

D^r Brault, *Chef de service, Rééducateur*, Hôpital d'Amiens, 80000

D^r Des roseau, *Chef de service, Rééducateur*, Fondation Franco-Américaine, Berck sur mer, 62600

P^r Destee, *Chef de service, Neurologue*, Hôpital Roger Salengro, CHRU Lille, 59037

M^r Dupont, *Cadre Kinésithérapeute*, Hôpital Swyngedauw, CHRU Lille, 59037

D^r Kemoun, *Chef de Service, Rééducateur*, Hôpital Wattrelos, 59300

M^{me} Maciejewski, *Cadre Kinésithérapeute*, Hôpital de la bassé, 59480

D^r Maunier-Veille, *Chef de service, Neurologue*, Hôpital de Lens, 62300

D^r Mazarin, *Neurologue*, Hôpital Roger Salengro, CHRU Lille, 59037

D^r Rousseau, *Chef de service, Rééducation*, Hôpital Swyngedauw, CHRU Lille, 59037

M^{me} Sadlo, *Cadre Kinésithérapeute*, Clinique de Bailleul, 59270

P^r Thevenon, *Chef de service, Rééducateur*, Hôpital Swyngedauw, CHRU Lille, 59037

M^r Vaast, *Cadre Kinésithérapeute*, Hôpital Swyngedauw, CHRU Lille, 59037

D^r Verier, *Chef de service, Neurologie*, Hôpital de Valenciennes, 62300

P^r Vermesch, *Chef de service, Neurologue*, Hôpital Roger Salengro, CHRU Lille, 59037

M^r Vesirien, *Cadre Kinésithérapeute*, Hôpital Wattrelos, 59300

Annexes

MATERIEL

Ariel dynamics Inc., Trabuco Canyon, CA, USA (<http://www.arielnet.com>).

Motion Analysis Limited, Santa Rosa, California, USA (<http://www.motionanalysis.com>).

Peak Performance Technologies, Inc., Castle Donington, UK
(<http://www.motioncapture.co.uk>).

Qualysis Inc., Glastonbury, CT, USA (<http://qualysis.com>).

Oxford Metrics Limited, Oxford, England (<http://www.vicon.com>).

Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada (<http://www.ndigital.com>).

Charnwood Dynamics Limited, Barrow-upon-Soar, England (<http://www.charndyn.com>).

Skill Technologie Inc.

Advanced Mechanical Technology Inc., Newton, MA, USA (<http://www.amtiweb.com>).

LES ACCIDENTS VASCULAIRES CEREBRAUX

Les AVC peuvent être classés en trois groupes principaux (Bariety et al., 1990 : tableau III.1.) : les ramollissements cérébraux, l'hémorragie cérébrale et l'hémorragie méningée.

Les ramollissements cérébraux ont pour principales étiologies : 1) la *thrombose* essentiellement par *athérome* artériel, 2) *l'embolie* cérébrale (moins fréquente que la thrombose) principalement par rétrécissement *mitral*, 3) l'association à *l'infarctus du myocarde* (caillot, *ischémie* dans le territoire d'une artère athéromateuse...), 4) les embolies gazeuses (accident de décompression, introduction d'air dans le système veineux...). **L'hémorragie cérébrale** est due à la rupture d'une artère dans le *parenchyme cérébral* et a pour étiologie une hypertension artérielle (cause la plus fréquente) ou une malformation vasculaire congénitale (*anévrisme, angiome*). **L'hémorragie méningée** est caractérisée par un épanchement de sang dans l'espace *sous-arachnoïdien* ayant pour étiologie la plus fréquente le traumatisme, l'hypertension artérielle et la malformation vasculaire congénitale (les deux dernières étant les plus fréquentes) ou encore des cas plus rares (*maladie d'Osler, méningite, encéphalite*, tumeur, intoxication au plomb...).

Le mode d'installation de l'atteinte est très variable. Il peut être progressif (trouble de la marche, gêne de certains mouvements, paralysie faciale, troubles de la parole), brusque (apparition nette de l'atteinte) ou d'une brutalité extrême (coma). **Les différents aspects cliniques** typiques sont : 1) l'hémiplégie flasque en dehors du coma, 2) l'*hémiplégie spastique* (évolution habituelle de l'hémiplégie flasque), 3) l'*hémiplégie frustre* (légère), 4) l'hémiplégie dans le coma. **Les facteurs de risque des AVC** sont : l'âge, l'hypertension artérielle, le diabète sucré, *l'hyperlipidémie*, le tabagisme, l'obésité, les contraceptifs oraux fortement dosée en œstrogènes, certaines anomalies hématologiques tels que l'hyperagrégation plaquettaire, l'alcoolisme mais aussi certains facteurs migraineux, génétiques, familiaux, infectieux... (Mazaux et al., 1995).

Les troubles associés peuvent être divers. Les séquelles sont rarement purement motrices (Albert, 1980). En effet, au niveau du Système Nerveux Central des structures aux fonctions très variées se trouvent à proximité immédiate des voies motrices. Dans le cas d'un AVC, il est peu probable que les effets destructeurs des troubles circulatoires suivent les frontières anatomiques des voies motrices. Ainsi, les conséquences de l'atteinte sont le plus souvent très variées et ont en commun des troubles sensitivo-moteurs. Ces troubles peuvent également être sensoriels, centraux ou périphériques, psychologiques, neurovégétatifs... (Mazaux et al., 1995). **Les troubles sensoriels** sont essentiellement des troubles de la discrimination tactile par déficit ou par exagération (chaleur, douleur...), troubles de reconnaissance de la position, du sens ou du mouvement articulaire en absence de contrôle visuel, d'une manière plus générale des *troubles gnosiques*. Ces troubles peuvent atteindre chacun des sens. Par exemple, pour la vision, l'*hémianopsie* est un trouble relativement courant... **Les troubles**

périphériques ou de l'appareil locomoteur sont essentiellement : amyotrophie, rétraction musculaire, rétraction capsulo-articulaire, paralysie ou *parésie*, *troubles trophiques*, *spasticité*, fatigabilité, tremblement, *clonie*, *réflexes polycinétiques*, réactivité à l'effort (augmentation de la spasticité par exemple), *synergies*, *syncinésies*, diminution des capacités physiques (force, endurance, vitesse...). **Les troubles "supérieurs"** sont essentiellement : *aphasie*, *héminégligence*, trouble de l'identité, de la personnalité, renfermement, état de confusion, phobies (surtout d'un nouvel accident), ignorance ou refus de la pathologie, d'une manière plus générale des troubles psychoaffectifs et émotionnels variés, *hypochondrie*, *schizophrénie*, hystérie, anxiété dépression... **Les troubles neurovégétatifs** sont essentiellement : vesico-sphinctérien, déglutition...

Les **complications** possibles sont également nombreuses : *phlébite*, escarre, *ostéoporose*, *ankylose*, névrose, dépression... **Le côté de l'hémiplégie** (droite ou gauche) a son importance. Des études telles que celles de Rode et al. (1997) ou Hess et al. (1994) montrent que les sujets atteints d'une hémiplégie gauche présentent des troubles de l'équilibre plus importants que ceux atteints d'une lésion droite. Plusieurs autres constatations ont également été faites : une moins bonne récupération de la posture, des troubles d'orientation et de perception spatiale plus importants... De même, la rééducation de ces sujets semble présenter de moins bons résultats (Mazaux et al., 1995).

GLOSSAIRE

Réalisé à partir du Larousse médical (1990) et du dictionnaire des termes de médecine (Garnier Delamare, 1992).

Anastomose : Communication entre deux vaisseaux ou deux conduits de même nature.

Anévrisme : Distension localisée de la paroi d'un vaisseau d'origine artériel, artério-veineux...

Angiome : Malformation du système vasculaire, prolifération et aggrégation de vaisseaux sanguin ou lymphatique. Ils peuvent être superficiels, cérébraux...

Ankylose : Limitation plus ou moins grande de mobilité.

Aphasie : Perte ou troubles de la compréhension et de l'usage des symboles parlés ou écrits du langage.

Athérome : Dépôt de corps gras sur les artères.

Atrophie : Volume anormalement petit.

Clonie : Contraction musculaire successive et involontaire spontanée ou provoquée.

Embolie : Oblitération d'un segment de canal, habituellement un vaisseau, par un corps anormal en migration.

Encéphalite : Inflammation de l'encéphale.

Equin : Hyperextension du pied sur la jambe c'est-à-dire exagération de la flexion plantaire de cheville

Focal : Localisé.

Hémianopsie : Affaiblissement localisé ou perte de la vue d'un ou des deux côtés du champ visuel.

Hémignégligence : Négligence d'un hémicorps.

Hémiplégie flasque : Paralysie d'un hémicorps, (paralysie faciale, abolition force musculaire, hypotonie, abolition réflexes tendineux, signe de Babinski unilatéral).

Hémiplégie frustre : Hémiplégie discrète.

Hémiplégie spasmodique : Evolution habituelle de l'hémiplégie flasque caractérisée par une hyperactivité réflexe (contracture musculaire, réapparition voire exagération des réflexes tendineux, diminution sans abolition de la force musculaire, exagération du réflexe myotatique, signe de Babinski...).

Hyperlipidémie : Présence trop importante de lipides dans le sang.

Hypochondrie : Etat de perpétuelle inquiétude pour son état de santé.

Incidence : Fréquence de cas nouveaux.

Infarctus du myocarde : Nécrose d'une partie du muscle cardiaque privé d'apport sanguin presque toujours à la suite de la thrombose d'une artère coronaire.

Ischémie : Arrêt ou altération plus ou moins localisée de la circulation sanguine.

Maladie d'Osler : Angiomateuse hémorragique familiale.

Méninges : Ensemble de trois membranes enveloppant le système nerveux central.

Méningites : Inflammation des méninges.

Mésencéphale : Portion de l'encéphale.

Morbidité : Etat de maladie ou somme des maladies d'une population.

Néoformation : formation d'un nouveau tissu.

Ostéoporose : Déminéralisation squelettique généralisée par raréfaction de la trame protéique de l'os.

Parenchyme cérébral : Tissus dont les cellules ont une activité physiologique par opposition au tissu conjonctif.

Parésie : Paralysie légère.

Phlébite : Inflammation veineuse avec formation le plus souvent d'un caillot qui entraîne son oblitération avec douleur, œdème, colonisation... plus ou moins localisé.

Polycinétique (réflexe) : Plusieurs réponses réflexes à un même stimulus.

Prévalence : Nombre de cas d'une maladie dans une population donnée sans distinction.

Ramollissement cérébral : lésion cérébrale entraînant secondairement la nécrose et le ramollissement du territoire cérébral considéré.

