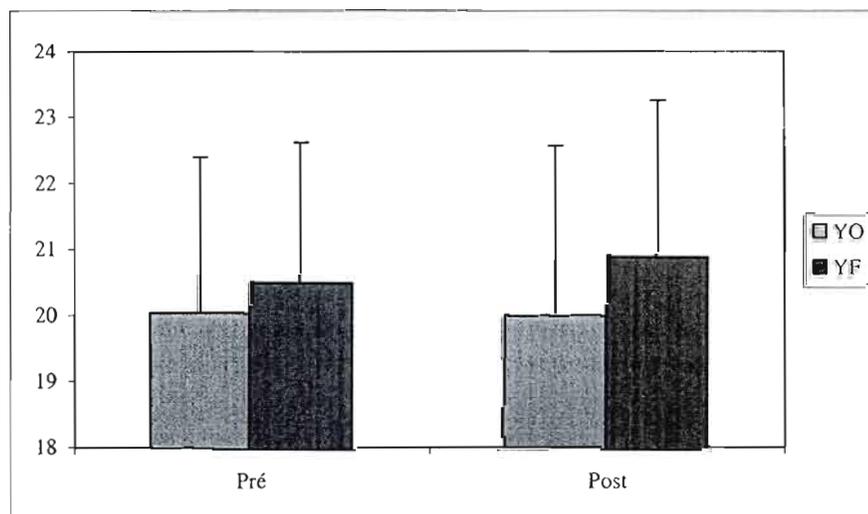
**Figure 29. Histogramme des valeurs de l'effet vision pour l'amplitude moyenne médio-latérale en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

**La condition témoin** On peut voir dans le tableau 41 les moyennes et les écart-type de l'amplitude moyenne des déplacements du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 21,01 cm et 20,91 cm et entre 2,11 cm et 2,56 cm pour l'écart-type.

**Tableau 41. Statistiques descriptives de l'amplitude moyenne médio-latérale condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	20,04 2,35	20,01 2,56	20,02 2,41
<b>YF</b>	20,51 2,11	20,91 2,34	20,71 2,19
<b>Tests</b>	20,27 2,20	20,46 2,44	

La figure 30 nous présente les données du tableau 41 sous forme de graphique.



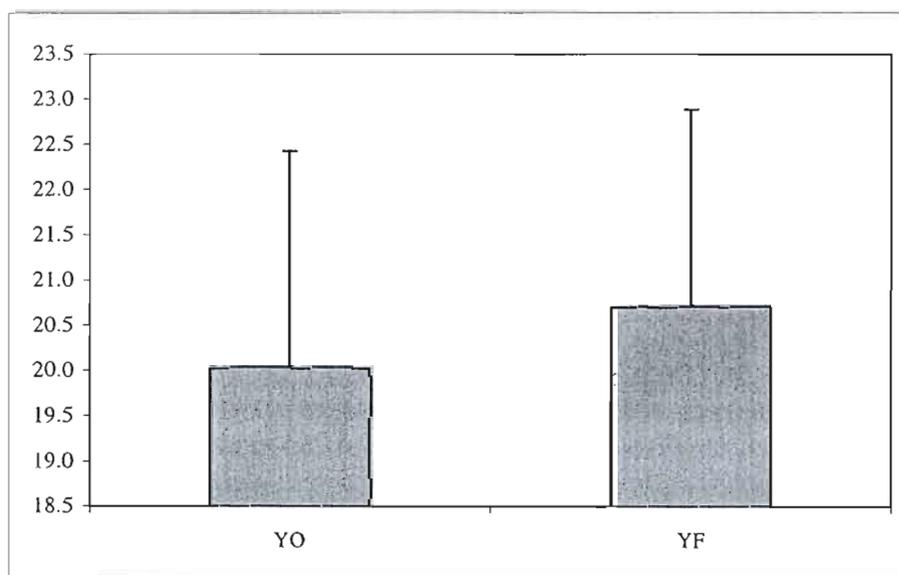
**Figure 30. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour l'amplitude moyenne médio-latérale lors de la condition témoin en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 42 l'analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale lors de la condition témoin. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,007$ ).

**Tableau 42. Analyse de la variance pour l'amplitude moyenne médio-latérale condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	0,40	1	0,40	0,595	0,446
V	5,59	1	5,59	8,401	<b>0,007</b>
TV	0,57	1	0,57	0,853	0,362
S	219,50	11	19,95		
RES	22,80	33	0,69		
<b>Total</b>	<b>248,86</b>	<b>47</b>			

On peut voir dans la figure 31 l'augmentation des valeurs de l'amplitude moyenne médio-latérale lors de la condition avec les yeux fermés.



**Figure 31. Histogramme de l'augmentation des valeurs de l'amplitude moyenne médio-latérale en cm lors de la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

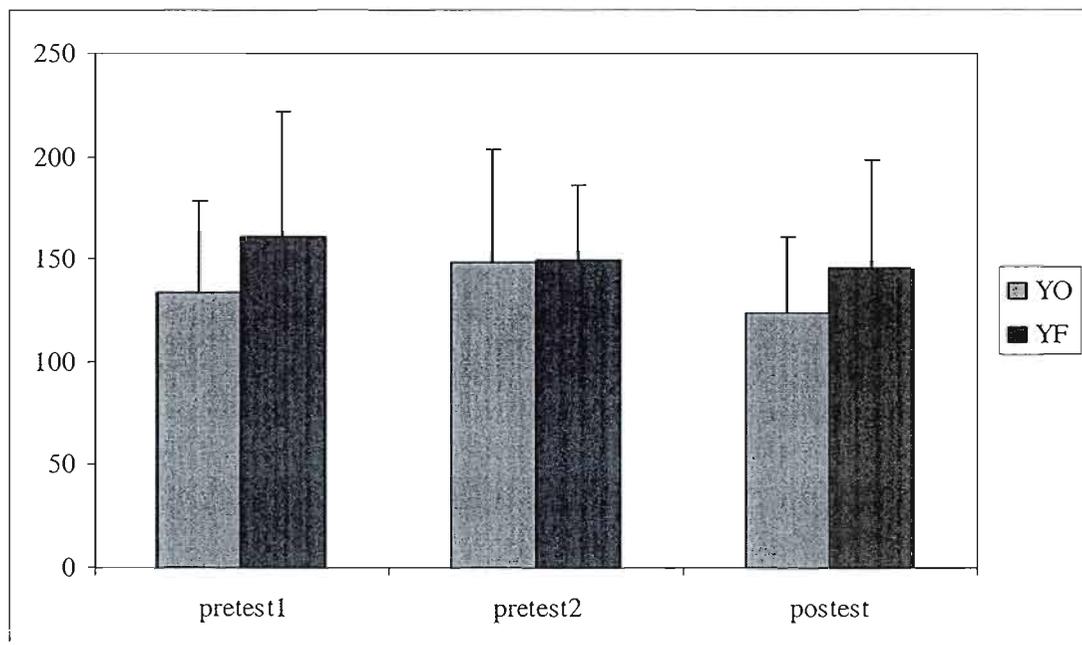
#### 4.2.4. La distance parcourue par le CP

On peut voir dans le tableau 43 les moyennes et les écart-type de la distance parcourue par le CP. Les valeurs de moyenne varient entre 133,58 cm et 160,96 cm et entre 37,20 cm et 60,65 cm pour l'écart-type.

**Tableau 43. Statistiques descriptives de la distance. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Moyenne	Protocole A		
	pretest1	pretest2	postest
<b>YO</b>	133,58	147,84	123,68
	45,03	55,45	37,15
<b>YF</b>	160,96	148,83	145,37
	60,65	37,20	53,41

La figure 32 nous présente les données du tableau 43 sous forme de graphique.



**Figure 32. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la distance en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 44 l'analyse de la variance de la distance parcourue par le CP. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,015$ ).

**Tableau 44. Analyse de la variance pour la distance.**

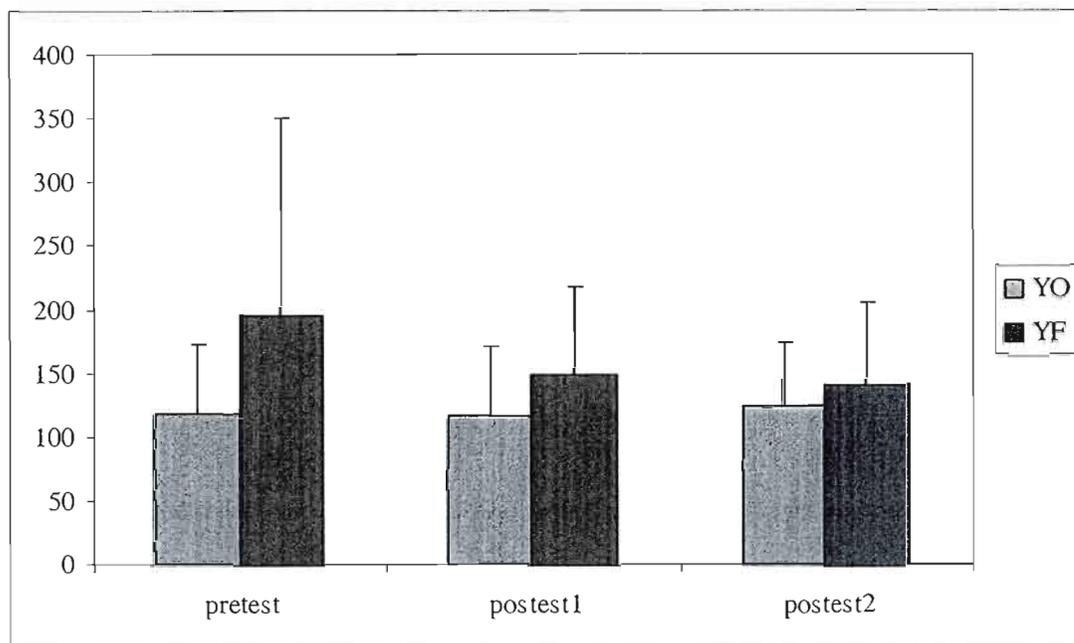
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	1416,48	2	708,24	1,923	0,167
V	2507,00	1	2507,00	6,807	<b>0,015</b>
VT	1157,18	2	578,59	1,571	0,228
S	62783,68	5	12556,74		
RES	9207,03	25	368,28		
<b>TOTAL</b>	77071,37	35			

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 45 les moyennes et les écart-type de la distance parcourue par le CP. Les valeurs de moyenne varient entre 117,43 cm et 196,14 cm et entre 53,82 cm et 154,56 cm pour l'écart-type

**Tableau 45. Statistiques descriptives de la distance protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Moyenne	Protocole B		
	pretest	postest1	postest2
YO	117,84	117,43	124,39
	54,45	53,82	49,28
YF	196,14	149,23	142,16
	154,56	69,43	63,87

La figure 33 nous présente les données du tableau 45 sous forme de graphique.



**Figure 33. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la distance protocole B en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 46 l'analyse de la variance de la distance parcourue par le CP lors du protocole B. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,039$ ).

**Tableau 46. Analyse de la variance pour la distance protocole B**

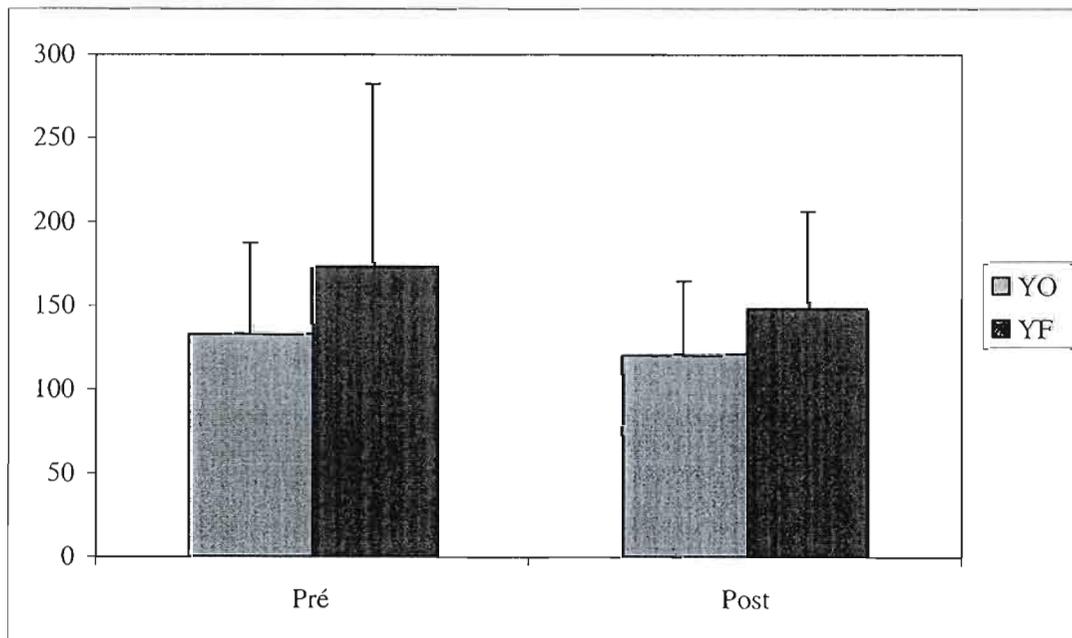
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	4489,91	2	2244,95	0,652	0,529
V	16350,74	1	16350,74	4,752	<b>0,039</b>
VT	6023,30	2	3011,65	0,875	0,429
S	119364,12	5	23872,82		
RES	86021,47	25	3440,86		
<b>TOTAL</b>	232249,52	35			

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 47 les moyennes et les écart-type de la distance parcourue par le CP. Les valeurs de moyenne varient entre 120,55 cm et 172,49 cm et entre 44,21 cm et 109,99 cm pour l'écart-type.

**Tableau 47. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la distance. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Moyennes	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	132,84	120,55	4,67
	54,68	44,21	2,54
<b>YF</b>	172,49	147,30	9,05
	109,99	59,09	9,05
<b>Tests</b>	152,66	133,93	
	87,33	52,84	

La figure 34 nous présente les données du tableau 47 sous forme de graphique.



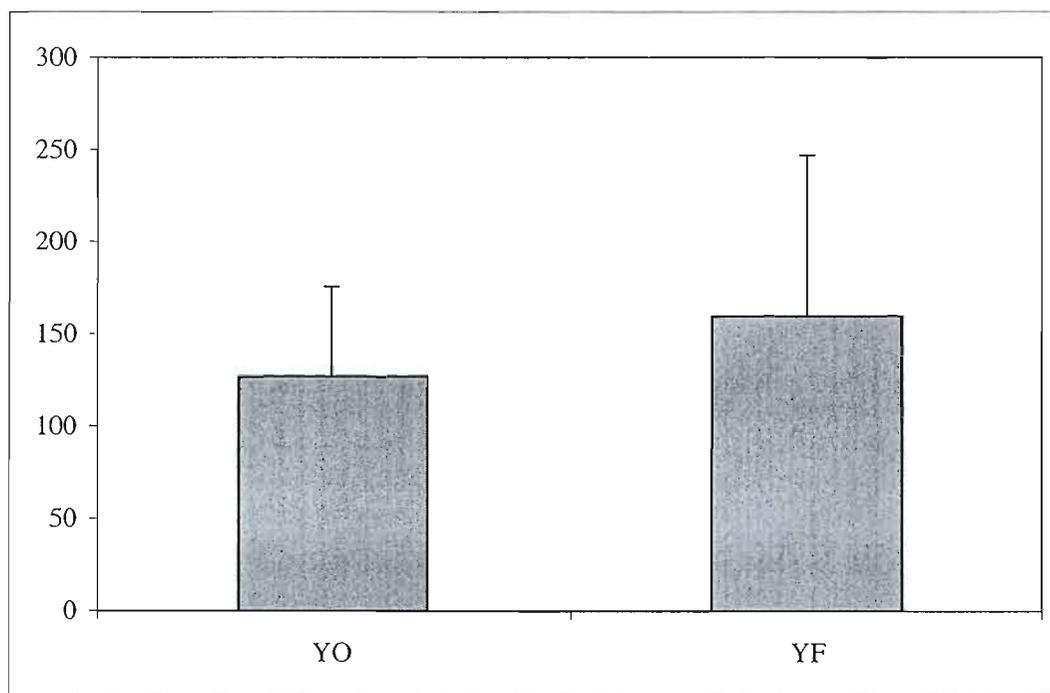
**Figure 34. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la distance en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 48 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour la distance parcourue par le CP. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,034$ ).

**Tableau 48. Analyse de la variance de l'effet Trager pour la distance**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	4212,19	1	4212,19	1,558	0,221
V	13224,56	1	13224,56	4,893	<b>0,034</b>
TV	499,29	1	499,29	0,185	0,670
S	136685,08	11	12425,92		
RES	89199,09	33	2703,00		
<b>Total</b>	<b>243820,21</b>	<b>47</b>			

On peut voir dans la figure 35 l'augmentation des valeurs de la distance lors de la condition avec les yeux fermés.



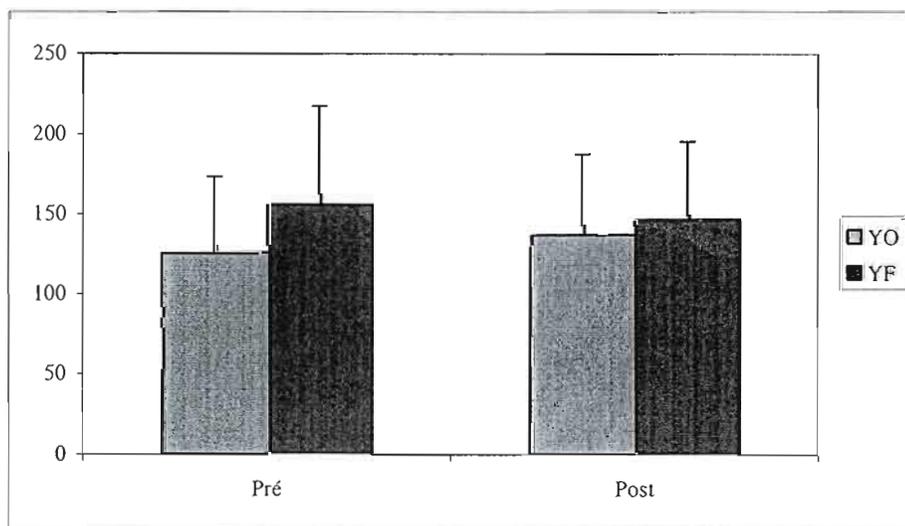
**Figure 35. Histogramme des valeurs de l'effet vision pour la distance en cm. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 49 les moyennes et les écart-type de la distance parcourue par le CP. Les valeurs de moyenne varient entre 125,50 cm et 155,09 cm et entre 48,06 cm et 62,45 cm pour l'écart-type.

**Tableau 49. Statistiques descriptives de la distance condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	125,50 48,06	136,11 51,49	130,81 49,01
<b>YF</b>	155,09 62,45	145,49 49,95	150,29 55,52
<b>Tests</b>	140,30 56,55	140,80 49,84	

La figure 36 nous présente les données du tableau 49 sous forme de graphique.



**Figure 36. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la distance en cm lors de la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 50 l'analyse de la variance de la distance parcourue par le CP lors de la condition témoin.

**Tableau 50. Analyse de la variance pour la distance condition témoin**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	3,08	1	3,08	0,001	0,973
V	4556,18	1	4556,18	1,686	0,203
TV	1224,83	1	1224,83	0,453	0,506
S	109730,53	11	9975,50		
RES	15193,39	33	460,41		
<b>Total</b>	130708,00	47			

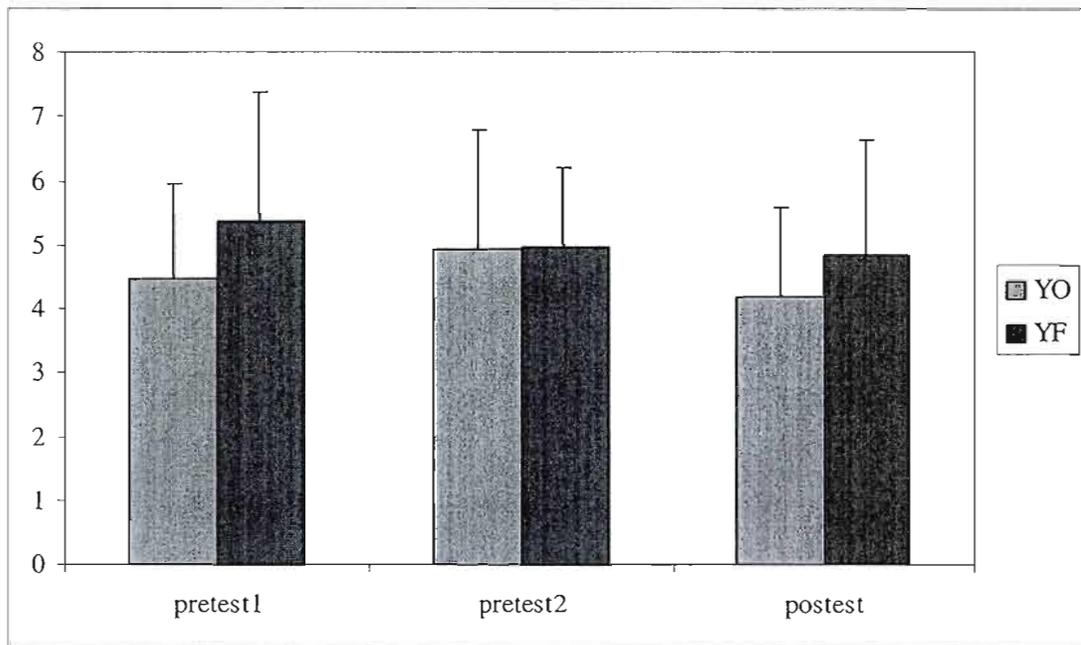
#### 4.2.5. La vitesse des déplacements du CP

On peut voir dans le tableau 51 les moyennes et les écart-type de la vitesse du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 4,20 cm/s et 5,37 cm/s et entre 1,24 cm/s et 2,02 cm/s pour l'écart-type.

**Tableau 51. Statistiques descriptives de la vitesse. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Protocole A		
	pretest1	pretest2	posttest
YO	4,45	4,93	4,20
	1,50	1,85	1,39
YF	5,37	4,96	4,85
	2,02	1,24	1,78

La figure 37 nous présente les données du tableau 51 sous forme de graphique



**Figure 37. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la vitesse en cm/s du CP. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 52 l'analyse de la variance de la vitesse des oscillations du CP. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,017$ ).

**Tableau 52. Analyse de la variance pour la vitesse.**

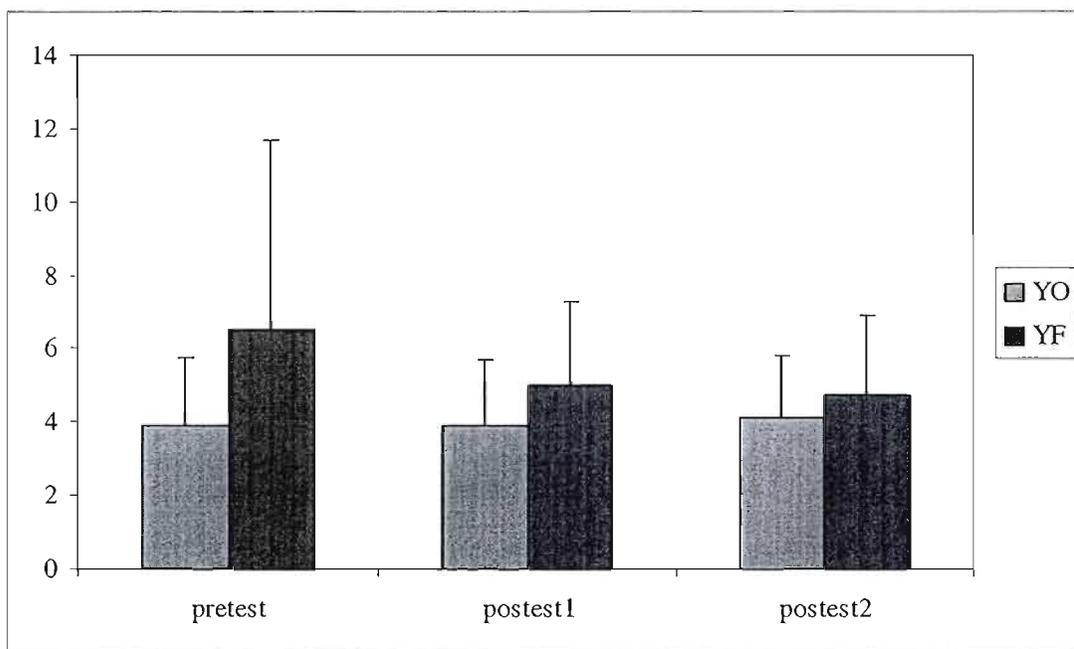
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	1,33	2	0,66	1,724	0,199
V	2,54	1	2,54	6,605	<b>0,017</b>
VT	1,23	2	0,61	1,595	0,223
S	72,32	5	14,46		
RES	9,63	25	0,39		
<b>TOTAL</b>	<b>87,05</b>	<b>35</b>			

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 53 les moyennes et les écart-type de la vitesse du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 3,92 cm/s et 6,54 cm/s et entre 1,64 cm/s et 5,15 cm/s pour l'écart-type.

**Tableau 53. Statistiques descriptives de la vitesse protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

		Protocole B		
Moyenne		pretest	postest1	postest2
YO		3,93	3,92	4,15
		1,82	1,79	1,64
YF		6,54	4,97	4,74
		5,15	2,31	2,13

La figure 38 nous présente les données du tableau 53 sous forme de graphique.



**Figure 38. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la vitesse en cm/s du CP protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 54 l'analyse de la variance de la vitesse des oscillations du CP lors du protocole B. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,039$ ).

**Tableau 54. Analyse de la variance pour la vitesse protocole B.**

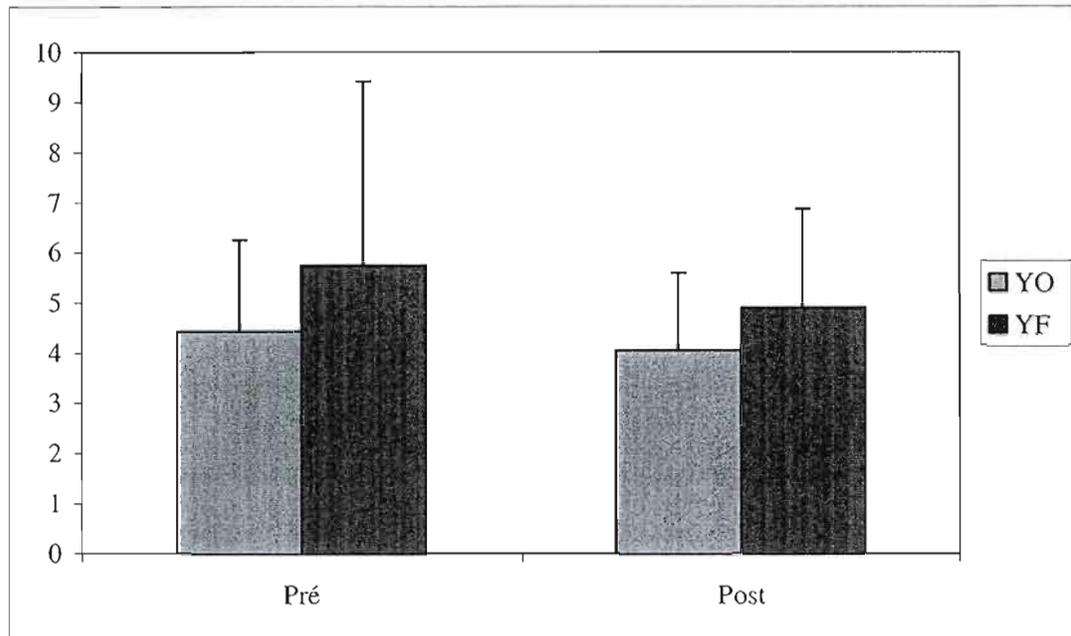
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	5,00	2	2,50	0,654	0,529
V	18,13	1	18,13	4,747	<b>0,039</b>
VT	6,71	2	3,35	0,878	0,428
S	132,67	5	26,53		
RES	95,50	25	3,82		
<b>TOTAL</b>	258,00	35			

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 55 les moyennes et les écart-type de l'effet Trager pour la vitesse du CP. Les valeurs de moyenne varient entre 4,06 cm/s et 5,75 cm/s et entre 1,54 cm/s et 3,67 cm/s pour l'écart-type.

**Tableau 55. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la vitesse. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	4,43	4,06	4,67
	1,82	1,54	2,54
<b>YF</b>	5,75	4,91	9,05
	3,67	1,97	9,05
<b>Tests</b>	5,09	4,48	
	2,91	1,78	

La figure 39 nous présente les données du tableau 55 sous forme de graphique.



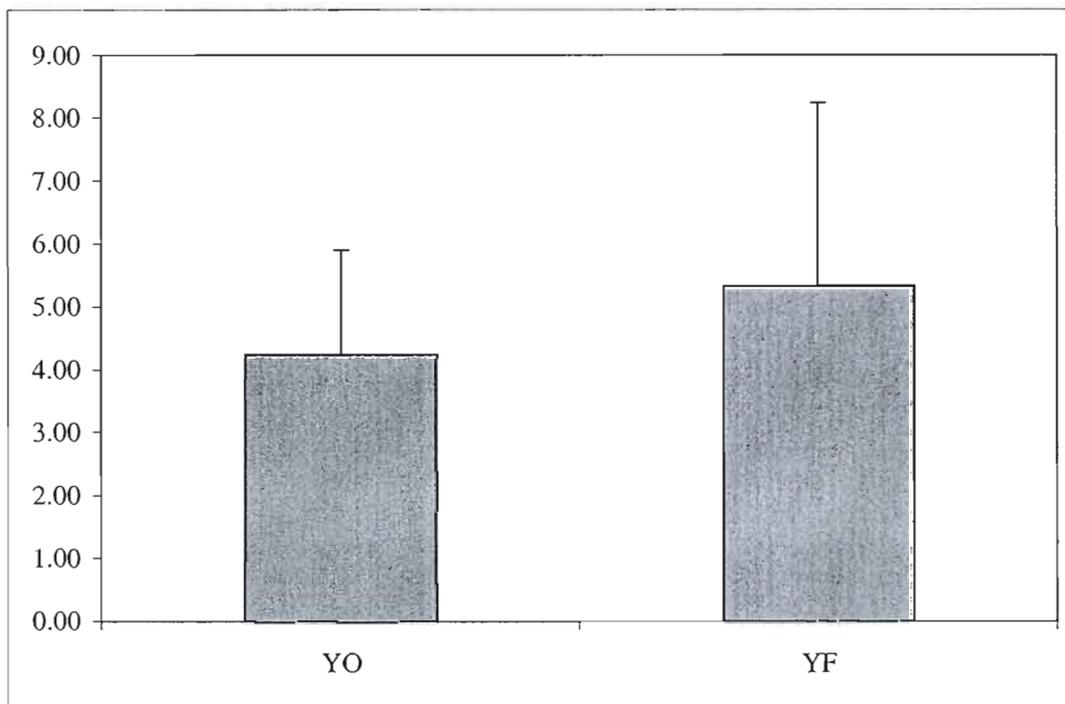
**Figure 39. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la vitesse en cm/s du CP. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 56 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour la vitesse des oscillations du CP. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,037$ ).

**Tableau 56. Analyse de la variance de l'effet Trager pour la vitesse**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	4,42	1	4,42	1,478	0,233
V	14,19	1	14,19	4,750	<b>0,037</b>
TV	0,65	1	0,65	0,219	0,643
S	154,45	11	14,04		
RES	98,60	33	2,99		
<b>Total</b>	<b>272,31</b>	<b>47</b>			

On peut voir dans la figure 40 l'augmentation des valeurs de la vitesse lors de la condition avec les yeux fermés.



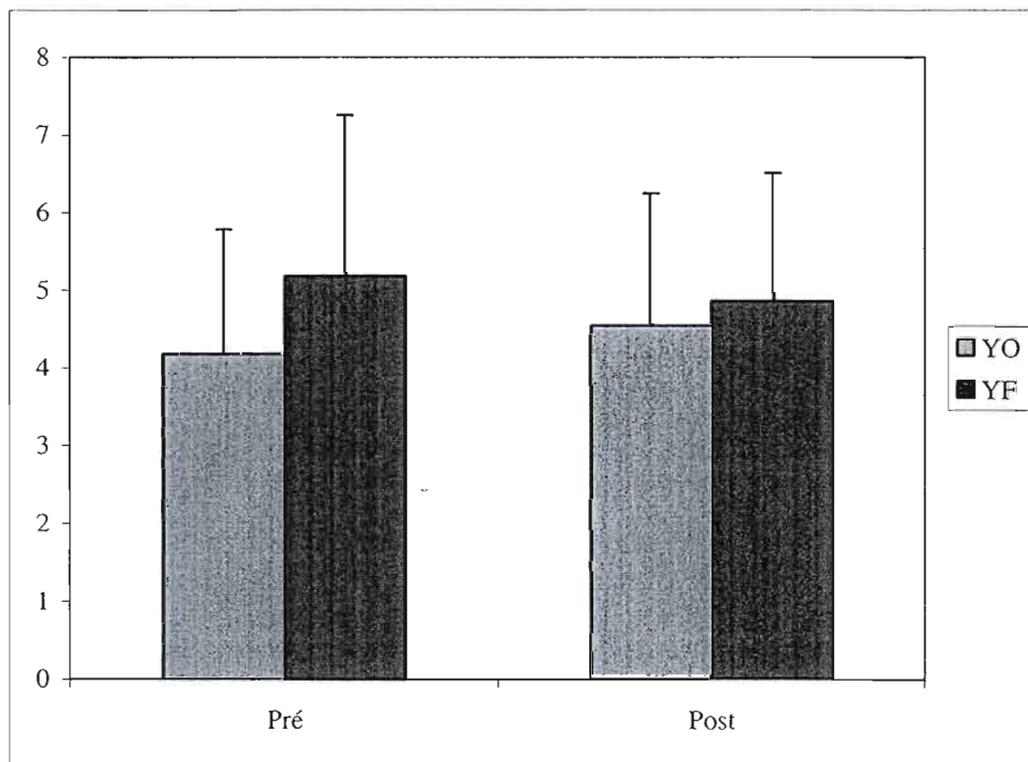
**Figure 40. Histogramme des valeurs de l'effet vision pour la vitesse en cm/s du CP. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 57 les moyennes et les écart-type de la vitesse du CP lors de la condition témoin. Les valeurs de moyenne varient entre 4,18 cm/s et 5,17 cm/s et entre 1,60 cm/s et 2,08 cm/s pour l'écart-type.

**Tableau 57. Statistiques descriptives de la vitesse pour la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
YO	4,18	4,54	4,36
	1,60	1,72	1,63
YF	5,17	4,85	5,01
	2,08	1,67	1,85
Tests	4,68	4,69	
	1,88	1,66	

La figure 41 nous présente les données du tableau 57 sous forme de graphique.



**Figure 41. Histogramme des moyennes et des écarts-type pour la vitesse en cm/s du CP lors de la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 58 l'analyse de la variance de la vitesse des oscillations du CP lors de la condition témoin.

**Tableau 58. Analyse de la variance pour la vitesse condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	0,00	1	0,00	0,001	0,974
V	5,04	1	5,04	1,688	0,203
TV	1,37	1	1,37	0,457	0,504
S	121,90	11	11,08		
RES	16,91	33	0,51		
Total	145,22	47			

### 4.3 Équilibre statique: distribution du poids corporel

#### 4.3.1. Pourcentage de chaque jambe

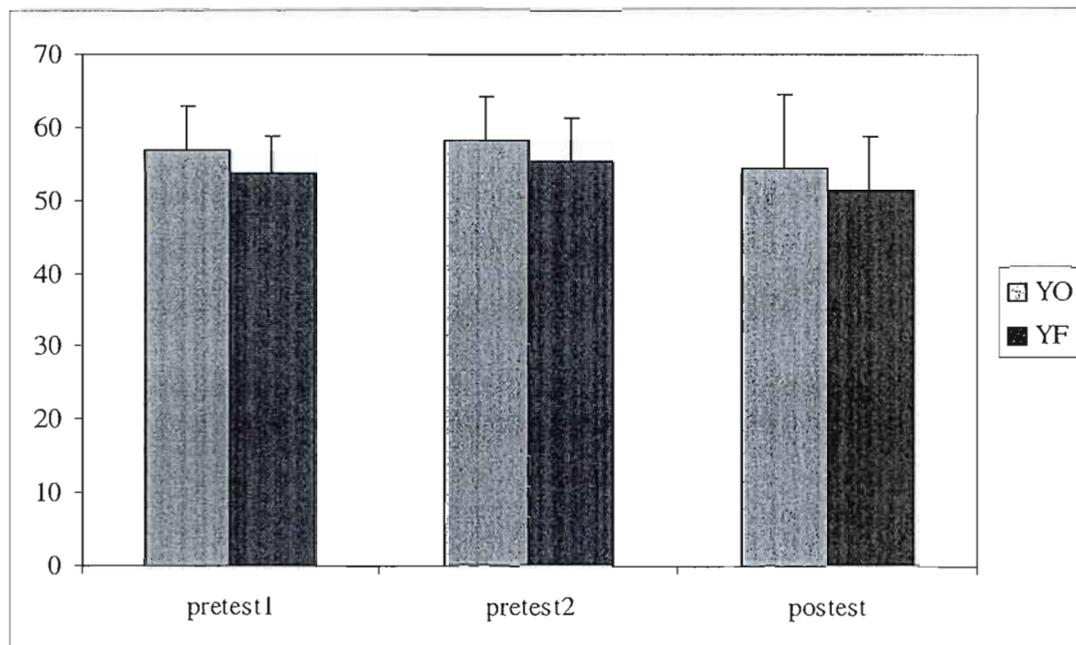
**Jambe gauche (jambe forte).**

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 59 les moyennes et les écart-type de la distribution du poids jambe forte. Les valeurs de moyenne varient entre 53,71% et 58,43% et entre 5,13% et 6,12% pour l'écart-type.