Récurvatum : Hyper-extension du genou.

Rétrécissement mitral : Diminution du calibre de l'orifice de sortie de l'oreillette gauche du cœur.

Schizophrénie : Etat mental qui présente comme principale caractéristique la dissociation et la discordance des fonctions psychiques avec perte de l'unité de la personnalité, rupture du contact avec la réalité...

Sous-arachnoïdien : Sous la troisième membrane des méninges.

Spasticité : Disposition plus ou moins marquée à se contracturer par exagération du réflexe myotatique.

Syncinésie : Contractions coordonnées et involontaires apparaissant dans un groupe de muscle à l'occasion de mouvements volontaires ou réflexes.

Syndrome méningé : Groupe de symptômes fonctionnels (céphalée, vomissement, constipation...) et de signes physiques (raideur de la nuque, contracture du membre inférieur...) qui peuvent laisser penser à une atteinte des méninges.

Synergies : Association de plusieurs mouvements. Les synergies fonctionnelles sont une catégorie particulière de syncinésie. Exemple synergie de flexion du membre inférieur = hanche: flexion, abduction rotation externe, genou: flexion et cheville: flexion dorsale, inflexion.

Syncinésie : Contraction musculaire involontaire, n'ayant aucun rôle dans la réalisation d'un mouvement volontaire. Par exemple l'écartement des doigts d'un patient hémiplégique à qui on demande de soulever son bras paralysé.

Thrombose : Formation d'un caillot sanguin dans un vaisseau sanguin ou dans des cavités du cœur.

Tronc basilaire : Vaisseau situé dans l'encéphale, né de la fusion des deux artères vertébrales.

Troubles gnosiques : Troubles de la reconnaissance des propriétés d'un élément par l'un des sens.

Troubles trophiques : Troubles concernant la nutrition des tissus.

Varus : Se dit d'un membre ou d'un segment de membre dévié en dedans.

Vaulting : Exagération de la flexion plantaire de cheville afin d'éviter que le pied opposé ne traîne par terre lors du passage du pas.

Annexe III.1.

Revue de bibliographie des indicateurs de marche. Suite à la liste des abréviations utilisées (page suivante), les indicateurs sont regroupés en quatre catégories :

- Tableau III.1.1. :** Indicateurs relatifs à la phase oscillante du cycle de marche,
Tableau III.1.2. : Indicateurs relatifs à la phase d'appui du cycle de marche,
Tableau III.1.3. : Indicateurs relatifs aux paramètres spatio-temporels du cycle de marche,
Tableau III.1.4. : Indicateurs généraux.

Les références citées sont identifiées de 1 à 39 dans la liste suivante :

- | | |
|-------------------------------|---|
| (1) Asencio et al. (1993) | (21) Winter (1985) |
| (2) Yngve & Chambers (1996) | (22) "what people said" on CGA sur Biomech-L (1997) |
| (3) Lavigne (1974) | (23) Lehmann (1982) |
| (4) Colaso & Josephi (1971) | (24) Landen et al. (1963) |
| (5) Brunnstrom (1964) | (25) Gage (1991) |
| (6) Moore et al. (1993) | (26) Caillet et al. (1994) |
| (7) Moseley et al. (1993) | (27) Daniels & Wortingham (1979) |
| (8) Whittle (1996) | (28) Wolfson et al. (1990) |
| (9) Goodkin & Diller (1973) | (29) Mazaux et al. (1995) |
| (10) Holden et al. (1986) | (30) Reimers (1972) |
| (11) Hughes & Bell (1994) | (31) Saleh & Murdoch (1985) |
| (12) Krebs et al. (1985) | (32) Lord et al. (1998) |
| (13) Miyazaki & Kubota (1984) | (33) Albert (1980) |
| (14) Eastlack et al. (1991) | (34) Pierron et al. (1989) |
| (15) Patla et al. (1987) | (35) Cunha (1988) |
| (16) Perry (1995) | (36) Debelleix (1997) |
| (17) Viel (1998) | (37) Caillet et al. (1997) |
| (18) Rodriguez (1996) | (38) Olney & Richard (1996) |
| (19) Saunders et al. (1953) | (39) Richards & Olney (1996) |
| (20) Perry (1992) | |

✓ou ► = Indicateur utilisé par l'auteur	du = durée	péri = périmètre
↗ = augmentation	dy = dysfonctionnement	PF = pend flacidement
↘ = diminution	dyn = dynamique	PhA = phase d'appui
+ = plus	E = extension	PhO = phase oscillante
A = Appui	ég = égalité	pi = pied
A/R = anté-retroversion	El = Elévation	pl = placement
AA = Amplitude articulaire	EP = égalité à la phase de	pla = plastronement
ab = abaissement	propulsion	PN = position neutre
abd = abduction	eq = équilibre	PO = par orteils
abs = Absence	es = esquive	Pos = position
acc = accélération	ev = éversion	PP = pied à plat
AD = Allure décidée	ev = évitement	pr = précautionneuse
add = adduction	ex = Exagération	pro = propulsion
ag = angle	ext = externe	proj = projection
am = amortissement	F = Fin	PT = pattern de marche
AMP = appui monopodale	Fe = flexion	pt = petit
an = Anormale	fles = flessum	PV = passage à la verticale
ant = antépulsion	flu = fluidité	QAP = que l'avant pied
anté = antépulsion	G = genou	ql = qualité
ante = antéversion	ge = général	qsp = quand se produit
AP = Appui plantigrade	GM = gêne ressentie à la marche	R = réduit
AR = à reculons	gr = griffe	R/P = Redressent/ pointent
art = articulation	H = hémiplégique	latéralement
asy = Asymétrie	han = hanche	ra = rapide
AT = Appui Talonnier	he = hésitante	rai = raide
att = attitude	HO = Heel Off	ré = rétraction
B = ballant	HS = attaque du sol	RE = Rotation Externe
bas = bascule	I = Inclinaison	ret = retropulsion
BE = Bord externe	I/E = inversion/éversion	retr = rétroversión
br = brusque	IL = Inclinaison latérale	RI = Rotation Interne
bra = bras	im = immobile	ro = rotation
C = côté	imp = important	rot = rotation
cei = ceintures	in = invalidantes	RPAP = rapide passage en avant du
CG = centre de gravité	ina = inadéquate	pied
ch = cheville	inc = inconfort	S = sain
chu = chute	inf = inférieur	S/P = salutation/plastronnement
co = conservation	int = interne	sal = salutation
co = controlatéral	inv = inversion	ScE = Schéma d'extension
con = contrôle	IZ = indiquer la zone	ss = sans
CP = Claquement du pied	jb = jambe	sta = stabilité
D = Début	JPN = jusqu'au point neutre	sup. = supérieur
dan = dandinante	L = latéral	T = tronc
dé = déficit	li = limite	Tal = talon
de basc = de bascule	lor = lordose	tb = troubles
dec = décollement	lt = lent	TC = troubles de la commande
def = défauts	M = Milieu	TL = Transfert latéral
dep = déplacement	max = maximale	TO = Décollage du pied
dép = dépression	mbr. = membre	ton = tonicité
der = dérobement	min = minimale	Tre = Trendelenberg
des = décélération	MJ = Majorité du cycle	unip = unipodale
désa = désaxation	mob = mobilité	uti = utilisation
diff = difficulté	MS = Milieu phase oscillante	V = verticale
DP = décollement de la plante	mv = mouvement	v = vitesse
DPF = dans le plan frontal	O = oscillante	V/V = valgus / Varus
DPS = Dans le Plan Sagittal	OAT = occupé par l'aide	va = varus
DPT = Dans le Plan Transversal	technique	val = valgus
DREP = depressed ou retracted ou	op = opposé	var = variabilité
elevated ou protacted	P = pic	VE = varus équin
DSA = durée du simple appui	pd = Pendant	
DT = démarche talonnante	PDC = poids de corps	

Tableau III.1.1. : Indicateur relatif à la phase oscillante du cycle

Référence Indicateur	1	2	3*	4	5	6	7	8	9	10*	11*	12	13	14	15	16	17	18*	19	20*	
Steppage ou pseudo-steppage	✓							✓													
Membre inférieur					✓ ^{dd}				✓ ^{dd} ✓ ^{bd}								✓ ^{bi} ✓ ^{ED}				
Rythme																					
Synergie de flexion																					
Evolution angulaire																					
Phase oscillante	✓ ^{urée C H}					✓ ^{urée C H}															
Bras	✓ ^{Ballant}																				
Varus / valgus du pied			✓ ^{ar Imp}																		
Supinatus			✓ ^{mportance}																		
Orteils	✓ ^e						✓ ^{P/P}											✓ ^{P, ex E, gr}			
Dorsiflexion			✓	✓ ^{dé}	✓ ^x	✓		✓			✓ ^x							✓ ^x			
Flexion plantaire	✓	✓		✓	✓	✓					✓ ^x							✓ ^x			
Pieds ou orteils traînent au sol	✓	✓	✓	✓	✓				✓								✓ ^{d MJ}	✓			
"Curling" des orteils ?			✓																		
Egalité des add. de pied																		✓			
Equinisme	✓																				
Décollage des orteils (foot clearance)										✓							✓ ^{du pied}	✓ ^{et}			
Pied		✓ ^{IV}	✓ ^{IV} ✓ ^V	✓ ^{IV} ✓ ^V					✓ ^{IV} ✓ ^V									✓ ^E			
Flexion de genou	✓		✓ ^x	✓ ^{dé}	✓ ^x	✓ ^x			✓ ^{du P de Fe}			✓ ^x	✓ ^x				✓ ^{✓O à MS}	✓	✓ ^{c, ex}		
Extension de genou									✓ ^{E au HS}			✓ ^x							✓ ^{ma, ex co}		
Raideur du genou		✓	✓	✓																	
"Wipe" fouette du genou			✓	✓																	
"Buckles" du genou					✓ ^{D ou F}																
Amplitude										✓ ^{dé}											
Flexion de hanche			✓ ^{en F}			✓ ^x			✓ ^{du P en F}			✓ ^x									
Extension de hanche									✓ ^{du P en F}			✓ ^x						✓ ^{g des F}	✓ ^{c, ex, ina}		
Circumduction de hanche/fauchage	✓		✓	✓	✓	✓				✓	✓	✓	✓					✓ ^M			
Hanche			✓ ^E	✓ ⁱ ✓ ^I	✓ ⁱ ✓ ^E				✓ ^I ✓ ^E			✓ ^{RI, RII, RIII, RIV, RE, RI}						✓ ^{E, RL}	✓ ^{abd, Add}		
"Hitching" roue denté de hanche				✓						✓	✓										
"Hiking" de la hanche										✓	✓						✓ ^{MS}	✓			
Bassin			✓ ^I	✓ ^I	✓ ^I							✓ ^{RI, RII, RIII, RIV, RE, RI}					✓ ^{RI, RII, RIII, RIV, RE, RI}	✓ ^{ex RE, RI}	✓ ^{R, ch}		
Raideur du bassin					✓ ^{base}	✓ ^{base}															
"Hitching" roue dentée du bassin											✓										
Lombaire											✓										
Tronc																		✓ ^{P, II, rot}			