**Tableau 59. Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe forte.**

Moyenne	Protocole A		
	pretest1	pretest2	posttest
<b>YO</b>	56,93	58,43	54,64
	6,12	5,96	9,94
<b>YF</b>	53,71	55,35	51,29
	5,13	5,86	7,72

La figure 42 nous présente les données du tableau 59 sous forme de graphique.



**Figure 42. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids en pourcentage jambe forte protocole A. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 60 l'analyse de la variance de la distribution du poids (jambe forte). On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,021$ ).

**Tableau 60. Analyse de la variance de la distribution du poids jambe forte.**

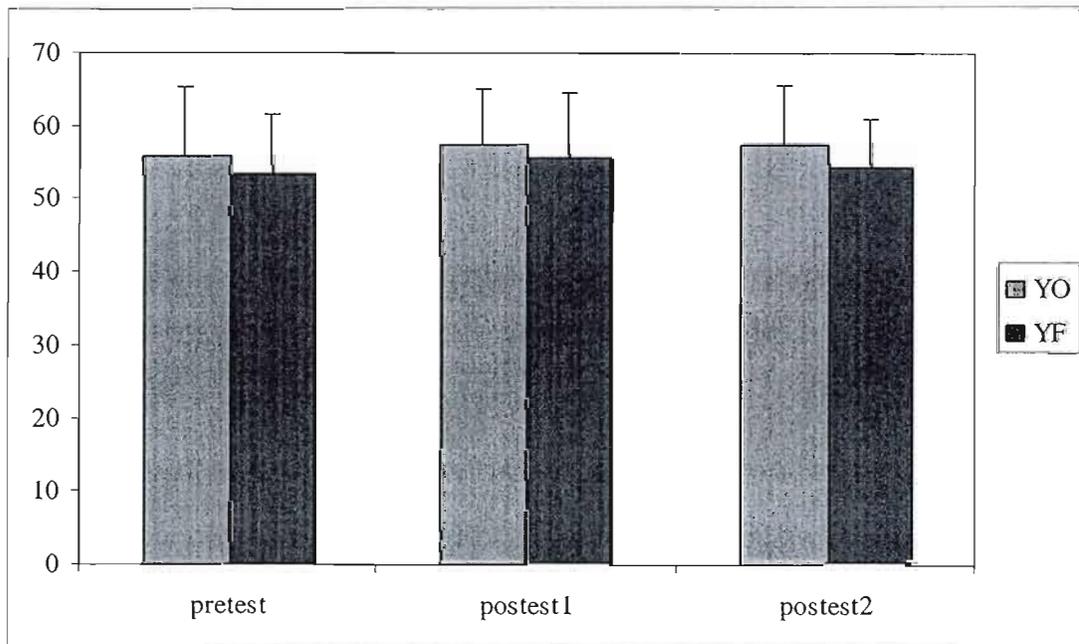
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	93,88	2	46,94	3,055	0,065
V	93,28	1	93,28	6,072	<b>0,021</b>
VT	0,11	2	0,06	0,004	0,996
S	1076,30	5	215,26		
RES	384,09	25	15,36		
<b>TOTAL</b>	<b>1647,67</b>	<b>35</b>			

**Protocole B.** On peut voir dans le tableau 61 les moyennes et les écart-type de la distribution du poids jambe forte. Les valeurs de moyenne varient entre 53,37% et 57,46% et entre 7,56% et 9,49% pour l'écart-type.

**Tableau 61. Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe forte protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

		Protocole B		
		pretest	postest1	postest2
YO	Moyenne	55,95	57,46	57,51
	Écart-type	9,49	7,56	8,05
YF	Moyenne	53,37	55,56	54,21
	Écart-type	8,32	8,95	6,86

La figure 43 nous présente les données du tableau 61 sous forme de graphique.



**Figure 43. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids en pourcentage jambe forte protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 62 l'analyse de la variance de la distribution du poids (jambe forte) pour le protocole B.

**Tableau 62. Analyse de la variance de la distribution du poids jambe forte protocole B.**

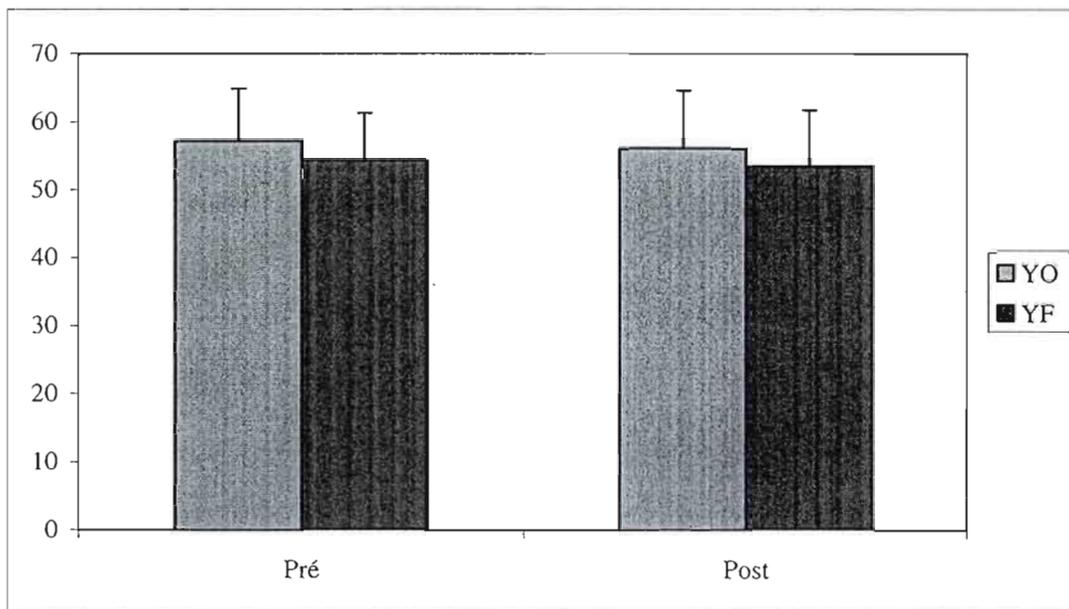
Sources	SC	DL	MC	F	P
Vision	60,58	1	60,58	2,991	0,096
Tests	21,09	2	10,54	0,521	0,600
VT	2,94	2	1,47	0,073	0,930
S	1535,98	5	307,20		
RES	506,36	25	20,25		
<b>TOTAL</b>	2126,94	35			

**Effet Trager.** On peut voir dans le tableau 63 les moyennes et les écart-type de la distribution du poids jambe forte. Les valeurs de moyenne varient entre 53,42% et 57,19% et entre 6,94% et 8,55% pour l'écart-type.

**Tableau 63. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe forte. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
YO	57,19	56,05	4,67
	7,67	8,55	2,54
YF	54,36	53,42	9,05
	6,94	8,27	9,05
Tests	55,78	54,73	
	7,30	8,34	

La figure 44 nous présente les données du tableau 63 sous forme de graphique.



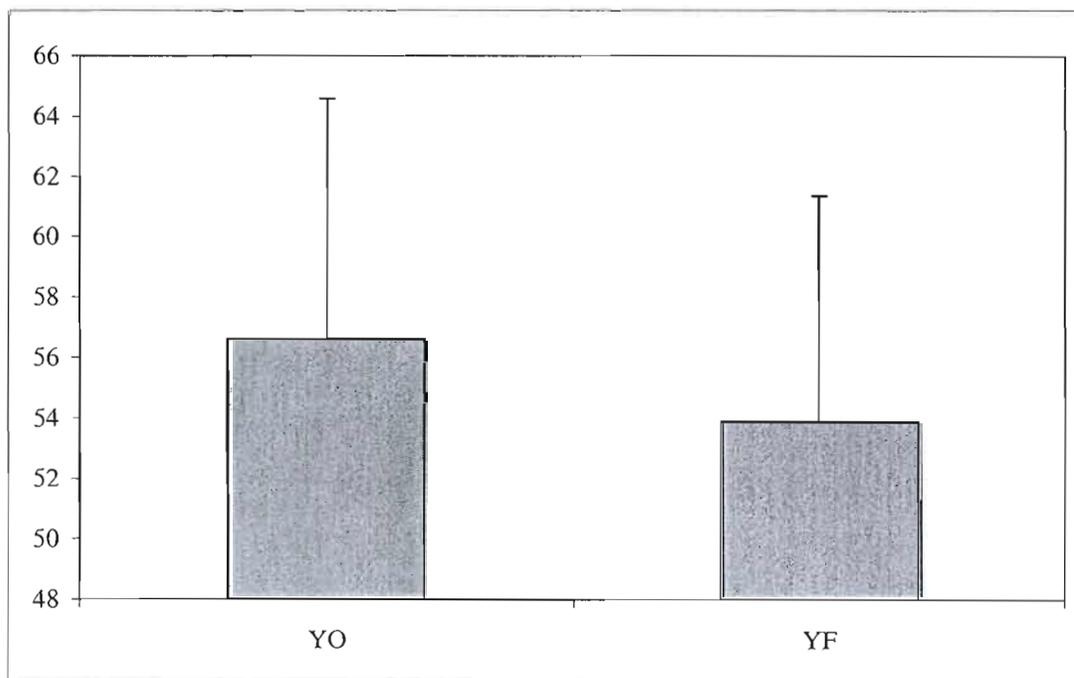
**Figure 44. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la distribution du poids en pourcentage jambe forte. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 64 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour la distribution du poids (jambe forte). On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,041$ ).

**Tableau 64. Analyse de la variance de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe forte.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	13,01	1	13,01	0,661	0,422
V	89,35	1	89,35	4,542	<b>0,041</b>
TV	0,12	1	0,12	0,006	0,937
S	2084,38	11	189,49		
RES	649,16	33	19,67		
<b>Total</b>	<b>2836,02</b>	<b>47</b>			

On peut voir dans la figure 45 l'augmentation des valeurs de la distribution du poids jambe forte lors de la condition avec les yeux fermés.



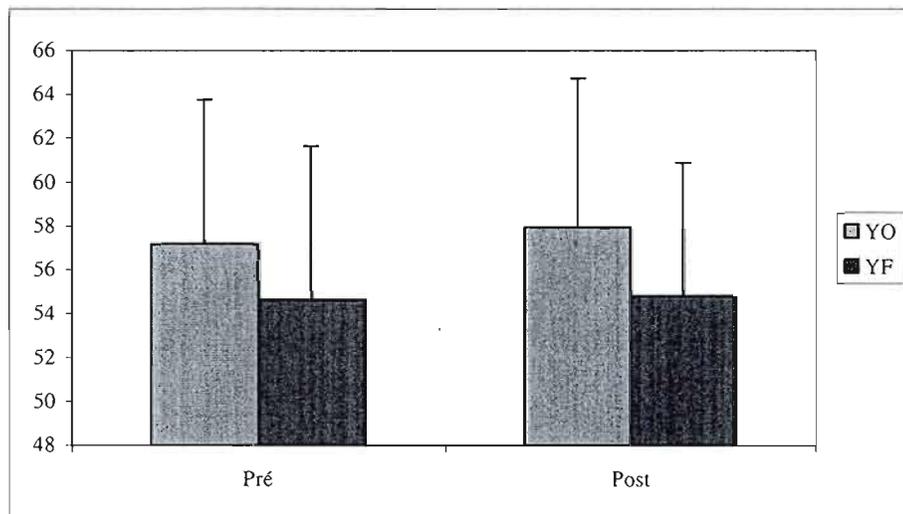
**Figure 45. Histogramme des valeurs de l'effet vision de la distribution du poids jambe forte. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

**Condition témoin.** On peut voir dans le tableau 65 les moyennes et les écart-type de la distribution du poids jambe forte lors de la condition témoin. Les valeurs de moyenne varient entre 54,63% et 57,97% et entre 6,11% et 7,02% pour l'écart-type.

**Tableau 65. Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe forte condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
YO	57,19 6,56	57,97 6,77	57,58 6,53
YF	54,63 7,02	54,78 6,11	54,71 6,44
Tests	55,91 6,77	56,38 6,52	

La figure 46 nous présente les données du tableau 65 sous forme de graphique.



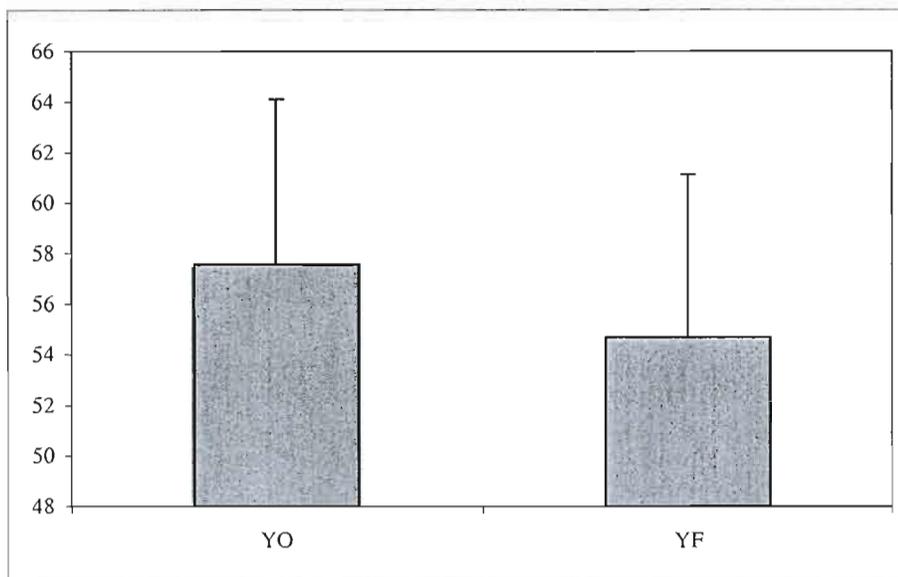
**Figure 46. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids en pourcentage jambe forte lors de la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 66 l'analyse de la variance de la distribution du poids (jambe forte) pour la condition témoin. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,031$ ).

**Tableau 66. Analyse de la variance de la distribution du poids jambe forte condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	2,58	1	2,58	0,131	0,720
V	99,33	1	99,33	5,049	<b>0,031</b>
TV	1,18	1	1,18	0,060	0,808
S	1523,40	11	138,49		
RES	407,93	33	12,36		
<b>Total</b>	<b>2034,42</b>	<b>47</b>			

On peut voir dans la figure 47 l'augmentation des valeurs de la distribution du poids jambe forte lors de la condition avec les yeux fermés.



**Figure 47. Histogramme des valeurs de l'effet vision de la distribution du poids en pourcentage jambe forte. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

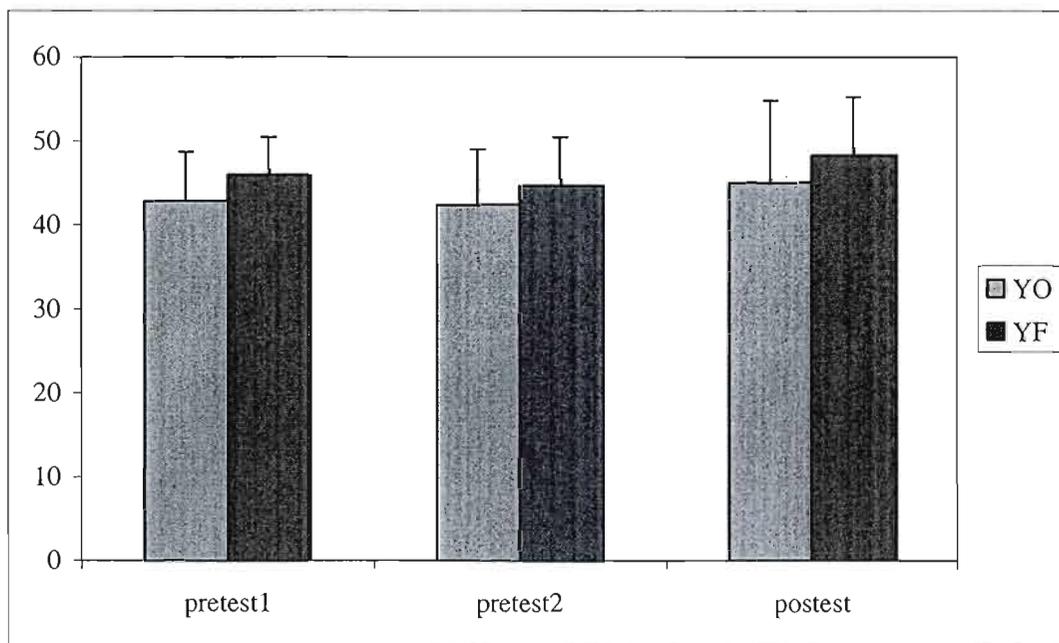
**Jambe droite (jambe affectée).**

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 67 les moyennes et les écart-type de la distribution du poids jambe affectée. Les valeurs de moyenne varient entre 42,40% et 45,94% et entre 4,57% et 6,65% pour l'écart-type.

**Tableau 67. Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe affectée. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

Protocole A			
	pretest1	pretest2	posttest
<b>YO</b>	42,85	42,40	45,07
	5,90	6,65	9,77
<b>YF</b>	45,94	44,63	48,24
	4,57	5,87	7,00

La figure 48 nous présente les données du tableau 67 sous forme de graphique.



**Figure 48. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids en pourcentage jambe affectée. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 68 l'analyse de la variance de la distribution du poids (jambe affectée). On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,035$ ).

**Tableau 68. Analyse de la variance de la distribution du poids jambe affectée.**

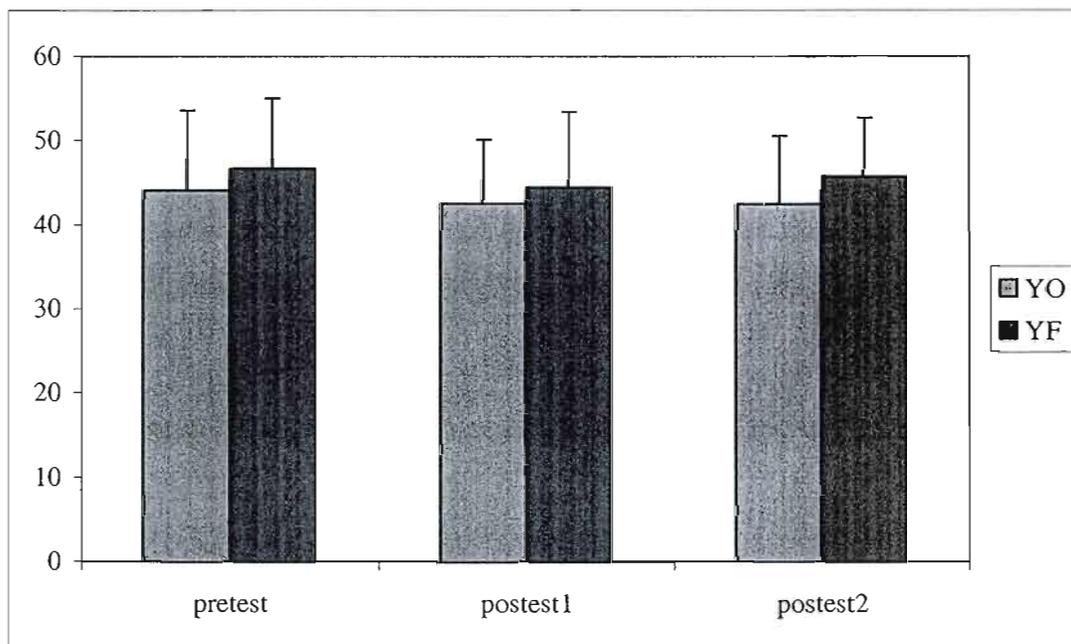
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	62,76	2	31,38	2,155	0,137
V	72,08	1	72,08	4,951	<b>0,035</b>
VT	1,62	2	0,81	0,056	0,946
S	1028,97	5	205,79		
RES	364,00	25	14,56		
TOTAL	1529,43	35			

**Le protocole B** .On peut voir dans le tableau 69 les moyennes et les écart-type de la distribution du poids jambe affectée. Les valeurs de moyenne varient entre 42,55% et 46,63% et entre 7,56% et 9,49% pour l'écart-type.

**Tableau 69. Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe affectée protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

		Protocole B		
		pretest	postest1	postest2
YO	Moyenne	44,05	42,55	42,49
	Écart-type	9,49	7,56	8,05
YF	Moyenne	46,63	44,45	45,79
	Écart-type	8,32	8,95	6,86

La figure 49 nous présente les données du tableau 69 sous forme de graphique.



**Figure 49. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids en pourcentage jambe affectée protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 70 l'analyse de la variance de la distribution du poids (jambe affectée).

**Tableau 70. Analyse de la variance de la distribution du poids jambe affectée protocole B.**

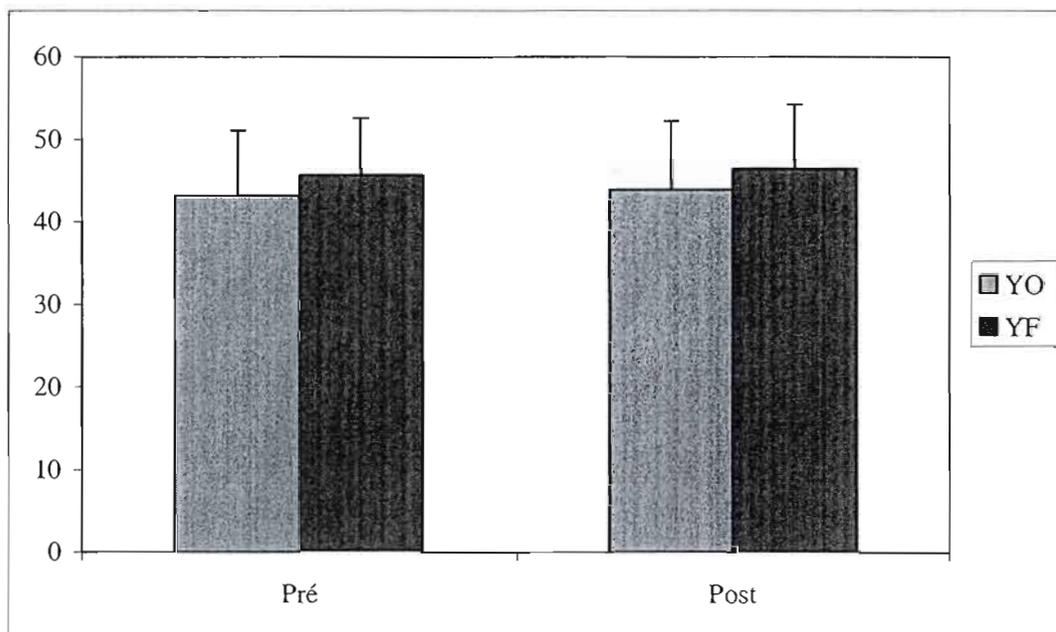
Sources	SC	DL	MC	F	P
<b>T</b>	21,02	2	10,51	0,519	0,601
<b>V</b>	60,53	1	60,53	2,989	0,096
<b>VT</b>	2,95	2	1,47	0,073	0,930
<b>S</b>	1535,72	5	307,14		
<b>RES</b>	506,18	25	20,25		
<b>TOTAL</b>	2126,40	35			

**Effet Trager.** On peut voir dans le tableau 71 les moyennes et les écart-type de la distribution du poids jambe affectée. Les valeurs de moyenne varient entre 43,23% et 46,34% et entre 6,94% et 8,43% pour l'écart-type.

**Tableau 71. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe affectée. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	43,23	43,81	4,67
	7,86	8,43	2,54
<b>YF</b>	45,63	46,34	9,05
	6,94	7,91	9,05
<b>Tests</b>	44,43	45,07	
	7,36	8,10	

La figure 50 nous présente les données du tableau 71 sous forme de graphique.



**Figure 50. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la distribution du poids en pourcentage jambe affectée. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 72 l'analyse de la variance de la distribution du poids (jambe affectée).

**Tableau 72. Analyse de la variance de l'effet Trager pour la distribution du poids jambe affectée.**

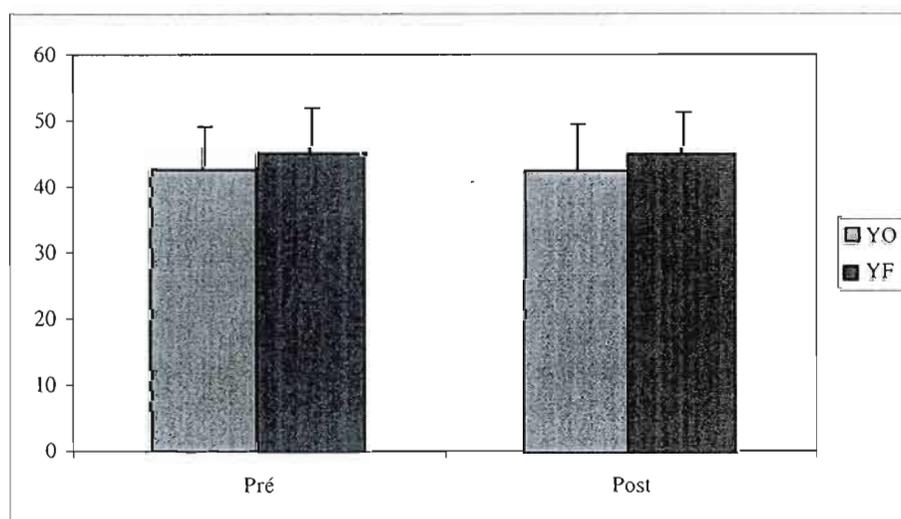
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	5,00	1	5,00	0,281	0,599
V	73,24	1	73,24	4,120	0,050
TV	0,05	1	0,05	0,003	0,957
S	2093,27	11	190,30		
RES	586,56	33	17,77		
Total	2758,11	47			

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 73 les moyennes et les écart-type de la distribution du poids jambe affectée lors de la condition témoin. Les valeurs de moyenne varient entre 42,45% et 45,21% et entre 6,11% et 7,04% pour l'écart-type.

**Tableau 73. Statistiques descriptives de la distribution du poids jambe affectée condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	42,70 6,46	42,45 7,04	42,57 6,61
<b>YF</b>	45,19 6,82	45,21 6,11	45,20 6,33
<b>Tests</b>	43,95 6,62	43,83 6,60	

La figure 51 nous présente les données du tableau 73 sous forme de graphique.



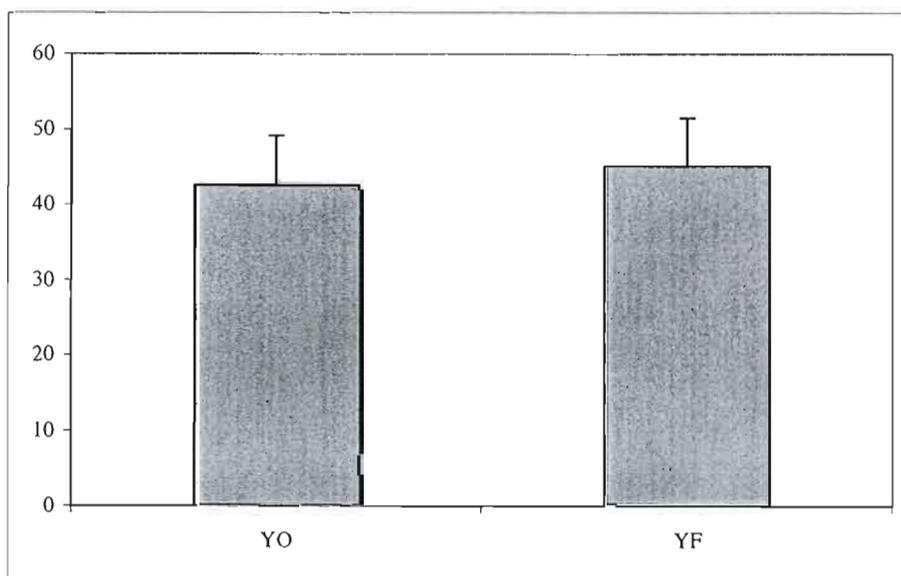
**Figure 51. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la distribution du poids en % jambe affectée lors de la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 72 l'analyse de la variance de la distribution du poids (jambe affectée) lors de la condition témoin. On remarque une différence statistiquement significative pour l'effet de la vision ( $p=0,038$ ).

**Tableau 74. Analyse de la variance de la distribution du poids jambe affectée condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	0,16	1	0,16	0,009	0,924
V	83,00	1	83,00	4,670	<b>0,038</b>
TV	0,22	1	0,22	0,013	0,911
S	1518,81	11	138,07		
RES	408,58	33	12,38		
<b>Total</b>	<b>2010,78</b>	<b>47</b>			

On peut voir dans la figure 52 l'augmentation des valeurs de la distribution du poids jambe affectée lors de la condition avec les yeux fermés.



**Figure 52. Histogramme des valeurs de l'effet vision de la distribution du poids en pourcentage jambe affectée. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

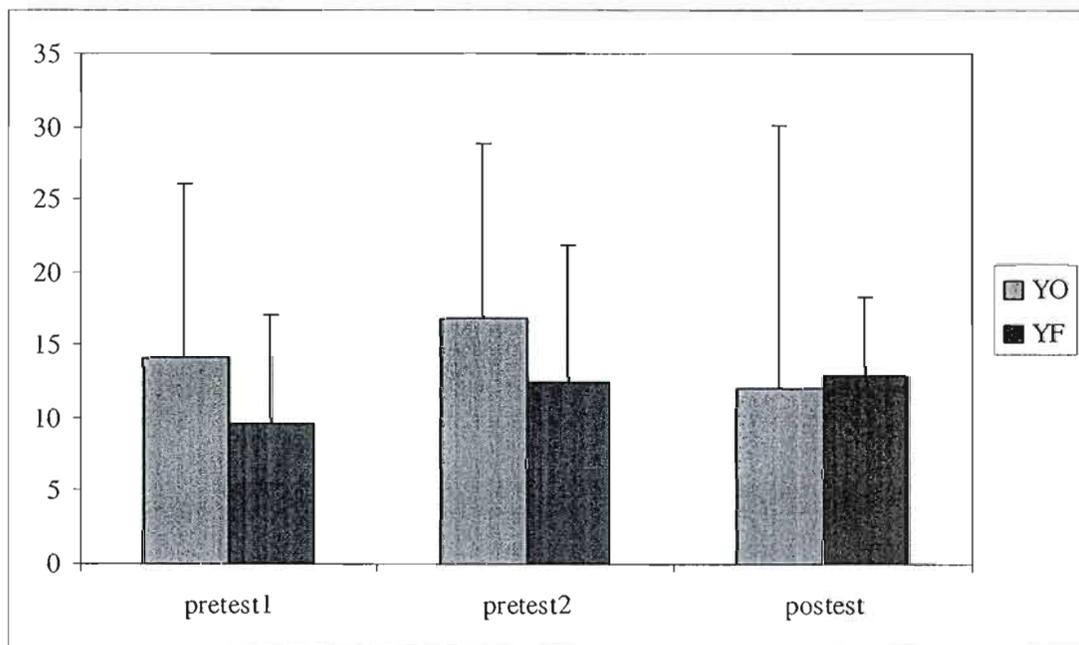
### 4.3.2. Écart entre la jambe forte et la jambe affectée

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 75 les moyennes et les écart-type de l'écart entre les deux jambes. Les valeurs de moyenne varient entre 9,59% et 16,87% et entre 7,45% et 12,01% pour l'écart-type.

**Tableau 75. Statistiques descriptives de l'écart entre les deux jambes.**

		Protocole A		
		pretest1	pretest2	postest
YO	Moyenne	14,08	16,87	11,98
	Écart-type	12,01	11,92	18,04
YF	Moyenne	9,59	12,47	12,83
	Écart-type	7,45	9,41	5,45

La figure 53 nous présente les données du tableau 75 sous forme de graphique.



**Figure 53. Histogramme des moyennes et des écarts-types de l'écart en pourcentage entre les deux jambes. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 76 l'analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes.

**Tableau 76. Analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes.**

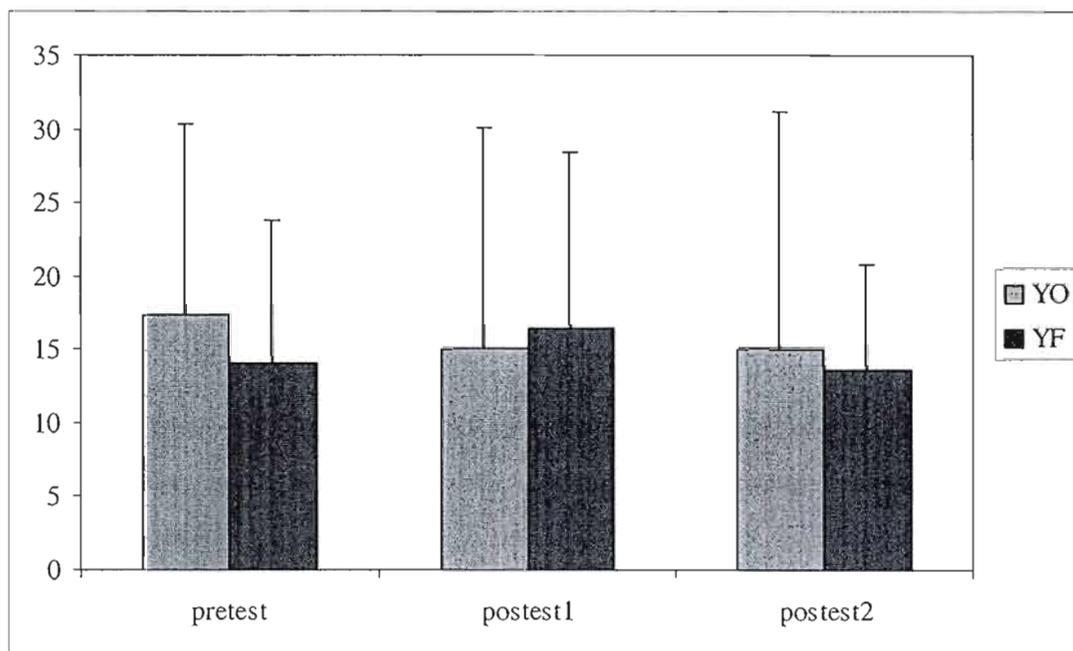
Sources	SC	DL	MC	F	P
Vision	64,61	1	64,61	1,304	0,264
Tests	53,96	2	26,98	0,544	0,587
VT	55,97	2	27,98	0,565	0,576
S	2687,63	5	537,53		
RES	1239,15	25	49,57		
<b>TOTAL</b>	4101,32	35			

**Le protocole B** On peut voir dans le tableau 77 les moyennes et les écart-type de l'écart entre les deux jambes. Les valeurs de moyenne varient entre 14,05% et 17,30% et entre 9,74% et 15,04% pour l'écart-type.

**Tableau 77. Statistiques descriptives de l'écart entre les deux jambes protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Protocole B		
	pretest	postest1	postest2
YO	17,30	14,97	15,02
	13,09	15,04	16,10
YF	14,05	16,46	13,55
	9,74	11,96	7,27

La figure 54 nous présente les données du tableau 77 sous forme de graphique.



**Figure 54. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'écart en % entre les deux jambes protocole B. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 78 l'analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes lors du protocole B.

**Tableau 78. Analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes protocole B.**

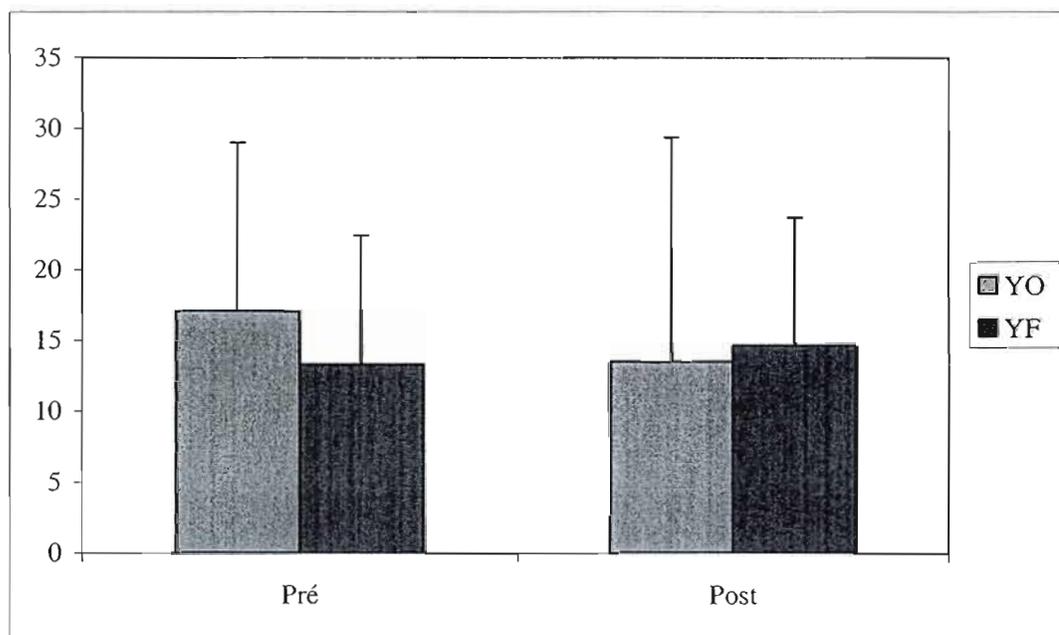
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	15,89	2	7,94	0,101	0,904
V	10,45	1	10,45	0,133	0,718
VT	34,28	2	17,14	0,218	0,805
S	2775,08	5	555,02		
RES	1963,65	25	78,55		
TOTAL	4799,35	35			

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 79 les moyennes et les écart-type de l'écart entre les deux jambes. Les valeurs de moyenne varient entre 13,26% et 17,08% et entre 9,06% et 15,91% pour l'écart-type.