* confère annexe 3 pour plus de détails

Référence Indicateur	21	22	23	24	25	26	27	28*	29	30*	31	32	33*	34	35	36	37	38	39	Nombre
Steppage ou pseudo-steppage								✓					✓	✓		✓			6	
Membre inférieur			✓ ^E rai	✓ ^a					✓ ^I										6	
Rythme	✓ ^{es ex F}																		1	
Synergie de flexion	✓																		1	
Evolution angulaire					✓ ^a														1	
Phase oscillante					✓ ^{esp V/V}	✓ ^{att F}			✓ ^{d gen}								✓		5	
Bras																			1	
Varus / valgus du pied				✓ ^{al}	✓ ^a	✓ ^{al}	✓ ^a										✓		5	
Supinatus																✓			2	
Orteils							✓ ^a												4	
Dorsiflexion	✓ ^F	✓ ^c	✓ ^{CS}			✓ ^{x en F}													10	
Flexion plantaire	✓ ^a					✓ ^V							✓ ^a		✓				8	
Pieds ou orteils traînent au sol								✓	✓							✓			10	
"Curling" des orteils			✓																2	
Egalité des add. de pied																			1	
Equinisme					✓	✓				✓						✓	✓	✓	7	
Décollage des orteils (foot clearance, foot drop)	✓	✓	✓	✓	✓				✓	✓				✓			✓		12	
Pied						✓ ^I									✓ ^{El}		✓ ^{ombant}		8	
Flexion de genou	✓ ^F	✓ ^c	✓ ^{av HS}	✓ ^{PD}	✓ ^{CS}	✓ ^x	✓ ^{V/V att F}	✓		✓ ^{Max M}			✓ ^a	✓ ^a					19	
Extension de genou																			3	
Raideur du genou																✓			4	
"Whipe" fouette du genou																			2	
"Buckles" du genou																			1	
Amplitude																	✓		2	
Flexion de hanche	✓ ^c	✓ ^c	✓ ^P	✓ ^{CS}	✓ ^{ex}		✓ ^c						✓ ^a		✓ ^{ex}		✓		11	
Extension de hanche	✓ ^P						✓ ^c												6	
Circumduction de hanche/fauchage	✓			✓			✓	✓		✓				✓	✓	✓	✓		17	
Hanche						✓ ^{sys}	✓ ^{abd}	✓ ^{abd add}	✓ ^E										9	
"Hitching" roue denté de hanche																			1	
"Hiking" de la hanche	✓		✓														✓		7	
Bassin				✓									✓ ^{tr}						8	
Raideur du bassin																			2	
"Hitching" roue dentée du bassin																			1	
Lombaire							✓ ^F							✓ ^{al}					2	
Tronc																			2	

Tableau III.1.2. : Indicateurs relatifs à la phase d'appui du cycle de marche,

<i>Référence Indicateur</i>	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Qualité générale													✓							
Verticalité des cuisses																		✓		
Mise en charge																				
Phase d'appui																				
Evolution angulaire																				
Projection du CG en avant																	✓ au HO			
Position globale du mbr inf	✓																			
Mbr inf	✓ cE																			
Inversion du pied	✓ pas ant		✓✓ D	✓✓ D	✓✓ D														✓ E	
Esquive	✓ au pas post	✓ de l'appui					✓ de l'appui					✓ de l'appui						✓ de l'appui		
Pied totalement plat			✓	✓	✓															
Instabilité du pied	✓																			
Double appuis	✓ urée																			
Equinisme	✓ persiste																			
Attaque du sol		✓	✓ PO	✓ PO	✓ PO PP					✓ an		✓ BE A				✓ PO PP, nette	✓ PO PP, bord ext	✓ P, PO, CP		
Dorsiflexion		✓														✓ g marqué		✓ IS	✓ X	
Flexion plantaire	✓						✓ è en F												✓ X	
Contact avec le sol												✓ è en M, F					✓ CS			
Valgus / varus du pied												✓ a DMF ✓ al DMF					✓ M			
Appuis	✓ Co AP ✓ es AT																✓ on			
Propulsion						✓ D ✓ Abs				✓ Dé ✓ Abs	✓ Dé ✓ Abs						✓			
Pied												✓ ol							✓ tec tal en M	
Cheville																				
Orteil																		✓ c, gr		
Foot upward																				
Supination du pied																				
Maintien de l'arche plantaire																				
"Foot rockers"																				
"Foot leads"		✓ H	✓ H	✓ H																
Flexion de genou						✓✓✓ D				✓ en D									✓ è, ex	
Extension de genou							✓ è en F				✓ Dé ✓ Ex DM								✓ I PA, HS	
Recurvatum/hyperextension du G	✓		✓	✓	✓	✓ n D, M				✓ D, M									✓ ha	
Instabilité du genou																			✓	
Genou			✓ al M																✓ ro de l'E	
"Buckles" du genou		✓	✓	✓	✓														✓ V	
Accélération du tibia		✓ PAP																		
Stabilité du genou en légère F		✓	✓	✓	✓															
Flexion de hanche						✓ è en F	✓ è en F										✓ HS, EP, TO		✓ è, ex	
Extension de hanche		✓ hyper										✓ x en F					✓ P		✓ max au HS	
Add. Abd de hanche												✓ add DMF								
Rot. int. ext. de hanche												✓ abd DMF								
Hanche			✓ a	✓ a	✓ a							✓ RI DMF							✓ bd add en F	
Bassin												✓ RE DMF							✓ ex RI, RI	
Déplacement latéral du bassin												✓ la DMF							✓ abd, Add	
Retraction du bassin (antepulsion ?)												✓ ou SI du P								
Tronc						✓ P	✓ P	✓ P				✓ Pla	✓ P, IL					✓ la pro, Sal		✓ P, IL, rot

Référence Indicateur	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	Nombre	
Qualité générale																				1	
Verticalité des cuisses											✓									2	
Mise en charge		✓																		2	
Phase d'appui					✓ app. I, max G app. V.V.					✓ E, de ge, ev							✓	✓	1		
Evolution angulaire						✓														1	
Projection du CG en avant																				1	
Position globale du mbr inf																				1	
Mbr inf								✓ ter	✓ I										3		
Inversion du pied														✓						6	
Esquive			✓ e appui					✓ e appui					✓ e appui	✓ e appui	✓ e appui			✓ e appui		11	
Pied totalement plat																				3	
Instabilité du pied				✓																2	
Double appuis						✓											✓	✓	✓	5	
Equinisme			✓ P, PO	✓ P, PO	✓ P, PO	✓				✓	✓						✓	✓	✓	8	
Attaque du sol	✓ IS, TO, DMF																✓ E, ref	✓ P		18	
Dorsiflexion		✓		✓ e														✓		10	
Flexion plantaire	✓✓✓ PO	✓✓ pau TO				✓							✓ TO, ✓✓					✓ HS, ✓ AM		8	
Contact avec le sol	✓ AP	✓ l ch			✓ P, ✓ PO		✓ O, ✓ P									✓ E			7		
Valgus / varus du pied				✓ al				✓ D.F.			✓									4	
Appuis		✓ MP	✓ P, ✓ T			✓ E, ✓ P	✓ E, ✓			✓ or		✓ OSA, pos. ni DMF		✓ JW	✓ rithme	✓ CS, dé CH	✓ E	✓ BE, ✓ s Tal		10	
Propulsion	✓✓	✓✓	✓ e	✓ e					✓ c				✓ é en av						✓	✓	14
Pied	✓									✓ I, der			✓ P							5	
Cheville	✓ AA												✓ igée							2	
Orteils	✓ e		✓ e														✓ ri			4	
Foot upward			✓																	1	
Supination du pied		✓																		2	
Maintien de l'arche plantaire				✓												✓				1	
"Foot rockers"				✓ e, ✓ e																1	
"Foot leads"																				3	
Flexion de genou	✓ IS, TO, DMF	✓✓✓✓✓✓✓	✓ e					✓✓✓ acc HS	✓✓									✓ HS ✓ TO, ✓ M, HS		15	
Extension de genou	✓ D.M				✓ e			✓ isp max			✓ max au HS			✓✓						12	
Recurvatum/hyperextension du G		✓			✓		✓	✓ des					✓	✓				✓	✓	✓MF	18
Instabilité du genou																				3	
Genou	✓ i					✓ I	✓ ✓ al		✓	✓ er				✓ assif						8	
"Buckles" du genou																				3	
Accélération du tibia		✓ ost																		2	
Stabilité du genou en légère F																				3	
Flexion de hanche	✓✓ TO							✓ x					✓			✓ ex			✓ SM, ✓ HS ✓ TO	11	
Extension de hanche	✓ M	✓✓ P, M, F						✓ a					✓							10	
Add. Abd de hanche	✓ add	✓ add				✓ e abd				✓ dd										4	
Rot. int. ext. de hanche									✓ I											2	
Hanche			✓ y, ✓ c								✓									6	
Bassin			✓ hu		✓						✓ hu		✓ hu		✓ as					7	
Déplacement latéral du bassin		✓ P, ✓ P									✓									3	
Retraction du bassin (antepulsion ?)			✓															✓		3	
Tronc	✓ IS, TO, ✓ DMF	✓ re	✓ al	✓ acc ant	✓ al	✓ L	✓ L	✓ ia	✓ L			✓ al, II	✓ al, II							14	

Tableau III.1.3. : Indicateurs relatifs aux paramètres spatio-temporelles du cycle de marche,

Référence Indicateur	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Pas			✓ ^{H pt}							✓ ^{S pt} ✓ ^{CH pt}	✓ ^{CH pt} ✓ ^{CS pt}	✓ ^{ar}	✓ ^e ✓ ^{durée}	✓ ^e		✓ ^e ✓ ^{hésitant}	✓ ^{S pt}	✓		
Polygone sustentation (Walking base)								✓												
Largeur du pas, attaque sur la côté									✓					✓	✓	✓	✓	✓		
1/2 pas	✓ ^{sy}		✓ ^{S + pt}		✓ ^{sy}				✓ ^{sy}				✓ ^e				✓ ^e CS ✓ ^e durée			
Vitesse de marche	✓		✓					✓			✓						✓ ^{fluctuation}			
Cadence			✓											✓	✓		✓		✓	
Pas postérieur						✓ ^{CS}														
pas antérieur						✓ ^{CS}														
Rectitude de la marche																✓				
Angle du pas																			✓	

Référence Indicateur	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	Nombre
Pas	✓ ^e ✓ ^e	✓ ^{sy} ✓ ^e	✓ ^e	✓ ^{ar}				✓ ^{ar lg}	✓ ^{sy} ✓ ^e		✓ ^{sy} ✓ ^e	✓ ^{ar} ✓ ^e	✓ ^{ar} ✓ ^b	✓ ^{sy} ✓ ^{lg}	✓ ^{sy} ✓ ^e	✓ ^{lg}	✓ ^{lg}	✓ ^{lg}	24	
Polygone sustentation (Walking base)		✓	✓		✓				✓										7	
Largeur du pas, attaque sur la côté	✓	✓	✓							✓					✓				10	
1/2 pas	✓ ^e	✓ ^{lg}	✓ ^a																9	
Vitesse de marche	✓	✓	✓		✓	✓		✓			✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	20	
Cadence	✓	✓	✓												✓	✓	✓	✓	12	
Pas postérieur																			1	
pas antérieur																			0	
Rectitude de la marche/ ligne progression					✓			✓						✓					4	
Angle du pas			✓ ^S			✓ ^{HO} ✓ ^{hiA}							✓						4	

Tableau III.1.4. : Indicateur généraux.