**Tableau 79. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour l'écart entre les deux jambes. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
<b>YO</b>	17,08	13,48	4,67
	11,94	15,91	2,54
<b>YF</b>	13,26	14,64	9,05
	9,17	9,06	9,05
<b>Tests</b>	15,17	14,06	
	10,59	12,68	

La figure 55 nous présente les données du tableau 79 sous forme de graphique.



**Figure 55. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour l'écart en pourcentage entre les deux jambes. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 80 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour l'écart entre les deux jambes.

**Tableau 80. Analyse de la variance de l'effet Trager pour l'écart entre les deux jambes.**

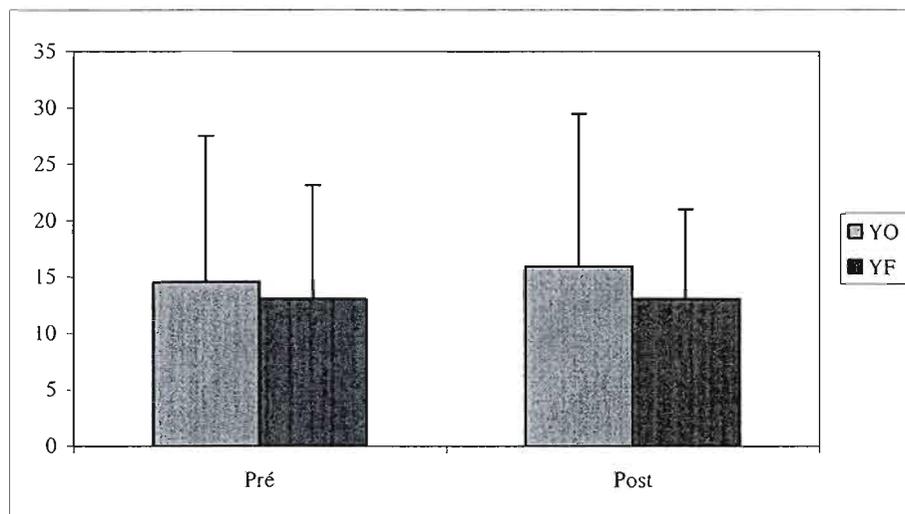
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	14,79	1	14,79	0,243	0,626
V	21,12	1	21,12	0,346	0,560
TV	74,55	1	74,55	1,223	0,277
S	4168,71	11	378,97		
RES	2011,83	33	60,96		
<b>Total</b>	<b>6290,99</b>	<b>47</b>			

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 81 les moyennes et les écart-type de l'écart entre les deux jambes lors de la condition témoin. Les valeurs de moyenne varient entre 13,01% et 15,94% et entre 8,04% et 13,54% pour l'écart-type.

**Tableau 81. Statistiques descriptives de l'écart entre les deux jambes condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

	Pré	Post	Vision
YO	14,53	15,94	15,23
	12,99	13,54	12,99
YF	13,02	13,01	13,02
	10,16	8,04	8,96
Tests	13,77	14,48	
	11,43	10,99	

La figure 56 nous présente les données du tableau 81 sous forme de graphique.



**Figure 56. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'écart en pourcentage entre les deux jambes lors de la condition témoin. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

On peut voir dans le tableau 82 l'analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes lors de la condition témoin.

**Tableau 82. Analyse de la variance de l'écart entre les deux jambes condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	5,93	1	5,93	0,097	0,757
V	59,03	1	59,03	0,968	0,332
TV	6,11	1	6,11	0,100	0,753
S	4205,34	11	382,30		
RES	1511,42	33	45,80		
<b>Total</b>	<b>5787,83</b>	<b>47</b>			

## 4.4 Équilibre dynamique

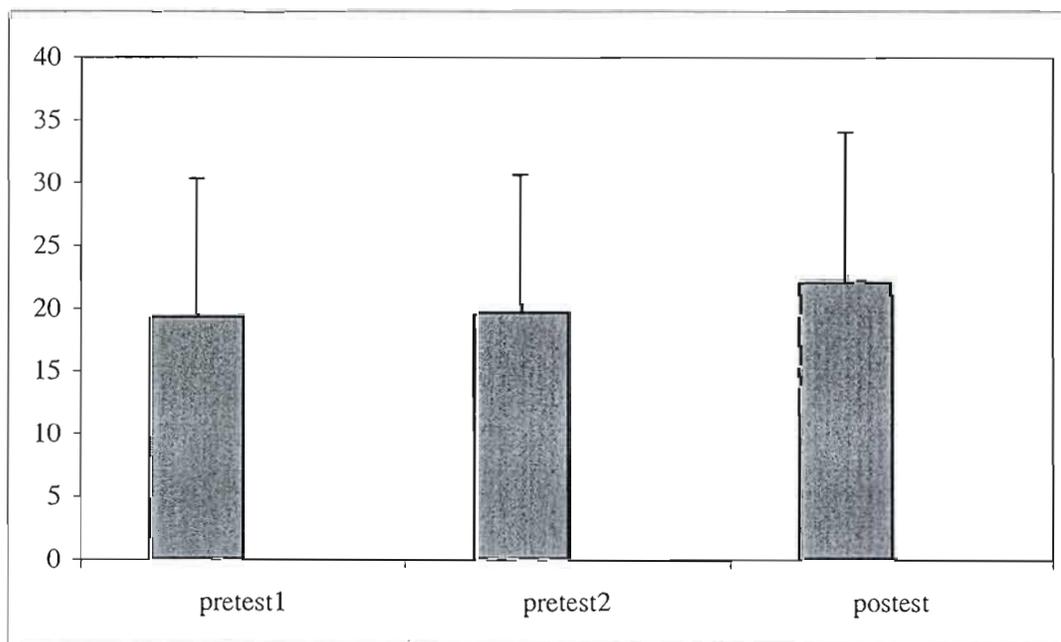
### 4.4.1. La limite antérieure

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 83 les moyennes et les écart-type de la limite antérieure. Les valeurs de moyenne varient entre 19,25 cm et 22,08 cm et entre 11,08 cm et 11,99 cm pour l'écart-type.

**Tableau 83. Statistiques descriptives pour la limite antérieure.**

	Protocole A		
	pretest1	pretest2	postest
Moyenne	19,25	19,58	22,08
Écart-type	11,08	11,11	11,99

La figure 57 nous présente les données du tableau 83 sous forme de graphique.



**Figure 57. Histogramme des moyennes et des écarts-typ de la limite antérieure pour le protocole A en cm.**

On peut voir dans le tableau 84 l'analyse de la variance de la limite antérieure. On remarque une différence statistiquement significative pour la séance Trager ( $p=0,003$ ).

**Tableau 84. Analyse de la variance de la limite antérieure**

Sources	SC	DL	MC	F	P
<b>T</b>	28,78	2	14,39	10,61	<b>0,003</b>
<b>S</b>	1936,24	5	387,25	285,67	
<b>RES</b>	13,56	10	1,36		
<b>TOTAL</b>	1978,57	17			

Le tableau 85 présente l'effet significatif de la séance Trager par des comparaisons à posteriori (les tests pris deux à deux) sur la limite antérieure lors du protocole A.

**Tableau 85. Test à postériori limite antérieure**

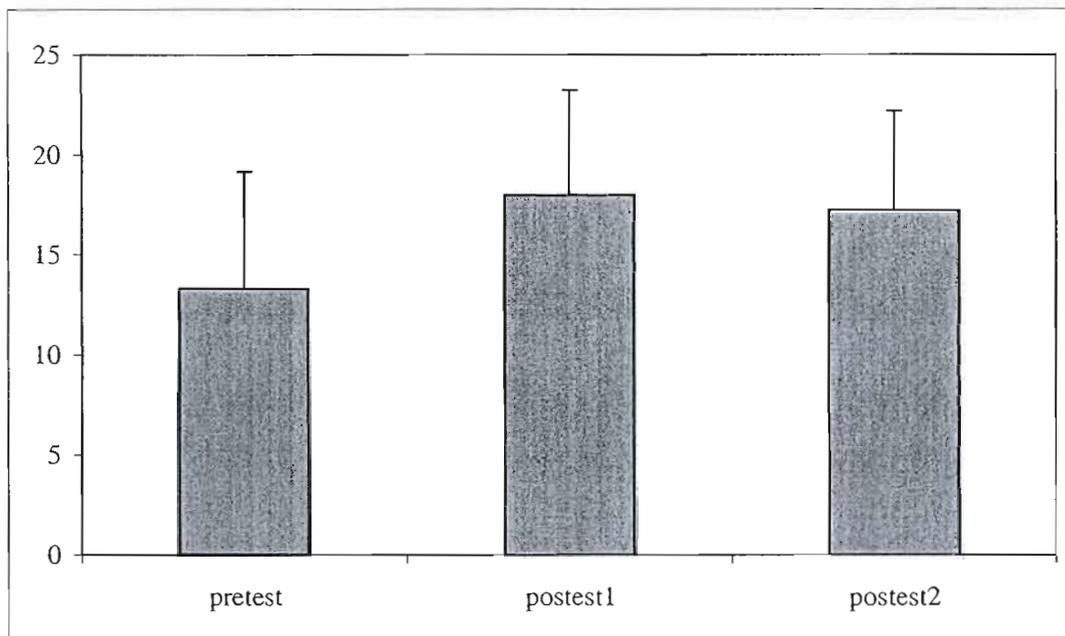
		pretest1	pretest2	postest
		19,25	19,58	22,08
<b>pretest1</b>	19,25	0,00	0,33	<b>2,83</b>
<b>pretest2</b>	19,58		0,00	<b>2,50</b>
<b>postest</b>	22,08			0,00

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 86 les moyennes et les écart-type de la limite antérieure. Les valeurs de moyenne varient entre 13,33 cm et 18 cm et entre 4,94 cm et 5,85 cm pour l'écart-type.

**Tableau 86. Statistiques descriptives pour la limite antérieure protocole B.**

	Protocole B		
	pretest	postest1	postest2
<b>Moyenne</b>	13,33	18,00	17,25
<b>Écart-type</b>	5,85	5,24	4,94

La figure 58 nous présente les données du tableau 86 sous forme de graphique.



**Figure 58. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite antérieure en cm protocole B.**

On peut voir dans le tableau 87 l'analyse de la variance de la limite antérieure lors du protocole B. On remarque une différence statistiquement significative pour la séance Trager ( $p=0,002$ ).

**Tableau 87. Analyse de la variance de la limite antérieure protocole B**

Sources	SC	DL	MC	F	P
Tests	75,36	2	37,68	12,64	<b>0,002</b>
S	400,40	5	80,08	26,87	
RES	29,81	10	2,98		
<b>TOTAL</b>	505,57	17			

Le tableau 88 présente l'effet significatif de la séance Trager par des comparaisons à posteriori (les tests pris deux à deux) sur la limite antérieure lors du protocole B

**Tableau 88. Test à postériori limite antérieure protocole B**

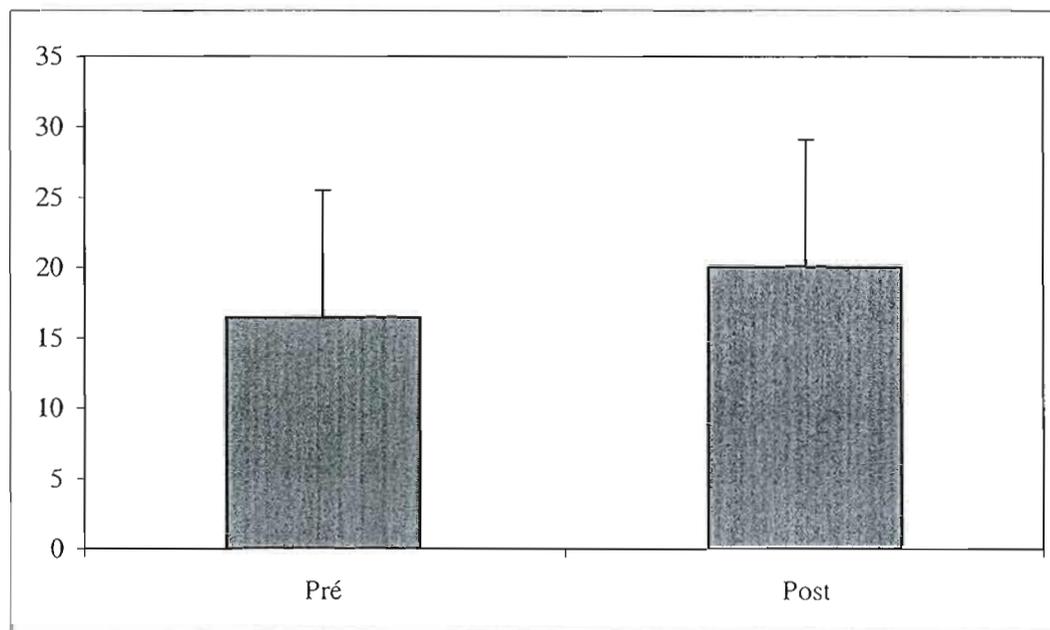
		<b>pretest</b> 13,33	<b>postest2</b> 17,25	<b>postest1</b> 18,00
<b>pretest</b>	13,33	0,00	<b>3,92</b>	<b>4,67</b>
<b>postest2</b>	17,25		0,00	0,75
<b>postest1</b>	18,00			0,00

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 89 les moyennes et les écart-type de la limite antérieure. La moyenne est de 16,46 cm pour le pré-test et de 20,04 cm pour le post-test et l'écart-type est de 9,07 cm pour le pré-test et 9,08 cm pour le post-test.

**Tableau 89. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la limite antérieure.**

	<b>Pré</b>	<b>Post</b>
<b>Moyenne</b>	16,46	20,04
<b>Écart-type</b>	9,07	9,08

La figure 59 nous présente les données du tableau 89 sous forme de graphique.



**Figure 59. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la limite antérieure en cm.**

On peut voir dans le tableau 90 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour la limite antérieure. On remarque une différence statistiquement significative pour la séance Trager ( $p=0,0001$ ).

**Tableau 90. Analyse de la variance de l'effet Trager pour la limite antérieure.**

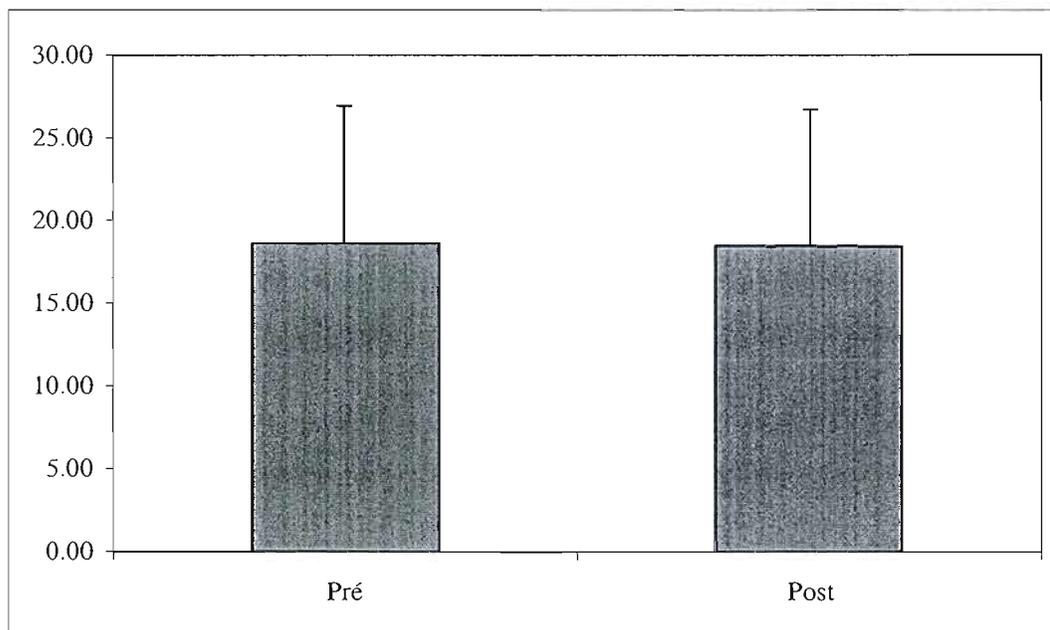
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	77,04	1	77,042	35,372	<b>0,0001</b>
S	1787	11	162,455		
RES	23,96	11	2,178		
TOTAL	1888	23			

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 91 les moyennes et les écart-type de la limite antérieure. La moyenne est de 18,63 cm pour le pré-test et de 18,42 cm pour le post-test et l'écart-type est de 8,29 cm pour le pré-test et 8,28 cm pour le post-test.

**Tableau 91. Statistiques  
descriptives pour la limite  
antérieure condition témoin.**

	Pré	Post
<b>Moyenne</b>	18,63	18,42
<b>Écart-type</b>	8,29	8,28

La figure 60 nous présente les données du tableau 91 sous forme de graphique.



**Figure 60. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite antérieure lors de la condition témoin.**

On peut voir dans le tableau 92 l'analyse de la variance de la limite antérieure lors de la condition témoin.

**Tableau 92. Analyse de la variance de la limite antérieure condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	0,26	1,00	0,26	0,22	0,65
S	1498,61	11,00	136,24		
RES	12,86	11,00	1,17		
TOTAL	1511,74	23,00			

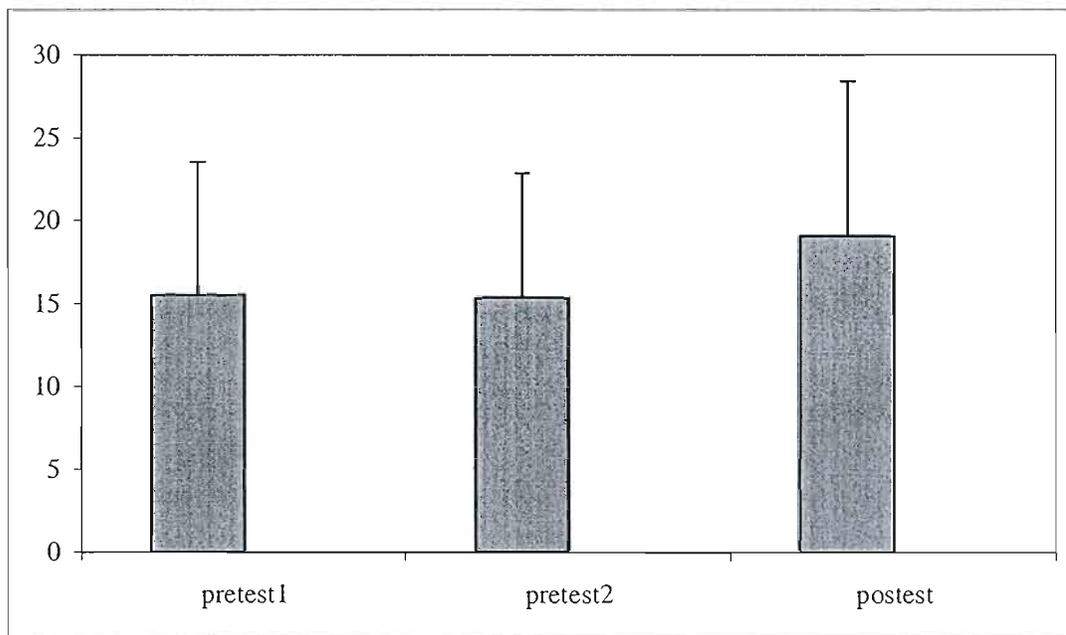
#### 4.4.2. La limite latérale.

**Protocole A.** On peut voir dans le tableau 93 les moyennes et les écart-type de la limite latérale. Les valeurs de moyenne varient entre 15,33 cm et 19,08 cm et entre 7,54 cm et 9,33 cm pour l'écart-type.

**Tableau 93. Statistiques descriptives pour la limite latérale.**

	Protocole A		
	pretest1	Pretest2	postest
Moyenne	15,50	15,33	19,08
Écart-type	8,04	7,54	9,33

La figure 61 nous présente les données du tableau 93 sous forme de graphique.



**Figure 61. Histogramme des moyennes et des écarts-type protocole A de la limite latérale en cm.**

On peut voir dans le tableau 94 l'analyse de la variance de la limite latérale. On remarque une différence statistiquement significative pour la séance Trager ( $p=0,002$ ).

**Tableau 94. Analyse de la variance de la limite latérale.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	53,86	2	26,93	11,64	<b>0,002</b>
S	1019,90	5	203,98	88,15	
RES	23,14	10	2,31		
TOTAL	1096,90	17			

Le tableau 95 présente l'effet significatif de la séance Trager sur la limite latérale lors du protocole A.

**Tableau 95. Test à postériori limite latérale.**

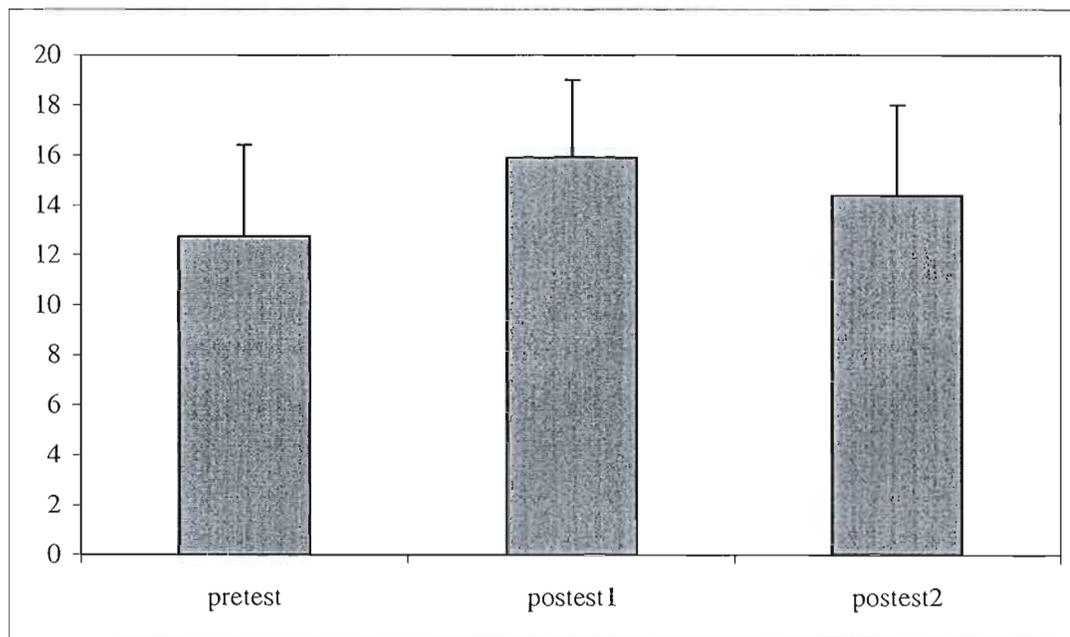
		pretest2	pretest1	postest
		15,33	15,50	19,08
pretest2	15,33	0,00	0,17	3,75
pretest1	15,50		0,00	3,58
postest	19,08			0,00

**Le protocole B.** On peut voir dans le tableau 96 les moyennes et les écart-type de la limite latérale. Les valeurs de moyenne varient entre 12,75 cm et 15,92 cm et entre 3,09 cm et 3,67 cm pour l'écart-type.

**Tableau 96. Statistiques descriptives pour la limite latérale protocole B.**

	pretest	postest1	postest2
Moyenne	12,75	15,92	14,42
Écart-type	3,67	3,09	3,58

La figure 62 nous présente les données du tableau 96 sous forme de graphique.



**Figure 62. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la limite latérale en cm protocole B.**

On peut voir dans le tableau 97 l'analyse de la variance de la limite latérale lors du protocole B. On remarque une différence statistiquement significative pour la séance Trager ( $p=0,014$ ).

**Tableau 97. Analyse de la variance de la limite latérale protocole B.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
<b>Tests</b>	30,11	2	15,06	6,72	<b>0,014</b>
<b>S</b>	156,90	5	31,38	14,02	
<b>RES</b>	22,39	10	2,24		
<b>TOTAL</b>	209,40	17			

Le tableau 98 présente l'effet significatif de la séance Trager sur la limite latérale lors du protocole B.

**Tableau 98. Test à postériori limite latérale protocole B**

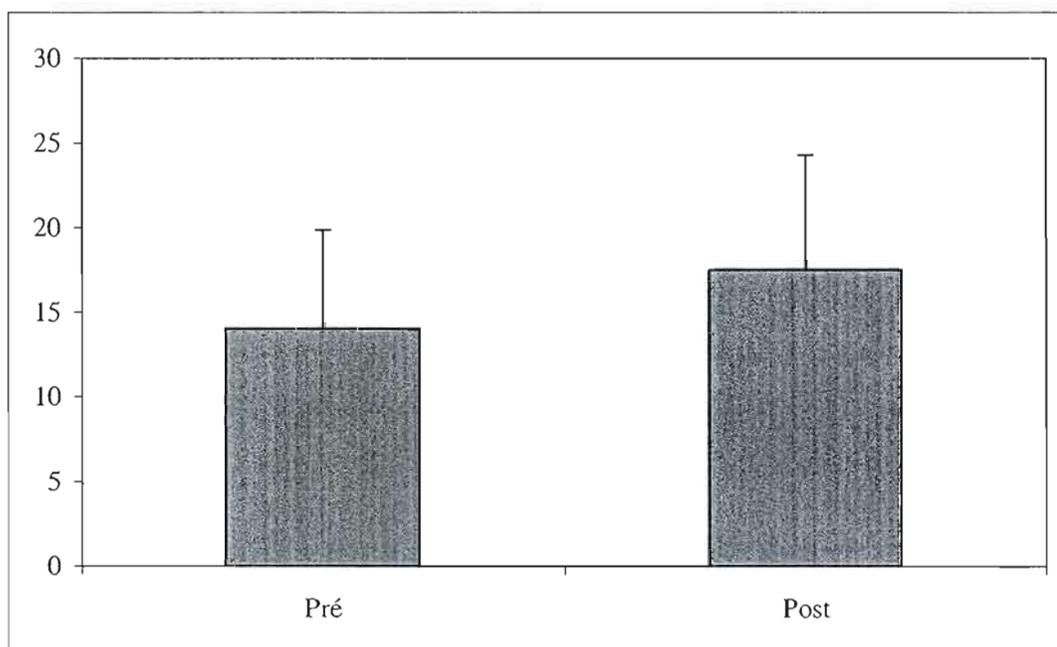
		pretest 12,75	postest2 14,42	postest1 15,92
<b>Pretest</b>	12,75	0,00	1,67	<b>3,17</b>
<b>postest2</b>	14,42		0,00	1,50
<b>postest1</b>	15,92			0,00

**L'effet Trager.** On peut voir dans le tableau 99 les moyennes et les écart-type de la limite latérale. La moyenne est de 14,04 cm pour le pré-test et de 17,50 cm pour le post-test et l'écart-type est de 5,81 cm pour le pré-test et 6,83 cm pour le post-test.

**Tableau 99. Statistiques descriptives de l'effet Trager pour la limite latérale.**

	Pré	Post
<b>Moyenne</b>	14,04	17,50
<b>Écart-type</b>	5,81	6,83

La figure 63 nous présente les données du tableau 99 sous forme de graphique.



**Figure 63. Histogramme des moyennes et des écarts-type de l'effet Trager pour la limite latérale en cm.**

On peut voir dans le tableau 100 l'analyse de la variance de l'effet Trager pour la limite latérale. On remarque une différence statistiquement significative pour la séance Trager ( $p=0,0003$ ).

**Tableau 100. Analyse de la variance de l'effet Trager pour la limite latérale.**

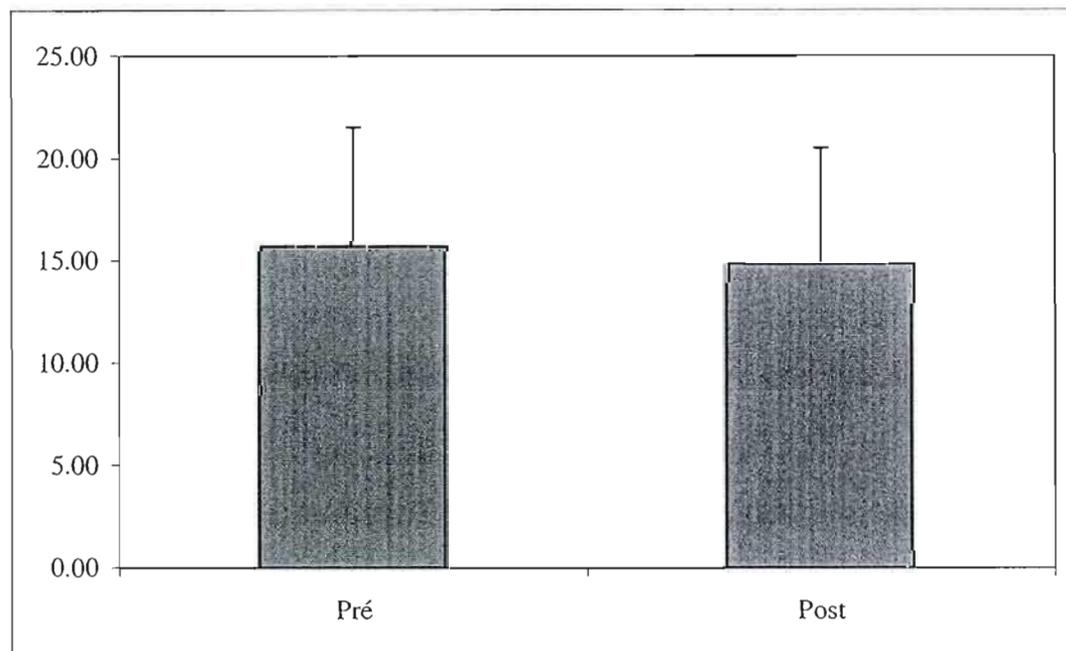
Sources	SC	DL	MC	F	P
T	71,76	1,00	71,76	27,35	<b>0,0003</b>
S	855,86	11,00	77,81		
RES	28,86	11,00	2,62		
TOTAL	956,49	23,00			

**La condition témoin.** On peut voir dans le tableau 101 les moyennes et les écart-type de la limite latérale. La moyenne est de 15,71 cm pour le pré-test et de 14,88 cm pour le post-test et l'écart-type est de 5,81 cm pour le pré-test et 5,65 cm pour le post-test.

**Tableau 101. Statistiques  
descriptives pour la limite latérale  
condition témoin**

	Pré	Post
<b>Moyenne</b>	15,71	14,88
<b>Écart-type</b>	5,81	5,65

La figure 64 nous présente les données du tableau 101 sous forme de graphique.



**Figure 64. Histogramme des moyennes et des écarts-typ de la limite latérale en cm lors de la condition témoin.**

On peut voir dans le tableau 102 l'analyse de la variance de la limite latérale lors de la condition témoin. On remarque une différence négative statistiquement significative ( $p=0,0462$ ).

**Tableau 102. Analyse de la variance de la limite latérale condition témoin.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
T	4,17	1	4,17	5,05	<b>0,0462</b>
S	713,71	11	64,88		
RES	9,08	11	0,83		
<b>TOTAL</b>	726,96	23			

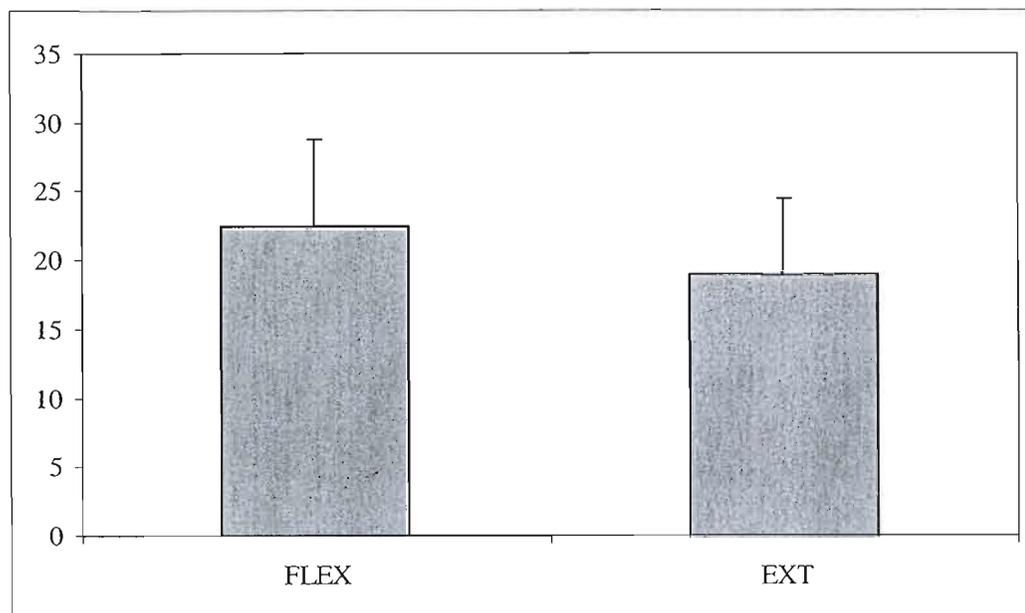
#### 4.5 La mobilité de la cheville

Pour ce qui a trait à la mobilité de la cheville et à la proprioception du genou, les prises de mesure ont été effectuées sous le mode prétest/posttest, par conséquent les deux protocoles ainsi que la condition témoin ne seront pas présentés puisque les résultats seront synthétisés en fonction des deux tests. On peut voir dans le tableau 103 les moyennes et les écart-type de la mobilité de la cheville. La moyenne est de 22,5 degrés en flexion et de 19 degrés en extension et l'écart-type est de 6,25 degrés en flexion et 8,28 degrés en extension.

**Tableau 103. Statistiques descriptives pour la mobilité.**

	FLEX	EXT
Moyenne	22,5	19
Écart-type	6,25	5,50

La figure 65 nous présente les données du tableau 103 sous forme de graphique.



**Figure 65. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la mobilité en degrés.**

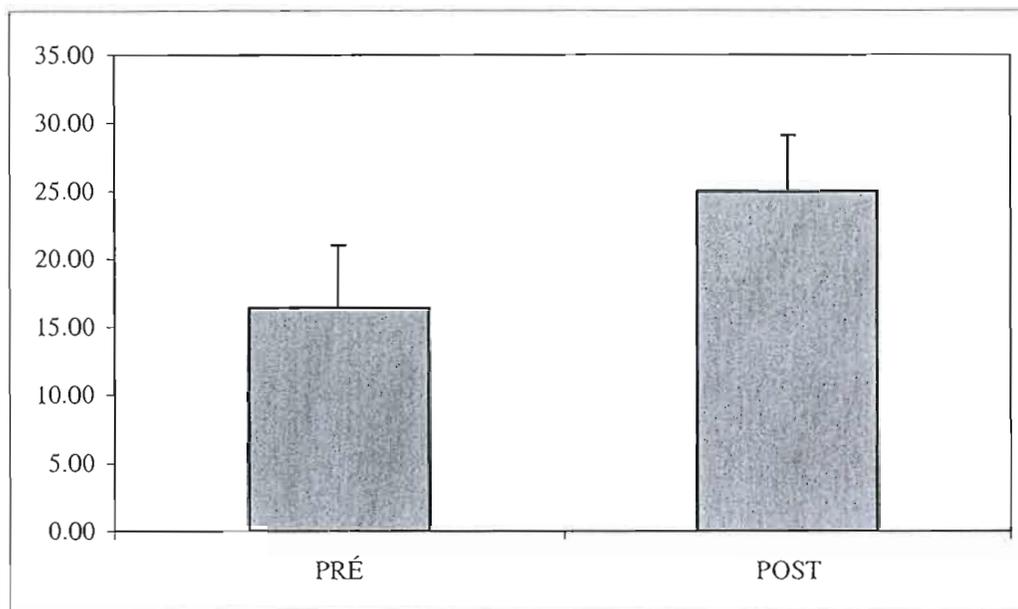
#### 4.6 Les deux tests ensemble

On peut voir dans le tableau 104 les moyennes et les écart-type de la mobilité de la cheville tests confondus. La moyenne est de 16,46 degrés pour le pré-test et de 25,04 degrés pour le post-test et l'écart-type est de 4,57 degrés pour le pré-test et 4,05 degrés pour le post-test.

**Tableau 104. Statistiques descriptives pour la mobilité tests confondus**

TESTS	PRÉ	POST
Moyenne	16,46	25,04
Écart-type	4,57	4,05

La figure 66 nous présente les données du tableau 104 sous forme de graphique.