Référence Indicateur \	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20*
Arrêt du mouvement ou pause																	✓ v TO			
Fatigue avec les passages	✓																			
Marche	✓ éri														✓ R ✓ lu	✓ lu ✓ end var				
Troubles de l'équilibre	✓																✓			
Troubles de la sensibilité	✓		✓																	
Trouble du rythme de la marche				✓				✓			✓						✓			
Déficit de force musculaire																				
Autonomie	✓																			
Contrôle volontaire			✓ CH																	
Symétrie			✓ es pas								✓ iv asy CG			✓ PT	✓ PT			✓ es pas		
Appréhension, peur de marcher																	✓ WD			
Coordination																	✓ jb			
"Consistency of gait"																✓		✓		
Motricité générale du mbr inf																				
Boiterie																				
Marche précautionneuse, prudente, "Guardedness"																		✓		
Dépendance																				
Douleur																				
Spasticité																				
Amplitude articulaire																				
Raideur																				
Hémicorps																				
Flexion générale																				
Evaluation sur des sols irréguliers			✓																	
Evaluation en pente, escalier...			✓																	
Varier la vitesse de marche																✓				
Marche av/ss orthèse attelle	✓		✓															✓		
Marche barre//, canne, aide/seul	✓		✓													✓ OPT ✓ OPT		✓		
Orteils																				
Cheville																		✓ rot		
Pied																	✓ i			
Flexion/Extension de cheville								✓ Abs cont E									✓		✓	
Valgus / varus che/pied																				
Abd. /Add. de cheville																	✓			
Inv / eversion du pied/																				
Genou															✓ algus	✓ e/E			✓ e E, V/V	
Flexion / extension du genou		✓ ex						✓ ex	✓ ex										✓	
Abd/Add de genou																	✓			
Flexion / extension de hanche																			✓	
Abd/Add de hanche																	✓			
Hanche								✓ Rot An								✓ e/E			✓ rot	
"hiking"																	✓			
"drooping"																				
Bassin										✓							✓ rot, dep L.		✓ ante retr, dep L.	

Référence Indicateur	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	Nombre	
Arrêt du mouvement ou pause																				1	
Fatigue avec les passages									✓								✓équin			3	
Marche	✓ar		✓lu					✓u, he		✓éri		✓éri		✓lu	✓tan, Fe, inc, sta	✓in/IC✓éri	✓M✓éri			12	
Troubles de l'équilibre			✓	✓	✓			✓	✓			✓			✓	✓		✓	✓	12	
Troubles de la sensibilité			✓		✓				✓						✓	✓				8	
Trouble du rythme de la marche			✓					✓					✓	✓	✓	✓				10	
Déficit de force musculaire		✓												✓	✓			✓	✓	5	
Autonomie										✓					✓	✓				4	
Contrôle volontaire						✓t han									✓mip✓		✓*	✓*	✓	5	
Symétrie	✓		✓					✓ACH						✓	✓			✓		11	
Appréhension, peur de marcher																				1	
Coordination/commande		✓	✓					✓rajb										✓	✓	6	
"Consistency of gait"																				2	
Motricité générale du mbr inf	✓ai	✓I							✓E, tb add, 3 Fe							✓*				5	
Boiterie		✓														✓				3	
Marche précautionneuse, prudente, "Guardedness"		✓						✓						✓	✓					5	
Dépendance		✓												✓t	✓			✓hA		3	
Douleur																				3	
Spasticité														✓	✓	✓	✓	✓		5	
Amplitude articulaire														✓✓han		✓✓IPA				2	
Raideur														✓assin	✓			✓		3	
Hémicorps																				1	
Flexion générale																				1	
Evaluation sur des sols irréguliers																✓				4	
Evaluation en pente, escalier...									✓					✓	✓					5	
Varier la vitesse de marche		✓												✓	✓	✓				5	
Marche av/ss orthèse attelle			✓	✓										✓	✓	✓	✓	✓		11	
Marche barre//, canne, aide/seul		✓				✓			✓	✓				✓	✓			✓		14	
Orteils										✓						✓*				2	
Cheville													✓nv				✓nv			3	
Pied									✓/V, VE				✓nv				✓dyn			4	
Flexion/Extension de cheville	✓	✓			✓Fe				✓*									✓		8	
Valgus / varus che/pied										✓					✓		✓	✓		4	
Abd./Add. de cheville																				1	
Inv / eversion du pied/										✓							✓			2	
Genou			✓va						✓A	✓on			✓nv			✓✓on	✓on			9	
Flexion / extension du genou									✓e	✓c	✓e		✓e			✓				8	
Abd/Add de genou																				1	
Flexion / extension de hanche		✓															✓	✓		4	
Abd/Add de hanche			✓pasme		✓											✓indeur				4	
Hanche			✓I		✓ai Fe ✓I				✓A	✓e con, ex E			✓nv							8	
"hiking"													✓					✓	✓	4	
"droping"																				1	
Bassin			✓dep L	✓dep L					✓dep L ✓R	✓R			✓iv			✓	✓t	✓ta	✓nte	✓ot	12

Général (suite)

<i>Indicateur</i>	<i>Référence</i>	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Torsion tibiale "Scissoring of leg"										✓									✓		
Vaulting									✓	✓								✓		✓	
Hyperlordose									✓												
Tronc																✓ position		✓ n Fe	✓ pos mob L		
Epaulle																		✓ e			
Le bras			✓ i ✓ b			✓ F				✓	✓ dé B	✓ PF b br op									
Coude			✓ e			✓ e						✓ e ✓ DREP									
Membre supérieur											✓ AT		✓ ar mv					✓ en av tr ✓ vert			
Doigts et poignets																			✓ O V & L		
Tête									✓ on		✓ CH, CS ✓										
Stabilité articulaire										✓ nbr S, H											
Transfert du poids			✓ H → CS			✓ CS → CH CH → CS										✓		✓ CS → CH		✓	
Synergie			✓ de Fe ✓ d'E			✓ de Fe ✓ d'E															
Supportabilité du PDC																✓ au PDC					
Distance canne/appui																			✓		
La canne améliore la marche																					
Qualité générale de la marche																					
Demande attentionnelle, automatité																					
Alignement des segments																					
Les phases acti/pass si elle bien A/P ?																					
Comment est le rapport amp. art. dispo sur amp. art. utilisée ?																					
Evite d'amplifier ses défauts et optimise son potentiel moteur			✓																		
Inégalité de longueur des																					
Marche sur la pointe des pieds																					
S'aide de la vision																					
Fluidité des déplacements du CG																			✓		
Accentuation des défauts																					
Passage du pas																					
syncinésie/tremblements																					
Synchronisme																					
esthetisme de la marche																					
Projection des segments																					
Risque de chute																					
Initiation de la marche/tourner																					

<i>Référence Indicateur</i>	21	22	23	24	25	26	27	28*	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	Nombre
Torsion tibiale																				1
"Scissoring of leg"			✓		✓					✓										4
Vaulting	✓				✓															6
Lombaire			✓flor ✓flor			✓or				✓or										4
Tronc			✓	✓	✓support de	✓os✓la			✓pa PA ✓	✓al L. CH		✓hv			✓al la		✓esa	✓P✓t		12
Epaule			✓b, cl, rot, tet ant			✓l			✓A✓abd	✓dd, RI			✓l, dé, dép	✓oiterie?	✓as			✓ot		9
Le bras	✓il	✓p fe✓sy B	✓charge	✓no✓bre																9
Coude			✓e	✓e✓	✓e				✓l		✓hv	✓e								9
Membre supérieur									✓ir✓A✓	✓Fe										5
Doigts et poignets			✓																	1
Tête	✓	✓	✓support de					✓ik						✓ El			✓q		9	
Stabilité articulaire								✓S✓H												2
Transfert du poids	✓iff	✓TS✓HS✓S	✓		✓				✓									✓		11
Synergie	✓e F	✓E			✓primitive															5
Supportabilité du PDC		✓															✓			3
Distance canne/appui																				1
La canne améliore la marche																				1
Qualité générale de la marche																✓	✓			2
Demande attentionnelle, automatité								✓							✓					2
Alignement des segments								✓												1
Les phases acti/pass st elle bien A/P ?																				1
Comment est le rapport amp. art. dispo sur amp. art. utilisée ?																				1
Evite d'amplifier ses défauts et optimise son potentiel moteur																				1
Inégalité de longueur des jambes														✓						1
Marche sur la pointe des pieds									✓				✓				✓			3
S'aide de la vision			✓											✓						2
Accentuation des défauts									✓ acc											2
Passage du pas									✓iff											1
Syncinésie/tremblements									✓					✓						2
Esthétisme de la marche									✓						✓		✓	✓		4
Synchronisme									✓S bra	✓ei				✓ei		✓ce cci	✓ei			5
Projection des segments									✓											1
Oscillation									✓					✓nt, post	✓		✓sy v			3
Risque de chute															✓	✓				2
Initiation de la marche/tourner														✓						1

Annexe III.2.

Cette annexe comprend les tableaux 1 à 5 dans lesquels les indicateurs de marche issue de l'extraction de connaissances sont regroupés selon 5 catégories :

Tableau III.2.1. : Indicateurs de type "localisé" à une articulation ou un segment corporel,

Tableau III.2.2. : Indicateurs de type "régional" situé au niveau d'un membre,

Tableau III.2.3. : Indicateurs de type "général",

Tableau III.2.4. : Indicateurs de la "qualité de la marche",

Tableau III.2.5. : Indicateurs de type "interprétatif".