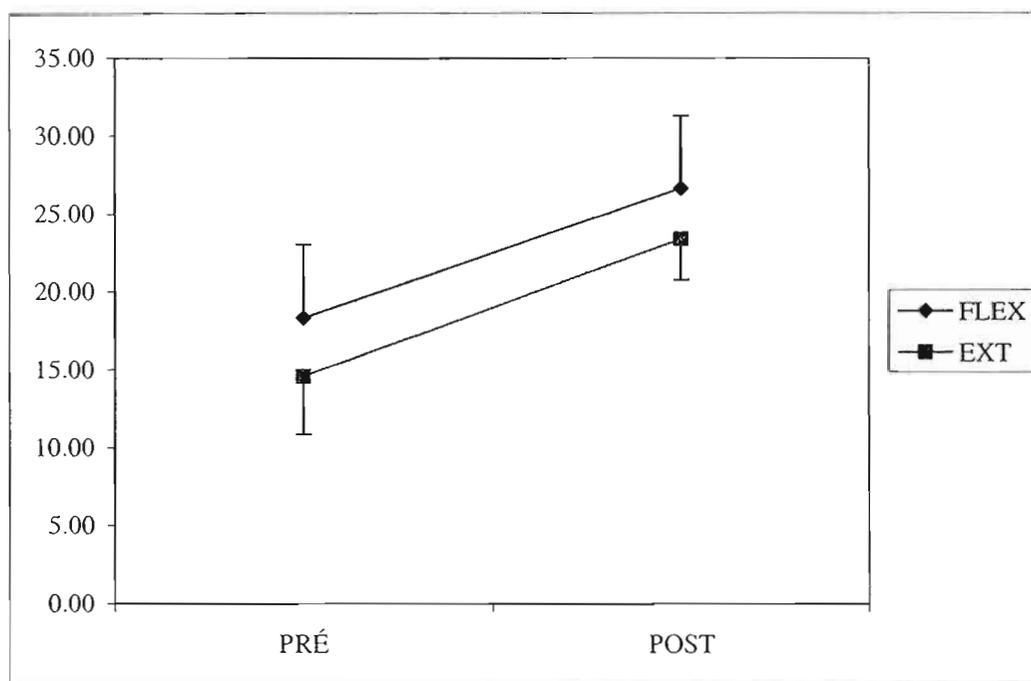
**Figure 66. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la mobilité en degrés tests confondus.**

On peut voir dans le tableau 105 les moyennes et les écart-type de la mobilité de la cheville. En flexion, la moyenne est de 18,33 degrés pour le pré-test et de 26,67 degrés pour le post-test et l'écart-type est de 4,72 degrés pour le pré-test et 4,64 degrés pour le post-test. En extension, la moyenne est de 14,58 degrés pour le pré-test et de 23,42 degrés pour le post-test et l'écart-type est de 3,70 degrés pour le pré-test et 2,64 degrés pour le post-test.

**Tableau 105. Statistiques descriptives pour la mobilité flexion et extension**

	PRÉ	POST
<b>FLEX</b>	18,33	26,67
<b>E.T.</b>	4,72	4,64
<b>EXT</b>	14,58	23,42
<b>E.T.</b>	3,70	2,64

La figure 67 nous présente les données du tableau 105 sous forme de graphique.



**Figure 67. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la mobilité en degrés flexion (FLEX) et extension (EXT).**

On peut voir dans le tableau 106 l'analyse de la variance de la mobilité de la cheville. On remarque deux différences statistiquement significatives : entre la flexion et l'extension ( $p=0,005$ ) et pour la séance Trager ( $p=0,000$ ).

**Tableau 106. Analyse de la variance de la mobilité.**

Sources	SC	DL	MC	F	P
<b>C</b>	147,00	1	147,00	8,94	<b>0,005</b>
<b>T</b>	884,08	1	884,08	53,76	<b>0,000</b>
<b>CT</b>	0,75	1	0,75	0,05	0,830
<b>S</b>	166,50	11	15,14		
<b>RES</b>	542,67	33	16,44		
<b>TOTAL</b>	1741,00	47			

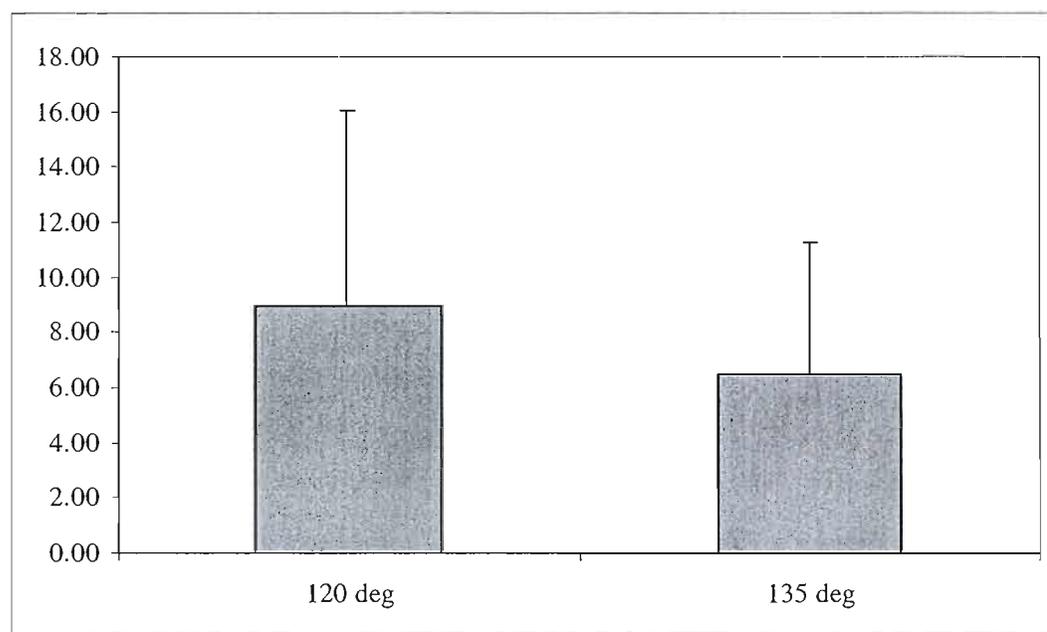
#### 4.7 La proprioception du genou

On peut voir dans le tableau 107 les moyennes et les écart-type de la proprioception du genou. La moyenne de l'erreur est de 9 degrés pour la condition 120° et de 6,5 degrés pour la condition 135°. L'écart-type de l'erreur est de 7,04 degrés pour la condition 120° et 4,77 degrés pour la condition 135°.

**Tableau 107. Statistiques descriptives pour la proprioception**

	120 deg	135 deg
<b>Moyenne</b>	9,00	6,50
<b>Écart-type</b>	7,04	4,77

La figure 68 nous présente les données du tableau 107 sous forme de graphique.



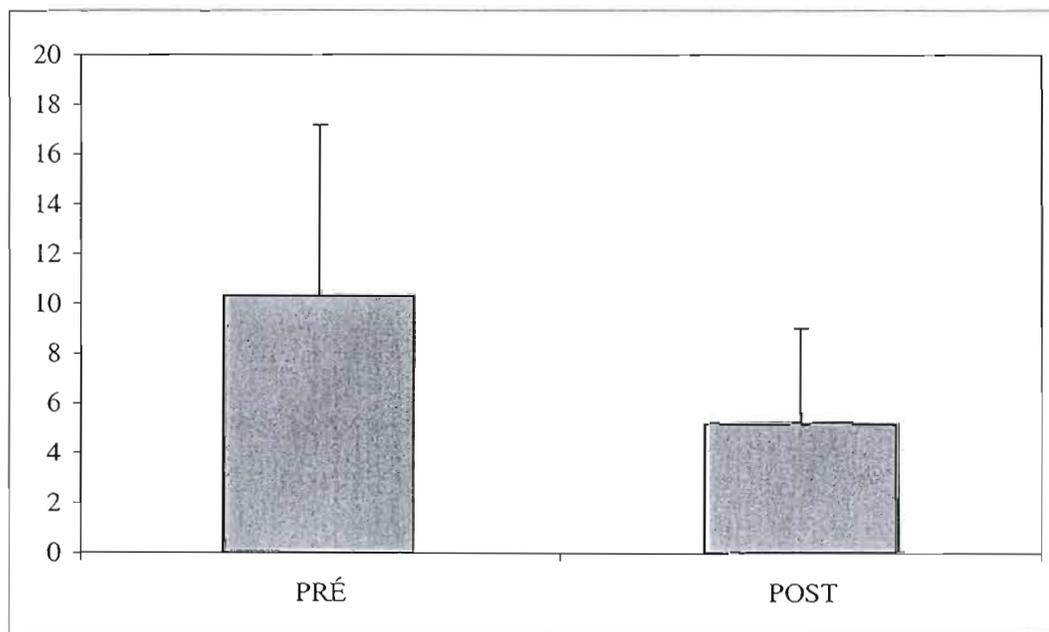
**Figure 68. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la proprioception en degrés.**

**Les deux tests ensemble.** On peut voir dans le tableau 108 les moyennes et les écart-type de la proprioception du genou tests confondus. La moyenne de l'erreur est de 10,29 degrés pour le pré-test et de 5,21 degrés pour le post-test. L'écart-type de l'erreur est de 6,91 degrés pour le pré-test et 3,80 degrés pour le post-test.

**Tableau 108. Statistiques  
descriptives pour la proprioception  
tests confondus.**

	PRÉ	POST
MOY	10,29	5,21
E.T.	6,91	3,80

La figure 69 nous présente les données du tableau 108 sous forme de graphique.



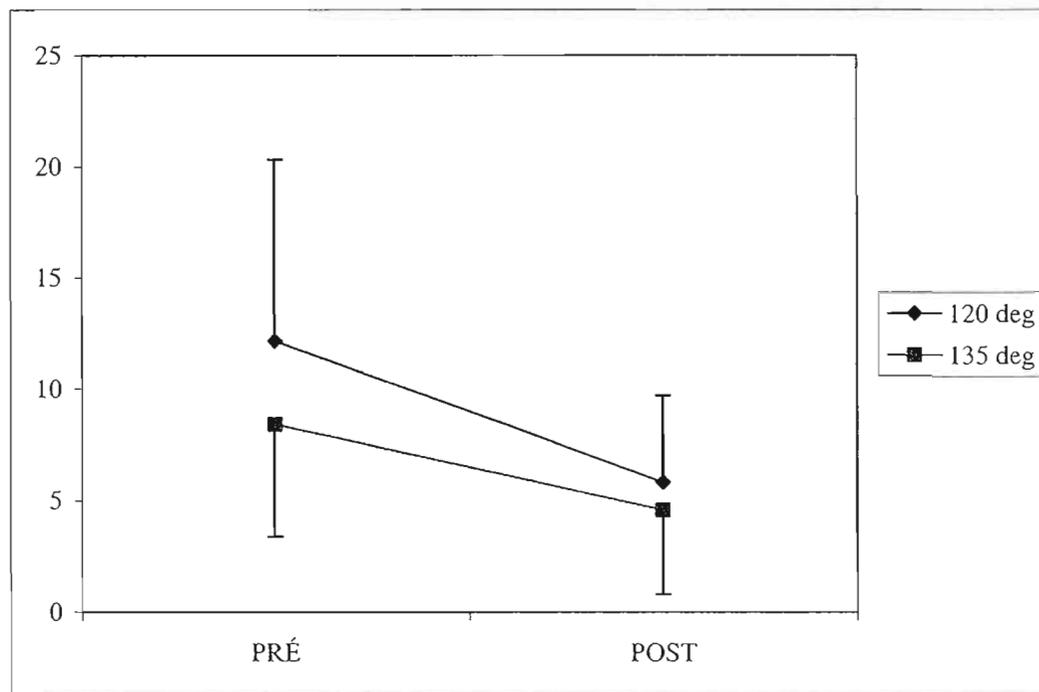
**Figure 69. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la proprioception en degrés tests confondus.**

On peut voir dans le tableau 109 les moyennes et les écart-type de la proprioception du genou. Pour la condition 120°, la moyenne de l'erreur est de 12,17 degrés pour le pré-test et de 5,83 degrés pour le post-test et l'écart-type est de 8,17 degrés pour le pré-test et 3,88 degrés pour le post-test. Pour la condition 135°, la moyenne de l'erreur est de 8,42 degrés pour le pré-test et de 4,58 degrés pour le post-test et l'écart-type de l'erreur est de 5,04 degrés pour le pré-test et 3,78 degrés pour le post-test.

**Tableau 109. Statistiques  
descriptives pour la proprioception  
120° et 135°.**

	<b>PRÉ</b>	<b>POST</b>
<b>120 deg</b>	12,17	5,83
<b>E.T.</b>	8,17	3,88
<b>135 deg</b>	8,42	4,58
<b>E.T.</b>	5,04	3,78

La figure 70 nous présente les données du tableau 109 sous forme de graphique.



**Figure 70. Histogramme des moyennes et des écarts-type de la proprioception en degrés 120° et 135°.**

On peut voir dans le tableau 110 l'analyse de la variance de la proprioception du genou. On remarque deux différences statistiquement significatives : entre les angles de départ 120° et 135° ( $p=0,023$ ) et pour la séance Trager ( $p=0,00003$ ).

**Tableau 110. Analyse de la variance de la proprioception**

Sources	SC	DL	MC	F	P
C	75,00	1	75,00	5,681	<b>0,023</b>
T	310,08	1	310,08	23,488	<b>0,00003</b>
CT	18,75	1	18,75	1,420	0,242
S	899,50	11	81,77		
RES	435,67	33	13,20		
<b>TOTAL</b>	<b>1739,00</b>	<b>47</b>			

## CHAPITRE 5

### DISCUSSION

Le but de cette étude était de démontrer l'effet d'une séance Trager chez une population devenue hémiparétique suite à un AVC. Le champ d'observation des effets avait trait à la régulation de l'équilibre postural. Nous voulions donc savoir si les mouvements proposés par le praticien Trager étaient à même de réduire les oscillations du CP, d'améliorer la symétrie de la distribution du poids corporel et de repousser les limites antérieures et latérales.

Pour ce faire, la recherche fut construite à partir d'un schéma expérimental avec mesures répétées composé d'un seul groupe. Ceci dit, deux protocoles furent suivis pour mener l'étude à terme. Le premier se composait d'un post-test et de deux pré-tests alors que le deuxième était formé d'un pré-test et de deux post-tests. Ces tests tenaient lieu de variable indépendante et entre ceux-ci, une séance Trager de quinze minutes était donnée aux sujets.

La section des résultats nous informe qu'une séance trager d'une durée de quinze minutes peut améliorer, du moins à court terme, la capacité fonctionnelle représentée par les mesures des tests *functional reach* et *lateral reach*. Les résultats indiquent également des améliorations au niveau de la mobilité de la cheville et de la proprioception du genou. Pour chacune de ces mesures, la condition témoin s'est avérée sans effet significatif. Nous pouvons donc attribuer les changements à la séance donnée par le praticien trager.

Les mécanismes responsables de ces améliorations sont divers. Premièrement, la réduction du réflexe d'étirement occasionné par les mouvements de l'approche Trager et démontré par Duval et al. (2002) contribue certainement à diminuer la rigidité des membres et des articulations et ainsi à favoriser une meilleure mobilité.

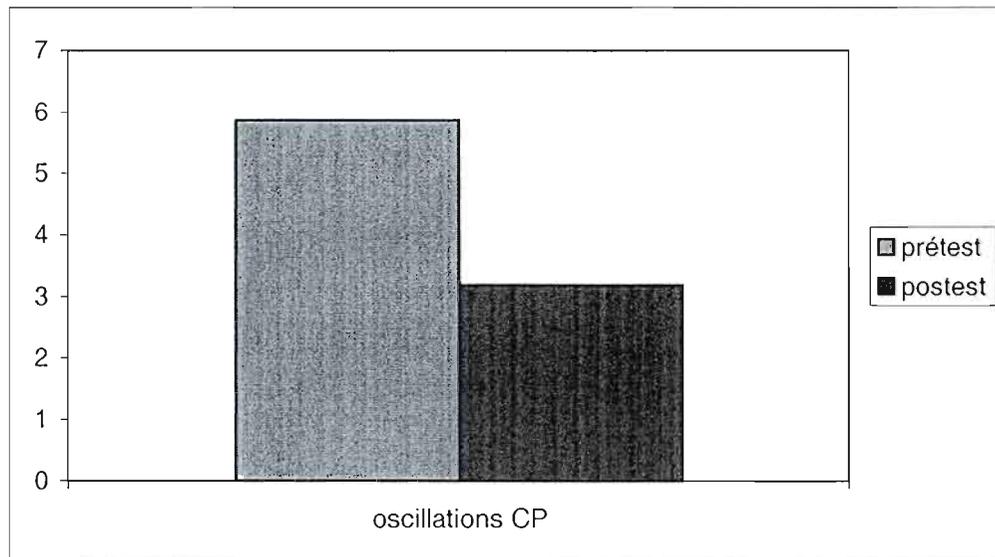
Cette augmentation de la mobilité, particulièrement au niveau de la cheville, pourrait se traduire par une amplitude de mouvement plus vaste et explique, du moins en partie, la capacité supérieure des sujets de se déplacer antérieurement ou latéralement après la séance trager.

Par ailleurs, l'inhibition momentanée du réflexe H provoquée par les vibrations manuelles segmentaires et démontré par Hébert et al. (1998) permet l'intégration de nouvelles informations thérapeutiques et prédispose l'organisme au changement. On peut supposer que cette réduction de l'excitabilité neuromusculaire ait influencé la meilleure performance des sujets aux tests *functional* et *lateral reach* à la suite de la séance trager.

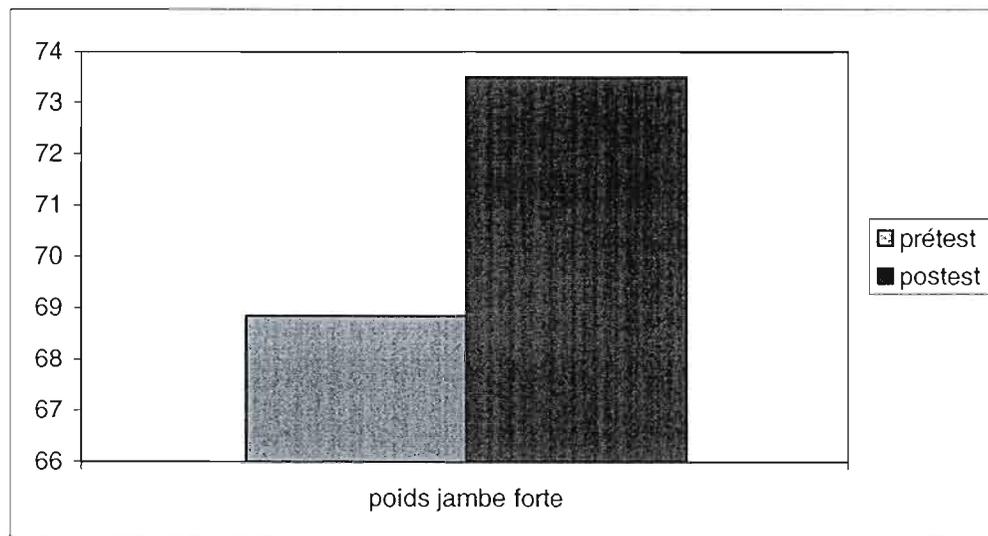
Quant à la proprioception, on pourrait expliquer les améliorations par la sollicitation douce et rythmée des mécanorécepteurs. Les mouvements induits par le praticien pourraient exciter les corpuscules de Ruffini et les fuseaux neuromusculaires grâce aux étirements et affiner les récepteurs kinesthésiques des articulations à l'intérieur des capsules articulaires. Une fois les stimuli détectés, les neurofibres acheminent les informations sensorielles au SNC (Matthews,1982). Ces transmissions d'informations continue pourraient être responsables du meilleur fonctionnement des voies sensitives (faisceaux spino-cérébelleux et faisceaux propre de la moelle) et donc améliorer la proprioception.

Pour ce qui est des mesures de l'équilibre statique, les résultats ne démontrent pas de changement statistiquement significatif à l'exception de l'amplitude moyenne des oscillations du CP antéro-postérieur lors du protocole B et de l'amplitude moyenne des oscillations du CP médio-latéral lors du protocole A. Il en est ainsi en fonction de l'analyse globale de l'échantillon. En effet, lorsque nous observons les résultats en tenant compte de la grande variabilité entre les sujets, nous constatons des changements amenés par la séance trager. Les sujets ne répondent pas tous de la même façon à la séance. Règle générale, ceux qui affichaient une réduction des

oscillations de leur CP conservaient davantage de poids sur leur jambe forte. Voir la figure ci-dessous à titre d'exemple.



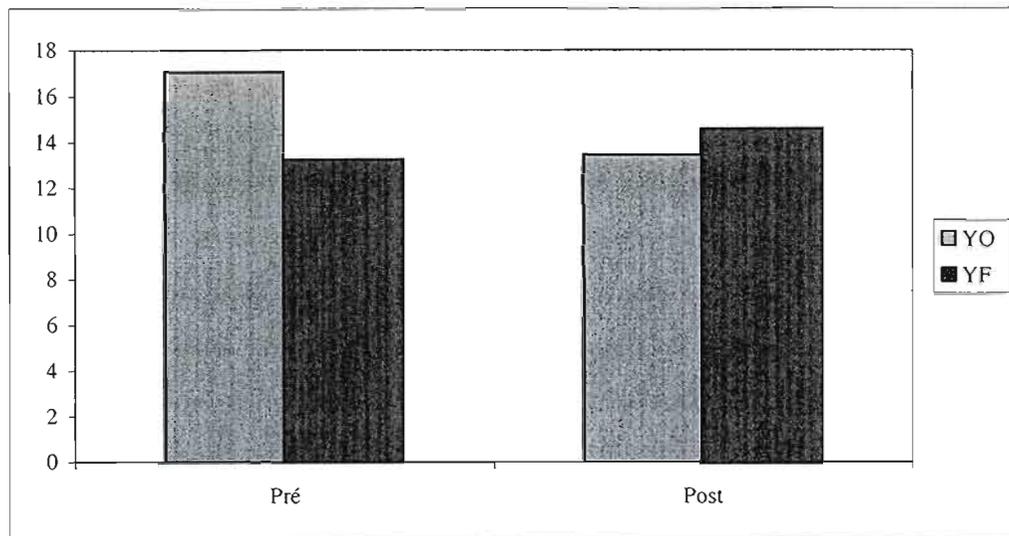
**Figure 71. Les oscillations du CP pour un sujet type**



**Figure 72. Le poids mis sur la jambe forte pour un sujet type**

Au contraire, les sujets qui présentent une augmentation des oscillations de leur CP répartissent leur poids plus symétriquement sur leur deux jambes. Les travaux de Shumway-Cook et al. (1988) présentent un phénomène semblable. Les sujets qui avaient amélioré leur distribution du poids avaient vu l'aire de leurs oscillations posturales augmenter. Ceci suggère que ces deux variables, l'aire des oscillations du CP et la distribution du poids, ne mesurent pas les mêmes paramètres de l'équilibre. En effet, il est plus facile de rester stable (peu d'oscillations) si la majeure partie du poids se retrouve sur la jambe forte. Inversement, les sujets qui ont réussi à transférer leur poids de façon équitable doivent s'adapter à se tenir debout sur leur jambe faible, ce qui cause probablement davantage d'oscillations. Ainsi certains sujets ont diminué le déplacement de leur CP suite à la séance trager alors que d'autre ont amélioré la symétrie de la distribution de leur poids corporel. Toutefois, ces changements provoqués par les mouvements trager ne sont pas détectés lors des analyses de la variance puisque ces effets opposés s'annulent entre eux.

De plus, si l'on observe les résultats de la distribution du poids corporel, nous pouvons en tirer des conclusions intéressantes. Tout d'abord, les résultats sont, encore une fois, pris dans leur ensemble et par conséquent les différences ne sont pas statistiquement significatives. Toutefois, si l'on sépare les valeurs de la condition yeux ouverts des valeurs de la condition yeux fermés, le résultat obtenu diffère. En effet, avec les yeux ouverts, la majorité des sujets a réduit l'écart entre le poids mis sur la jambe forte et celui mis sur la jambe atteinte. C'est donc la condition avec les yeux fermés qui est venue annuler l'effet trouvé.



**Figure 73. L'écart entre la jambe forte et la jambe affectée en pourcentage. (YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés)**

À l'opposé, pour quelques variables du CP (crête à crête, aire, amplitude moyenne AP, distance et vitesse) les résultats indiquent un plus grand changement suite à la séance Trager lors de la condition avec les yeux fermés. Il ne s'agit que d'une tendance mais ces effets semblent traduire un plus grand impact de l'effet Trager sur le contrôle de l'équilibre statique (oscillations du CP) lorsque les inputs proprioceptifs assurent le majeure partie de la régulation. De plus cet énoncé soutient le fait que la proprioception a été améliorée par les mouvements de l'approche Trager.

Par ailleurs, selon Fishman et al. (1997), les mesures de symétrie posturale des sujets hémiparétiques informent des mêmes habiletés que le *functional reach* mais ne sont pas corrélées avec les mesures des oscillations posturales. Par conséquent, puisque les résultats au test *functional reach* sont positifs ceci appuie l'hypothèse que les mesures de symétrie des sujets de notre étude seraient également positives (avec les yeux ouverts).

Enfin, selon Shumway-Cook, et al. (1988), un des objectifs principaux des programmes de réadaptation des individus hémiparétiques est d'améliorer l'équilibre en augmentant la mise en charge du poids sur la jambe affectée permettant ainsi une meilleure symétrie de la distribution du poids corporel. Par conséquent, bien que l'analyse de la variance des mesures de symétrie ne se soit pas avérée statistiquement significative pour les raisons mentionnées plus haut, nous pourrions tout de même suggérer aux cliniciens qui travaillent avec ce type de clientèle de favoriser l'introduction de séances trager pour améliorer la symétrie du poids corporel et donc de l'équilibre postural. Sans oublier que les bénéfices de ces séances seront aussi marqués par le dépassement des limites antérieures et latérales et par une meilleure mobilité.

## CHAPITRE 6

### CONCLUSION

Pour terminer, rappelons que l'objectif de cette étude était de vérifier si les mouvements induits lors d'une séance Trager pouvaient provoquer une diminution des oscillations du CP, améliorer la symétrie de la distribution du poids corporel, et augmenter les capacités fonctionnelles (c'est-à-dire les résultats aux tests « functional » et « lateral reach »). Suite aux résultats nous pouvons recommander l'utilisation du Trager pour améliorer la symétrie du poids corporel des individus hémiparétiques et pour augmenter les capacités fonctionnelles mentionnées. Les résultats de l'étude confirment aussi l'amélioration de la mobilité (au niveau de la cheville) et de la proprioception (au niveau du genou) par les mouvements d'une séance de l'approche Trager.

## RÉFÉRENCES

1. Abdulwahab, S. S. 1996. Physical disability in patients with hemiparesis. *Int J Rehabil Res* 19, no. 2: 157-61.
2. Bohannon, R. W. 1987. Relationship between static strength and various other measures in hemiparetic stroke patients. *Int Rehabil Med* 8, no. 3: 125-8.
3. Bohannon, R. W., and P. A. Larkin. 1985. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Phys Ther* 65, no. 9: 1323-5.
4. Buchanan, J. J., and F. B. Horak. 2003. Voluntary control of postural equilibrium patterns. *Behav Brain Res* 143, no. 2: 121-40.
5. Carr, Janet, and Roberta Shepherd. 1998. *Neurological Rehabilitation. Optimizing motor performance*. Butterworth-Heinemann.
6. Chen, I. C., P. T. Cheng, A. L. Hu, M. Y. Liaw, L. R. Chen, W. H. Hong, and M. K. Wong. 2000. Balance evaluation in hemiplegic stroke patients. *Changeng Yi Xue Za Zhi* 23, no. 6: 339-47.
7. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. New York: Academic Press 1969.
8. Dault C, Mylène, Mirjam de Haart, Geurts C.H. Alexander, Ilse Arts M.P., and Bart Nienhuis. 2003. Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Human Movement Science* 22: 221-36.
9. Di Fabio, R. P., and M. B. Badke. 1990. Relationship of sensory organization to balance function in patients with hemiplegia. *Phys Ther* 70, no. 9: 542-8.
10. ———. 1991a. Stance duration under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 72, no. 5: 292-5.
11. Kirk. 1982. Experimental design: procedures for the behavioral science. *Brooks/Cole*.
12. Duval, C., D. Lafontaine, J. Hebert, A. Leroux, M. Panisset, and J. P. Boucher. 2002. The effect of Trager therapy on the level of evoked stretch responses in patients with Parkinson's disease and rigidity. *J Manipulative Physiol Ther* 25, no. 7: 455-64.

13. Ekdahl, C., G. B. Jarnlo, and S. I. Andersson. 1989. Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scand J Rehabil Med* 21, no. 4: 187-95.
14. Eng, J. J., and K. S. Chu. 2002. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 83, no. 8: 1138-44.
15. Fishman, M. N., L. A. Colby, L. A. Sachs, and D. S. Nichols. 1997. Comparison of upper-extremity balance tasks and force platform testing in persons with hemiparesis. *Phys Ther* 77, no. 10: 1052-62.
16. Fitzpatrick, R., and D. I. McCloskey. 1994a. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol* 478 ( Pt 1): 173-86.
17. Mellin, Olenius, Setala, 1994. Comparison between three different inclinometers. *Physiotherapy* 80, no. 9: 612-14
18. Fitzpatrick, R., D. K. Rogers, and D. I. McCloskey. 1994. Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *J Physiol* 480 ( Pt 2): 395-403.
19. Fugl-Meyer, A. R., L. Jaasko, I. Leyman, S. Olsson, and S. Steglind. 1975. The post-stroke hemiplegic patient. I. a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med* 7, no. 1: 13-31.
20. Gardiner, R. 1996. The pathophysiological and clinical implications of neuro-muscular changes following cerebrovascular accident. *Aust J Physiother* 42, no. 2: 139-46.
21. 20. Gatev, P., S. Thomas, T. Kepple, and M. Hallett. 1999. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol* 514 ( Pt 3): 915-28.
22. Geiger, R. A., J. B. Allen, J. O'Keefe, and R. R. Hicks. 2001. Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. *Phys Ther* 81, no. 4: 995-1005.
23. Gray, Christopher S., Joyce M. French, David Bates, Niall E. F. Cartlidge, Oliver F. W. James, and Graham Venables. 1990. Motor recovery following acute stroke. *Age and Ageing* 19: 179-84.

24. Hebert, J., and J. P. Boucher. 1998. Effect of manual segmental vibration on neuromuscular excitability. *J Manipulative Physiol Ther* 21, no. 8: 528-33.
25. Hocherman, S., R. Dickstein, and T. Pillar. 1984. Platform training and postural stability in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 65, no. 10: 588-92.
26. Huxham, F. E., P. A. Goldie, and A. E. Patla. 2001a. Theoretical considerations in balance assessment. *Aust J Physiother* 47, no. 2: 89-100.
27. Ikai, T., T. Kamikubo, I. Takehara, M. Nishi, and S. Miyano. 2003. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil* 82, no. 6: 463-9; quiz 470-2, 484.
28. Knibestöl, M. 1975. Stimulus-response functions of slowly adapting mechanoreceptors in the human glabrous skin area. *J. Physiol.*, 245, 63-80.
29. Kuo, A. D., R. A. Speers, R. J. Peterka, and F. B. Horak. 1998. Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Exp Brain Res* 122, no. 2: 185-95.
30. Lee, W. A., L. Deming, and V. Sahgal. 1988. Quantitative and clinical measures of static standing balance in hemiparetic and normal subjects. *Phys Ther* 68, no. 6: 970-6.
31. Maki, B. E., W. E. McIlroy, and G. R. Fernie. 2003. Change-in-support reactions for balance recovery. *IEEE Eng Med Biol Mag* 22, no. 2: 20-6.
32. Manning, J. 1972. Facilitation of movement. *Physiotherapy* 58, no. 12: 403-8.
33. Matthews, P.B.C. 1982. Where does Sherrington's "Muscular sense" originate? Muscles, joints, corollary discharges? *Ann. Rev. Neurosci.*, 5, 189-218.
34. Niam, S., W. Cheung, P. E. Sullivan, S. Kent, and X. Gu. 1999. Balance and physical impairments after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 80, no. 10: 1227-33.
35. Paci, Matteo. 2003. Physiotherapy based on the Bobath concept for adults with post-stroke hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Medicine* 35: 2-7.
36. Pai, Y. C., M. W. Rogers, L. D. Hedman, and T. A. Hanke. 1994. Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. *Phys Ther* 74, no. 7: 647-57; discussion 657-9.

37. Paillex, R., and A. So. 2003. [Standing posture of adults: effects of a stroke]. *Ann Readapt Med Phys* 46, no. 2: 71-8.
38. Palmieri, Riann M., Christopher D. Ingersoll, Marcus B. Stone, and B. Andrew Krause. 2002. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *Sport Rehabilitation* 1, no. 1: 51-66.
39. Perennou, D., C. Benaim, E. Rouget, M. Rousseaux, J. M. Blard, and J. Pelissier. 1999. [Postural balance following stroke: towards a disadvantage of the right brain-damaged hemisphere]. *Rev Neurol (Paris)* 155, no. 4: 281-90.
40. Peterka, R. J. 1995. Simple model of sensory interaction in human postural control. *Multisensory Control of Posture*. T. Mergner, and F. Hlavacka, 281-88.
41. Sackley, C. M. 1991. Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *Int Disabil Stud* 13, no. 1: 1-4.
42. Shumway-Cook, A., D. Anson, and S. Haller. 1988. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 69, no. 6: 395-400.
43. Shumway-Cook, A., and M. H. Woollacott. Abnormal Postural Control. *Motor control: theory and practical applications.*, 248-69.
44. Shumway-Cook, A, and M. H. Woollacott. Clinical Management of patient with a postural control disorder. *Motor control: theory and practical applications.*, 271-304.
45. ———. 1995. Normal Postural Control. *Motor control: theory and practical applications.*, 163-218.
46. Spirduso, W. 1995. Physical dimensions of aging. 156-83.
47. Sullivan, Patricia E., and Prudence D. Markos. 1995. *Clinical decision making in Therapeutic exercise*. Appleton & Lange.
48. Whipple, R., L. Wolfson, C. Derby, D. Singh, and J. Tobin. 1993. Altered sensory function and balance in older persons. *J Gerontol* 48 Spec No: 71-6.
49. Winstein, C. J., E. R. Gardner, D. R. McNeal, P. S. Barto, and D. E. Nicholson. 1989a. Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Arch Phys Med Rehabil* 70, no. 10: 755-62.

**ANNEXE A**

**ESTIMATION DE LA TAILLE DE L'ÉCHANTILLON PRÉ-EXPÉRIMENTALE SELON  
LA MÉTHODE DE COHEN (1969)**

**Éléments pour la formule**

$d = \text{effet}/S$

$S = \text{écart-type}$

$d' = d / \text{racine carré de } (1-R)$

$R = \text{estimé de la fidélité } (0,88)$

$n = 1571 / (100 * d'^2) + 1$

**Données pour la formule**

Effet=0,763

Écart-type=0,349

$d = 2,186$

$d' = 4,888$

**Nombre de sujet estimé**

$n = 1,657$  ou 2

**ANNEXE B**  
FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

Je, (nom, prénom) \_\_\_\_\_

Fait la déclaration suivante :

J'accepte de me porter volontaire pour l'expérimentation suivante menée sous la direction de *Jean P. Boucher, Ph.D.*, directeur du département de Kinanthropologie de l'Uqàm et *Alain Leroux, Ph.D.*, professeur au département de la science de l'exercice de Concordia et exécutée par *Éric Carrié, B.Sc.* :

**Effet de l'approche Trager sur diverses composantes de l'équilibre posturale d'une population hémiparétique.**

Il me sera demandé de subir une série de tests statiques et dynamiques pour évaluer mon équilibre. Concrètement, je devrai me tenir debout sur une plate-forme de force sans bouger et ce pour trente secondes. Cette prise de mesure sera répétée à quelques reprises. Je recevrai ensuite une séance Trager d'une durée de quinze minutes. Celle-ci est constituée d'une série de mouvements ondulatoires que le praticien induit aux sujets en douceur et selon le rythme intrinsèque de ce dernier. Enfin, les tests seront repris après cette intervention pour déterminer l'effet de celle-ci. Le tout s'échelonne sur une période d'environ une heure trente minutes.

Ma participation à cette étude demeurera anonyme, confidentielle et est volontaire. Je pourrai refuser d'y participer ou m'en retirer à tout moment. J'ai lu les renseignements présentés ci-dessus et j'en ai parlé à ma satisfaction avec le chercheur responsable de l'étude. Je consens de plein gré à participer à l'étude comme sujet de recherche. Je comprends que je peux me retirer de l'étude à n'importe quel moment ou refuser des interventions sans que cela me porte préjudice. L'étude m'a été expliquée et j'en comprends le but ainsi que les avantages et risques. J'ai eu l'occasion de poser des questions et j'ai obtenu réponse à celles-ci.

Toute demande d'information ou plainte peut être adressée au responsable du projet de recherche. Toute plainte non-résolue avec le responsable peut être adressée au comité de déontologie du Département de kinanthropologie (Département de kinanthropologie, Université du Québec à Montréal, case postale 8888, succursale Centre-Ville, Montréal (Québec) Canada H3C 3P8), un sous-comité du Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQÀM (secrétariat : service de la recherche et de la création, Université du Québec à Montréal).

J'affirme comprendre ce qui m'est proposé et j'y consens en toute liberté.

_____	_____	_____
Signature du sujet	Nom en lettres moulées	jj/mm/aa

_____	_____	_____
Témoin	Nom en lettres moulées	jj/mm/aa

_____	_____	_____
Signature du chercheur	Nom en lettres moulées	jj/mm/aa

## ANNEXE C

### TABLEAUX DES CARACTÉRISTIQUES DES SUJETS

Tableau 111. Caractéristiques des sujets du protocole A.

Sujets	1	2	3	4	5	6	Moyenne
ÂGE	82	54	57	58	61	67	63,17
ANNÉES	25	5	15	7	31	40	20,50
TYPE	Ischémique	Ischémique	Ischémique	Ischémique	Ischémique	ischémique	
SEXE	M	M	M	M	F	M	
SYMPTÔME	Arthrite	Cardiaque	Hypertendu	--	--	--	
CÔTÉ	Droit	Droit	Droit	Droit	Droit	Droit	
AIDE	Cane	--	--	Cane	--	--	

Tableau 112. Caractéristiques des sujets du protocole B.

Sujets	1	2	3	4	5	6	Moyenne
ÂGE	73	56	77	58	77	44	64,17
ANNÉES	17	14	4	4	1	2	7
TYPE	Hémorragique	Hémorragique	Hémorragique	Ischémique	?	Hémorragique	
SEXE	M	F	M	M	F	F	
SYMPTÔME	Hypertendu	--	Diabète	Hypertendu	Diabète	Hypertendu	
CÔTÉ	D & G	Droit	Droit	Droit	Droit	Droit	
AIDE	Cane	Cane	Marchette	--	Cane	--	