		SUJETS								
Catégories		Indicateurs qualifiés		S1	S2	S3	S4	S5	S6	Nb Citation ET Nb de spé
Localisé	Pied	Qualité de la flexion/extension, fixité de la cheville, pied tombant	N4 R1R3R5 K3	N1N2 R2R3R4 K1K2K4	R1R2R3R4R5 K3K4K5	N1N3N4 R1R3R4R5 K1K2K3K4	N5 R2R3R4 K1K2K3K4	R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	7 / 5 25 / 5 20 / 5	
		Equinisme	N1N2N3 K1K2	N1N2N4N5 R2R3R4R5 K3		R4 K3	N1N2 R1R2R3R4R5 K3	N1N3N5 R1R3R4 K1K2	12 / 5 13 / 5 7 / 3	
		Stabilité de la cheville	N1 R1R2R3R5		R1R2 K5	R1R4R5 K1K2		R3R4R5 K1K2	2 / 1 12 / 5 5 / 3	
		Varus	N1N2 K2K4K5	N1N2N3N4N5 R1R2R5 K3K4K5		K4K5	N1N2N3N5 R1R2R3R4R5 K4	N1N5 R3R5	13 / 5 10 / 5 7 / 3	
		Attaque du sol et déroulement du pas	N1N4 R1R4R5 K1K2K3K5	N1N2N5 R1R2R4R5 K3	N3N5 R1R2R3R4R5 K1K2	N2N3 R2R3R4R5 K1K2K3K5	N4N5 R1R3R5 K1K2K3K4	12 / 5 22 / 5 19 / 5		
	Genou	Qualité de la flexion/extension, manque de mobilité, raideur...	N1N2N3 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4	N1N2N3N4 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4	N1N2N4 R1R2R3R4R5 K1K2K3K5	N1N2N3N4 R1R2R3R4R5 K1K2K3	N4 R1R5 K3	18 / 4 27 / 5 21 / 5		
		Verrouillage du genou	N1N4 R1 K3K4K5	N2N4 R4 K3K5	N4	N1N4	N4 R1R5 K1K2K4K5	8 / 3 4 / 3 15 / 5		
		Recurvatum/flessum	R1 K1K2K3K4K5	N2N3N5 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N3 R1 K3K4K5	N3 R1R4 K1K2K3K4K5	N1 R2R4R5 K1K2K3	7 / 4 16 / 5 25 / 5		
		Stabilité du genou		R2	N4	R2	N3 R1 K1K2	R1	2 / 2 4 / 2 2 / 2	
		Valgus/Varus						N2N3 R3R5 K1K2	2 / 2 2 / 2 2 / 2	
	Han/Ba	Bascule du bassin	N3 R1R3 K1K2	N3N5 R1R2	N3 R2R3	N3 R1R2R3 K1K2	N5 R1R2R3 K1K2	6 / 2 12 / 3 6 / 2		
		Qualité de la flexion/extension, manque de mobilité, raideur...	R1R3R5 K1K2K3	N1N2 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4	N1 R1R3R4R5 K1K2K3	N1N2N4 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4	N1N2N3 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4	9 / 4 26 / 4 22 / 5		
		Stabilité du bassin et/ou de la hanche	K1K2K3K5	R2R3R4 K3		R4	K1K2	4 / 3 7 / 4		
		Rotation du bassin et de la hanche	K4K5	N1N3N4 R1R2R3R5 K1K3K2K4K5	R1R3 K4K5	R3R4 K5	R1R2R3R4R5 K5	3 / 3 16 / 5 12 / 5		
		Qualité du pas pelvien		R2R3 K5	K5	K5	R4	K5	3 / 3 4 / 1	
		Surélévation du bassin pour passer le pas	R1R3 K1K2K5	N3 R1R2R5 K1K2K5	R1R3	N5 R1R4	R1	R1R2 K1K2	2 / 1 12 / 5 8 / 3	
	Epaule	Pli de peau ou de flexion		K1K2	K1K2				4 / 2	
		Mobilité de la ceinture Scapulaire	N2 K4	N2 R4	R1R4 K4K5	R1	R1		2 / 1 5 / 2 3 / 2	
		Symétrie des épaules	N2N3 R1R2 K4K5	R1 K4	R1R2R3R4R5	R4R5 K1K2	N1 R4R5 K1K2	R1R2R5	3 / 2 15 / 5 7 / 4	
	Main	Motricité de la main	N1N2N3	N1N2N3N4 R1 K1K2	N2N3N4N5 R1	N2N3N4	N1N2N3 R4	N1N2N3N4 R4	21 / 5 4 / 3 2 / 2	
	Tête	Flexion, inclinaison ou fixité de la tête			R1R3R4	R1R4	R4	R4	7 / 3	
			21 31 39	37 52 37	13 41 26	19 39 34	21 55 26	17 38 33	128 256 195	

Tableau III.2.1. : Indicateurs de marche de la catégorie "localisé" utilisés par les différents spécialistes et pour chacun des sujets (N = neurologue, R = médecin rééducateur, K = cadres kinésithérapeutes, S = sujet), Les numéros correspondent aux codes spécialistes et sujets, Nb = nombre, spé = spécialiste.

		SUJETS						Nb Citation ET Nb de spé	
Catégories		Indicateurs qualifiés		S1	S2	S3	S4	S5	
Régional	Mbr. Inf.	Fauchage	N1N2N3N4N5 R4 K3	N1N4N5 R1R2R3R4R5 K5	N1N2N3N4N5 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N5 R1R5 K1K2	N1N2N3N4N5 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N5 R2R3R4R5 K2	20/5 22/5 15/5
		Steppage	N3N4	N4	N4	N2N4	N4N5	N4N5	10/3
		Rotation externe globale		N1 R1 K4	R1	R3	R4	R1R4R5	1 7/3 1
		Stabilité	R3	R2R5	N3 R2R3R5	N3 R1R2R3R4R5	R3R4	R3R5	3/2 15/5
		Qualité de la flexion et/ou d'extension du membre inférieur	N3 R3 K4	N1N4N5 R1R2R3R4R5 K5	R3R5	N2N3 R1R3	N1 R1 K5		7/5 11/5 3/2
		Rigidité OU hyper-extension du membre inférieur		N3N4 R2R4R5		N4N5	N3 K5	N4	6/3 3/3 1
	Mbr. Sup.	Ballant, mobilité, fonctionnalité du bras	N1N2N4 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N1N2 R1R2R4R5 K1K2K4	N1N3N4 R1R2R3R4R5 K3K4	K4	N1N3 R1R4R5 K3K4	N1N4 R1R5 K3	12/4 19/5 37/5
		Posture du membre supérieur (flexion, position indifférenciée, rétropulsion, dystonie...)	N1N2N3N4N5 R1R5	N1N2N3N4N5 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N1N2N3N4N5 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N1N2N3N4N5 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N1N2N3N4N5 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N2N3N5 R1R3R5 K2K3K5	28/5 25/5 18/5
		Abduction du bras pour se rééquilibrer		N1N2		N2		N4	4/3
	Tronc	Plastronement ou salutation	R3 K3K4	N1N2 R1 K1K2K3	R1	R1R2 K1K2K3K4	R1R2R4 K1K2K5		2/2 8/4 12/5
		Mobilité du tronc		R1R4			R1R4		4/2
		Inclinaison latérale, rotation, retroposition...	N1N2N3N4N5 K1K2K3	N1N2N3 R1R5 K1K2	N5 R1	N3 R2 K1K2	N1N2N5 R2	N3 R1	14/5 6/3 7/3
			21 12 12	25 34 16	16 27 12	15 20 15	18 27 16	10 18 2	105 138 76

Tableau III.2.2. : Indicateurs de marche de la catégorie « Régional » utilisés par les différents spécialistes et pour chacun des sujets (N = neurologue, R = médecin rééducateur, K = cadres kinésithérapeutes, S = sujet). Les numéros correspondent aux codes spécialistes et sujets, Nb = nombre, spé = spécialiste.

Catégories	Indicateurs qualifiés	SUJETS						Nb Citation ET Nb de spé
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	
Général	Claudication ou boiterie	N1	R4	N1N5				3/2 1
	Syncinésies	N4 R3R4	N4 R3R4 K5	N4	N4 R4 K5	N4 R4	N4N5 R4 K5	7/2 6/2 3/1
	Type de marche : « Précautionneuse », « Instable », « Ataxique », « cérébelleuse », « précaire », « coûteuse »....	R1R4 K1K2K4K5	N1 R1R4 K5	N2N3N4N5 R1R4R5 K1K2K5	N2N3N4N5 R1R3R4	N1N2N3N5 R1R2R3	N2N3N5 R2R3R4	16/5 16/5 8/4
	Type d'hémiplégie ou d'hémiaprésie : « ataxo-spasmodique », « flasco-spastique », bracio-fasciale »....	N2N3N4N5	N3N4	N3N4 R5	R3R4	N3N4N5 R3R5	N3N4 R3	13/4 6/3
	Tremblement ou clonies			N5			K3	1 1
	Synchronisme des flexions, des rotations, du ballant du bras, dissociation des ceintures.	R4 K4	N1 R1R2R4R5	K3 R3R4	N5 R1R4R5 K1K2	R4R5	R4 K1K2	3/3 13/5 4/2
	Equilibre	R1R2	N3 R2	N2N3N4N5 R1R2R3R5 K4	N2N3N4N5 R1R2R4R5 K1K2K3K4	N3N5 R1R4	N2N4 R3	13/4 14/5 5/4
	Posture OU symétrie générale	N1N2 R1R3R5 K4	N1N2N4 R1R3	N4 R1R3R5	N2N4N5 R1R3	N2N3N4 R1R3R4R5	N2 R3	13/5 15/4 1
	Regarde ses appuis		N3N5 K3	N5 R3R4	R1R4			3/2 4/3 1
	Déficit particulièrement localisé (proximal, distal, fascio-brachiale, brachiale...)	N2N3N4 R1R3R5 K4	N2N4 R1R2R3R5 K1K2	N2N4 R3R4	N2N4 R2R3R5 K1K2	N1N4 R3R4	N2N4 R3 K1K2	13/4 15/5 7/3
	Un héri-corps est totalement effacé, uniquement ramené au niveau de l'autre lors de la marche...		N2 R1R3R5 K1K2		R1R2R3R5 K1K2			1 7/4 4/2
	Vitesse de marche	R1R3	N1 RIR5	N1 R1R5 K1K2	R1R3R4R5	N3 R1R2 K5	N1N3N5 R5 K1K2K4K5	6/3 13/5 7/4
	Instabilité : appuis, cheville, genou, hanche, bassin, membre inférieur	N1 R1R2R3R5	N2 R2R4R5	N3 R1R2R5 K5	N1N3 R1R2R3R4R5	R3R4 K1K2	R1R3R4R5	5/3 21/5 3/2
	Contrôle : appuis, cheville, genou, hanche, bassin, membre inférieur, distal, proximal	N4 R3 K4	N2N4 K3K4	N4 R2 K4K5	N1 R1R2R4 K1K2	R4	N4 R1 K5	6/3 7/4 8/5
	Mobilité passive	R4	R1R3R5 K1K2	R1	R5	R1	R1R5 K1K2	9/4 4/2
	Le ½ tour, se lever de sa chaise...	N3N4	N3N5 R2R4R5	N1N3	N2N3N4N5 R1R4R5 K4	R4	N2N5 R4 K4	12/4 8/4 2/2
	Apparition de synergies d'extensions	R1	R1R4					3/2
	Avec la fatigue ou les passages : augmentation du steppage ou fauchage ou de la spasticité...	N4 R1R3R4R5 K4K5	N4 R1 K5	N4 K5	N3 K3K4	R4 K5	N4	5/2 6/4 7/3
	Manque de fluidité de la marche, marche saccadée, petit temps d'arrêt	R4 K1K2		N3 R4		N2N3 R3R4	N3 R2R3R4R5 K1K2K4	4/2 8/4 5/3
		12 27 12	22 37 12	25 37 12	33 41 16	17 27 5	20 23 16	150 190 70

Tableau III.2.3. : Indicateurs de marche de la catégorie « Général » utilisés par les différents spécialistes et pour chacun des sujets (N = neurologue, R = médecin rééducateur, K = cadres kinésithérapeutes, S = sujet). Les numéros correspondent aux codes spécialistes et sujets, Nb = nombre, spé = spécialiste.

		SUJETS						Nb Citation ET Nb de spé		
Catégories		Indicateurs qualifiés		S1	S2	S3	S4	S5	S6	
Qualité du pas	Pas	Rythme du pas, durée du pas	R4 K1K2	R4 K4	R4	K1K2K3K4	N2N3 R4 K1K2	R2R4 K1K2	2 / 2 6 / 2 11 / 4	
		Angle du pas, largeur du pas	N3N5 K5	R1R2R3R5 K1K2	R1 K3	N5	N3 R4R5	N2N3N4N5 R2R3R4R5 K2K3K4K5	8 / 5 11 / 5 8 / 5	
		Longueur, symétrie/dissymétrie, prédominance du pas antérieur ou postérieur, petit pas...	N1N3 R1R2R3R4R5 K3K4K5	N2 R1R2R3R4R5 K1K2K3K4K5	N3N4N5 R1R2R3R4 K1K2K3K4K5	N1N2N3N5 R1R2R3R4R5 K1K2K3K5	R1R2R3R4R5 K4K5	R1R4R5 K4K5	10 / 5 27 / 5 21 / 5	
	Appuis	Dominance unilatérale des appuis	N1N3 R2R3 K3	N2 R1R2R3R4 K1K2K3K4K5	N5 R3 K3	N3N4 R1R2R3 K3	R1R4 K5	N3 R1 K4	7 / 4 13 / 5 13 / 5	
		Qualité des propulsions	R1R3R4R5 K3	R1R3 K3	R2R4 K3	R1R3 K3K5	R1R2		12 / 5 5 / 2	
		Qualité générale de l'appui	N2 R1R3R4 K1K2K3K4K5	R3R4	N2 R1R3 K1K2K3K5	N4 R1 K1K2K4K5	R1R3	K2K3K4	3 / 2 10 / 3 16 / 4	
	Ph. Osci.	Hauteur du pied, décollement du pied, le pied traîne par terre, frotte sur le sol...	N3N4 R1R3 K5	N2N4 R1R2R3 K1K2	N1 R1	N1N3N5 R1 K1K2K4	N5 R1 K5	N3 R1 K2K4	10 / 5 9 / 3 9 / 4	
		La jambe est lancée en avant ou traînée	N2N3 R2 K1K2	N1N2N3N5 R1 K1K2	N1N2N5 K3K5	N2N3 R1R4	N4N5 R1R2 K5	N2 K1K2K5	14 / 5 7 / 4 10 / 4	
		Laisse tomber sa jambe, membre pilon marche talonnante, ne contrôle pas la fin de la phase oscillante	N2N5 K1K2K3K5	R1R4	N4	N2 R3R4 K1K2	R4	N2 R1R3R4	5 / 3 8 / 3 6 / 4	
		Harmonie, durée de la phase...	R4 K1K2	R1		R3	R4		4 / 3 2 / 2	
	Db. App.	Double appuis	R4	R1R3R4		R1R2R3R5 K1K2		R1R3	10 / 5 2 / 2	
	T. du Pd	Qualité du transfert du poids	R1R3	R3R5	R1R2R5 K3K4	R1R2R3R4 K1K2			11 / 5 4 / 4	
	Trajectoire	Trajectoire du pied, du genou, du bassin, oscillation de la jambe	R1 K1K2	R1R2R5 K1K2	R1R2R3 K4	N5 R1R4R5 K1K2	N4N5 R1R2R3R4R5 K1K2	R1R2R3 K1K2	3 / 2 18 / 5 11 / 3	
	Autre	Utilise sa jambe comme une canne		N3N5			N5 R5		3 / 2 1	
		Mode d'utilisation de l'appareillage		N3N5 R4 K1K2					2 / 2 1 2 / 2	
			13 25 22	10 39 22	9 17 19	15 30 26	15 30 9	8 21 19	64 162 118	

Tableau III.2.4. : Utilisation des indicateurs de marche de la catégorie « Qualité de marche » utilisés par les différents spécialistes et pour chacun des sujets (N = neurologue, R = médecin rééducateur, K = cadres kinésithérapeutes, S = sujet, les numéros correspondent aux codes spécialistes et sujets, Nb = nombre, spé = spécialiste).

Catégories	Indicateurs qualifié	SUJETS						Nb Citation ET Nb de spé
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	
Interprétatif	Déficits ou troubles moteurs	N2	N2N4N5 R3	N2N4N5 R3	N2N4 R1R3	N1N5 R3R4	N2N4 R3 K1K2	13/4 7/3 2/2
	Efficience d'un muscle en particulier	N4N5 K1K2K3K4	R1R2R4R5 K1K2K3K4	R3R4 K4	R2R3 K3K4	N5 R2R4R5 K3K4	K4	3/3 11/5 14/5
	Déficit de force musculaire	N3N4 R3	N2	R4	N5			4/4 2/2
	Avec les passages certains paramètres s'améliorent	R1R4	R1		N5 R3R4R5			1 6/4
	Possibilité d'atteinte autre que cette hémiplégie dominante	N1	N2N5		N1N2	N2N3 K3	N2	8/4 1
	Note dystonique	N1			N2 R2		N1 R2	3/2 2/1
	Spasticité	N2N3N4 R1R2R3 K4	N2N3N4 R1R2R3R5 K1K2K3K4K5	N1N3N4 R1R2R3R5 K4K5	R3R4 K4	N1N4 R1R2R3R4R5 K3	N4 R3 K1K2K4	12/4 19/5 13/5
	Problèmes de sensibilité, de proprioception, de schéma corporel...	N2N4 R3R4 K4	N3N4 R3R4	N2N4N5 K3K4K5	N5 R1R3R4 K4	R1R3 K4	N2N4N5 R3R4 K4K5	11/4 11/3 8/3
	Phobie de marcher				N5 R5			1 1
	Ancienneté de l'hémiplégie					N5	N5 R1	2/1 1
	Risque de chute			R1R5		N3 R1R5		1 4/2
	Attention nécessaire ou portée à la marche	N1N2 R3R4R5	R3	R3R4	N3 R3R4	R4	R4 K4	3/3 10/3 1
	Longue rééducation, bonne rééducation ...	N1N2N3 R4R5		R4R5	R4R5	R3		3/3 7/3
	Impression de douleur à la marche			N2 R5	N3			2/2 1
	Appareillage : canne, releveur, alcoolisation... améliorerait beaucoup la marche		N1N3N5 R1R2R4R5 K4		N3 R1R3R5	R3R5 K4	R3	4/3 10/5 2/1
	Hyper et/ou hypotonie	N1N2N3N5 K1K2	N1N2N3N4N5 R4	N1N2N4N5 R1R3	N1N2N3N5	N1N2N3N4N5 R4	N5 R4 K1K2	23/5 5/3 4/2
		23 14 8	20 19 10	13 16 6	27 24 4	13 17 5	9 9 10	105 99 43

Tableau III.2.5. : Indicateurs de marche de la catégorie « Interprétatif » utilisés par les différents spécialistes et pour chacun des sujets (N = neurologue, R = médecin rééducateur, K = cadres kinésithérapeutes, S = sujet). Les numéros correspondent aux codes spécialistes et sujets, Nb = nombre, spé = spécialiste.

ANNEXE III.3.

Organigrammes des différentes étapes de l'évaluation fonctionnelle de la marche pour les différents spécialistes :

Figure III.3.1. : Organigramme des médecins rééducateurs,

Figure III.3.2. : Organigramme des neurologues,

Figure III.3.3. : Organigramme des cadres kinésithérapeutes,

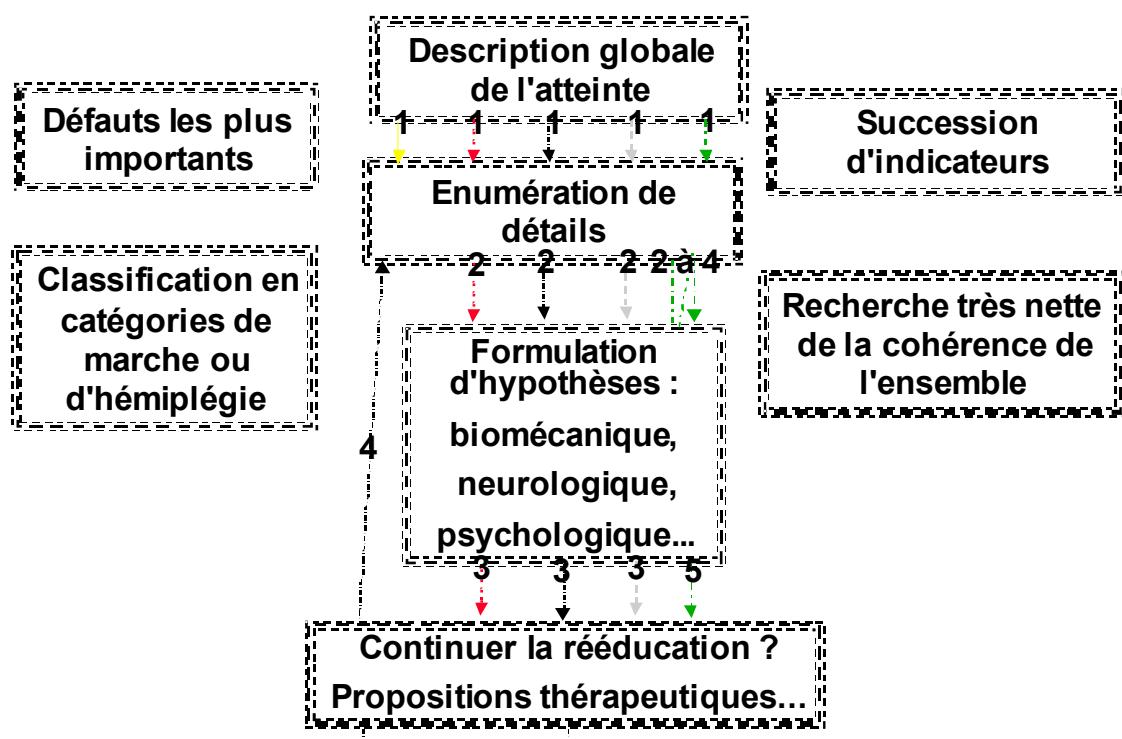


Figure III.3.1. : Organigramme des différentes étapes (identifiées par des chiffres) de l'évaluation fonctionnelle de la marche (EFM). Celui-ci a été réalisé à partir des 6 EFM effectués par chacun des cinq médecins rééducateurs (spécialistes identifiés par les différents types de traits).

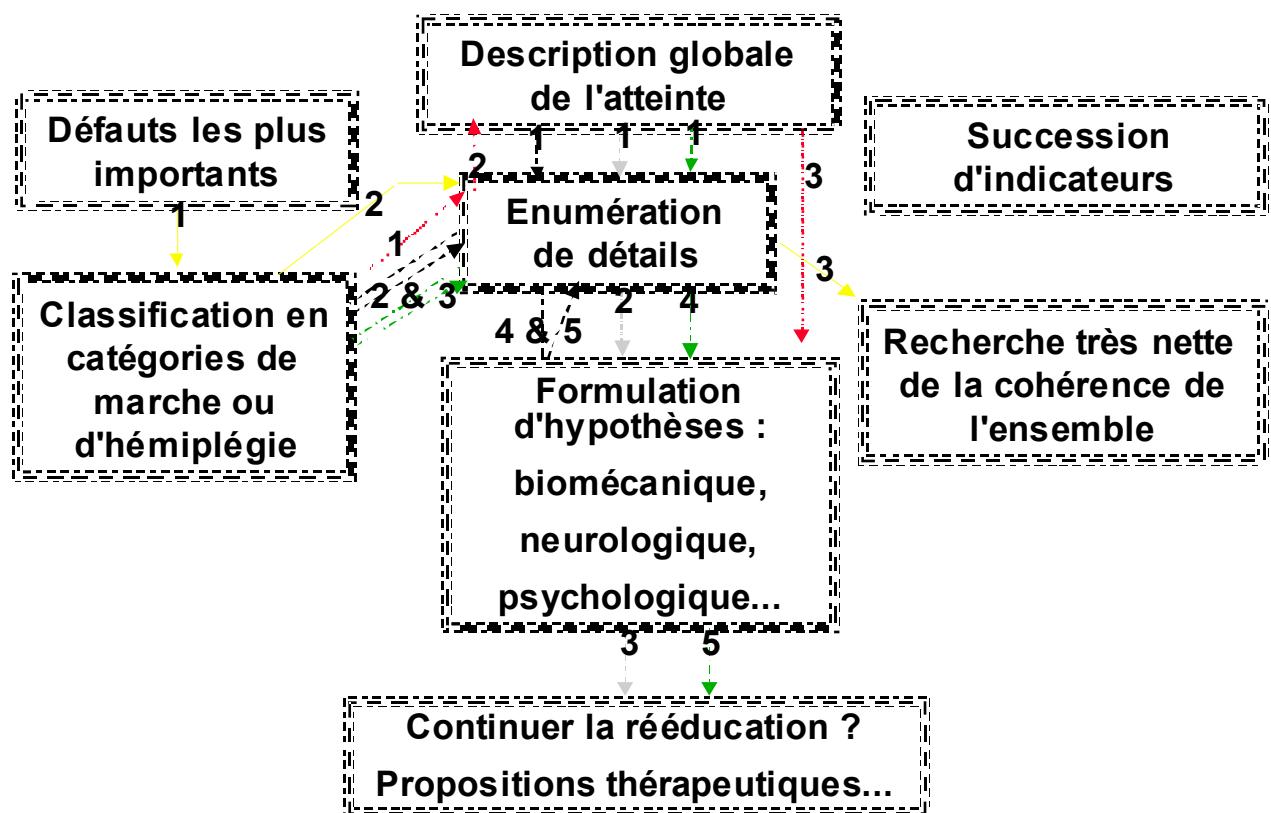


Figure III.3.2. : Organigramme des différentes étapes (identifiées par des chiffres) de l'évaluation fonctionnelle de la marche (EFM). Celui-ci a été réalisé à partir des 6 EFM effectués par chacun des cinq neurologues (spécialistes identifiés par les différents types de traits).

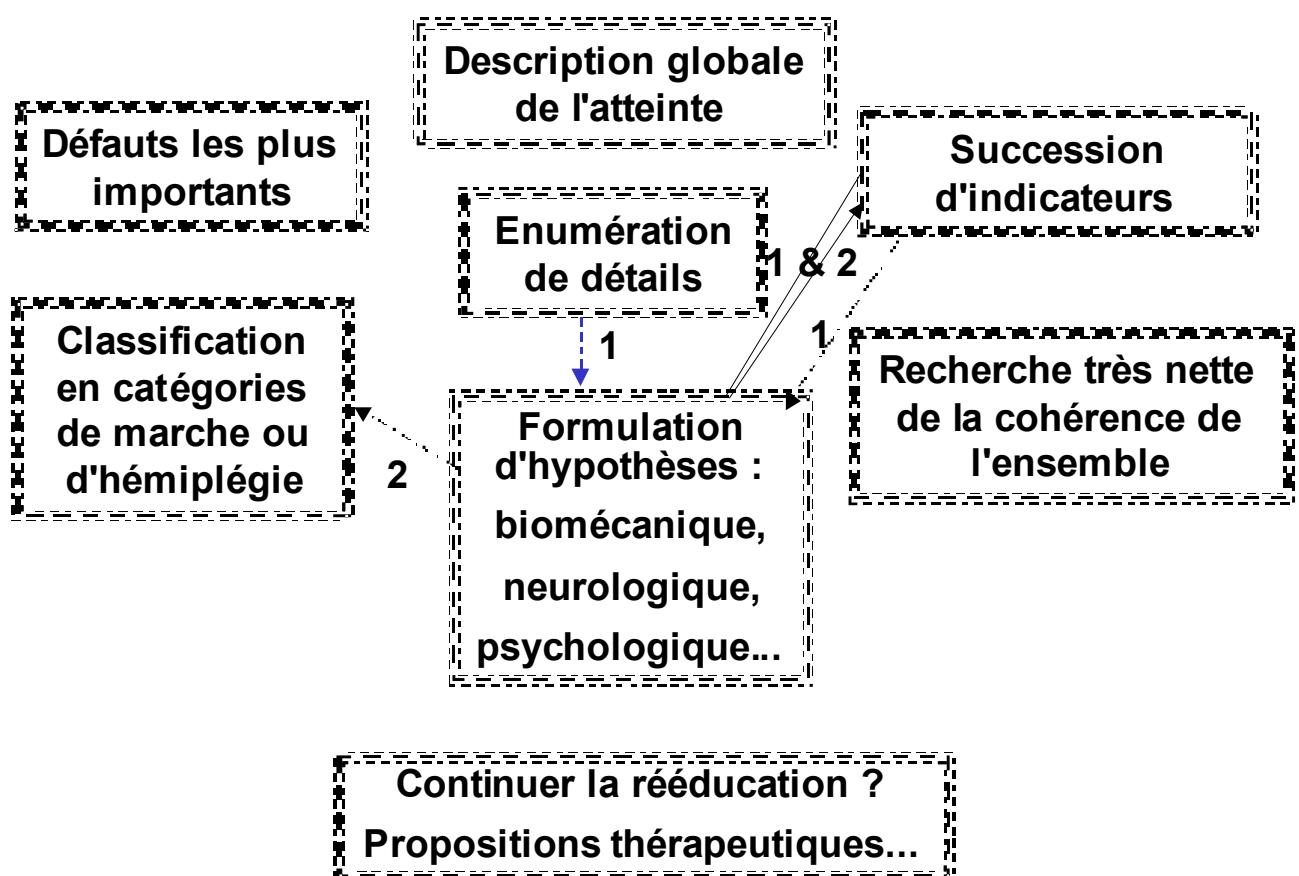
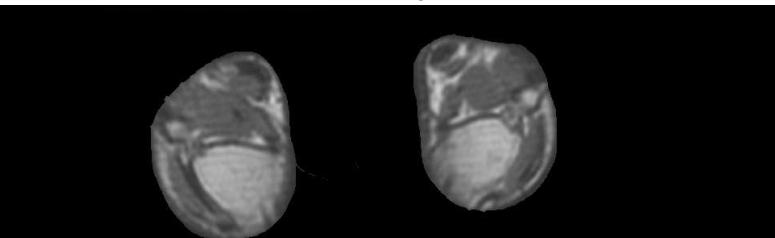
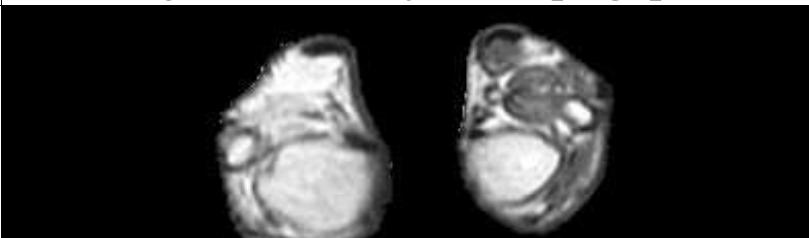
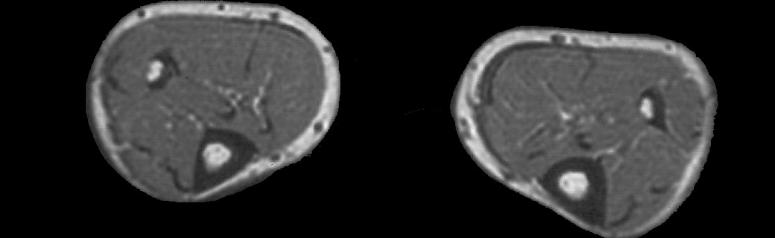
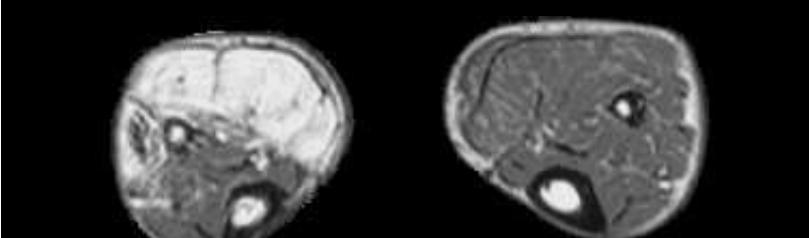
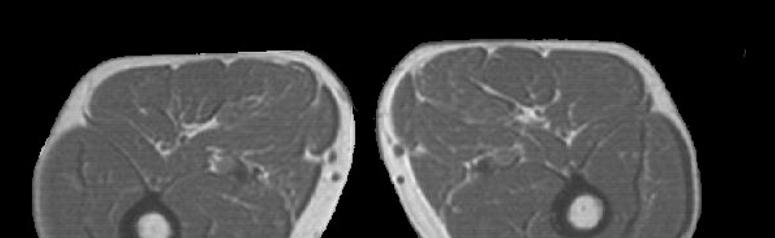
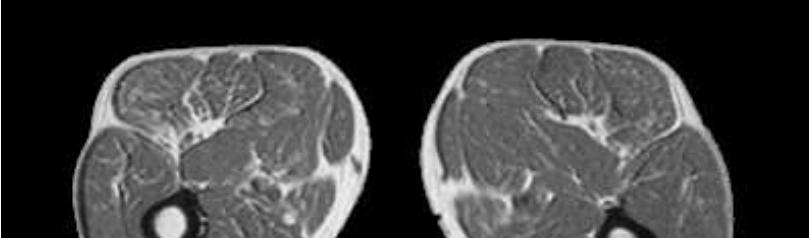


Figure III.3.3. : Organigramme des différentes étapes (identifiées par des chiffres) de l'évaluation fonctionnelle de la marche (EFM). Celui-ci a été réalisé à partir des 6 EFM effectués par chacun des cinq cadres kinésithérapeutes (spécialistes identifiés par les différents types de traits).

ANNEXES III.4.

Exemples de coupes à même hauteur		
Hauteur de coupe	Photos d'un sujet sain**	Images IRM du sujet hémiplégique*
Au-dessus de la cheville		
Aux 2/3 sup. de la jambe		
A mi-cuisse		

* Le sujet hémiplégique étudié est un patient masculin de 60 ans, 1m70, 71 kg, longueur des jambes identique, proche de l'ictus (AVC sylvien) et ayant récupéré une marche avec canne anglaise autonome sur 60 m (Indice de Barthel de 80, M.I.F. de 95, S.I.A.S. de 56 et Fugl Meyer de 166, Time up and go 23s). L'enregistrement des IRM axiales de la cheville au sommet de l'iliaque ont été réalisées à droite et à gauche : TR 500 et 560 ms ; TE 13 ms ; épaisseur 10 mm ; 1 mm d'intervalle ; champ d'analyse de 48*36 cm et une matrice de 512*320, codée en 16 bits.

** Le sujet sain étudié est âgé de 60 ans, mesure 1m72 et pèse 73kg. Les IRM ont été réalisées avec les mêmes paramètres.

ANNEXE III.5.

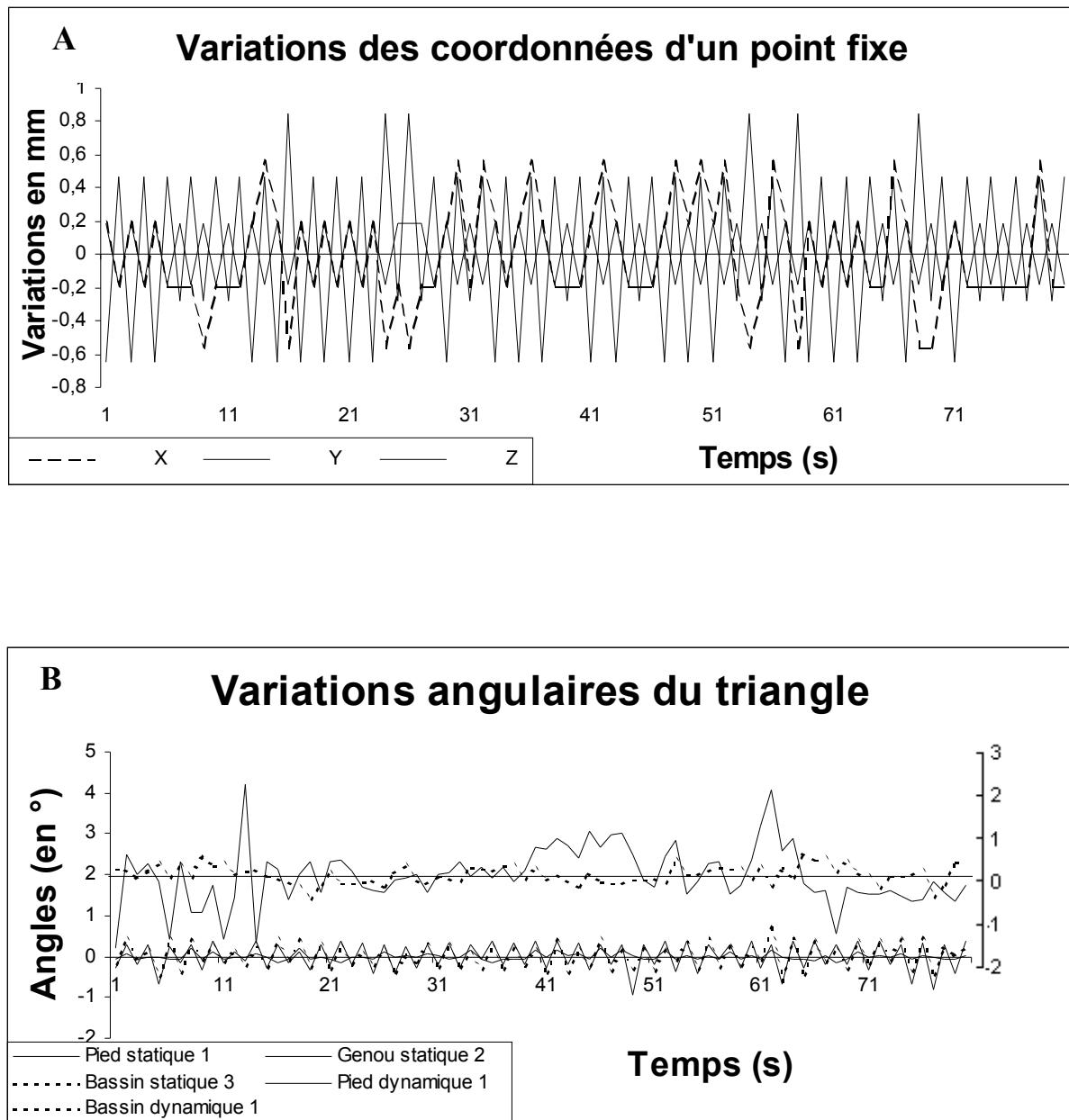


Figure III.5.1. : Exemple de la variations des coordonnées (en x, y et z) d'un point fixe situé dans l'espace de calibration (A). Variations d'angles formés par 3 points pour trois triangles indéformables (B) de la taille des segments corporels fixés sur un marcheur (partie supérieure du graphique) et lorsqu'ils sont en position statique à différents endroits du volume de calibration (aucun pré-traitement des données).

		D1	X1	SD1	Min1	Max1	Dif1	D2	X2	SD2	Min2	Max2	Dif2	Ang	X3	SD3	Min3	Max3	Dif3
S T A T I Q	C1a	4	450.7	1.2	448.8	452.4	3.7	1	164.3	0.6	162.9	165.9	3	9 0	90.2	0.3	89.3	90.6	1.3
	C1b		450.6	1.1	448.6	452.1	3.5		164.2	0.6	162.8	166	3.2		90.1	0.3	89.2	90.5	1.3
	C2a	5	450.5	0.7	449.4	452.1	2.7		164.5	1	162.9	166.6	3.7		89.9	0.1	89.7	90.1	0.4
	C2b		450.7	0.8	449.5	452.3	2.8	6	164.6	0.9	163	166.3	3.3		90	0.2	89.6	90.2	0.6
	C3a	0	453.5	0.4	452.2	453.8	1.6		165.3	0.8	164	167.7	3.7		91	0.2	90.6	91.5	0.9
	C3b		453.2	0.4	452	454	2		165	0.8	163.9	166.9	3		91	0.2	90.5	91.6	1.1
D Y N A M I Q U E	C4a	4	450.5	1	446.9	454	7.1	1	165.7	1.3	162.8	168.9	6.1	9 0	90.1	0.6	88.7	92.6	3.9
	C4b		449.5	1.1	445.8	452.7	6.9		165	1.4	161.7	168	6.3		90.1	1	87.2	95.1	7.9
	C5a	5	450.5	1.2	445.6	453.5	8.3		165.4	1.3	161.6	168.9	7.3		90.1	0.9	87.8	93.6	5.7
	C5b		450.9	1.3	445.9	453.8	7.9	4	165.1	1.2	161.1	168.7	7.6		90	0.9	87.2	95.2	8

Tableau III.5.1. : Présentation des résultats de précision « globale » du système d’analyse du mouvement à partir de calculs de distances et d’angles fixes dans différentes conditions statiques et dynamiques pour un triangle simulant la cheville, dimensions présentées dans le tableau III.3 ; les valeurs sont présentées en millimètres et en degrés à un chiffre après la virgule. D=distance, C=cheville, 1=approche de la première PfF, 2=sur la deuxième PfF, 3=proche de la sortie du volume de calibration, 4=triangle fixé sur la jambe droite, 5= triangle fixé sur la jambe gauche, a=première série de mesures, b=deuxième série de mesures distante d’une semaine de la première, X=moyenne, SD=écart type, Min=Minimum, Max=Maximum, Dif=Différence.

		D1	X1	SD1	Min1	Max1	Dif1	D2	X2	SD2	Min2	Max2	Dif2	Ang	X3	SD3	Min3	Max3	Dif3
S T A T I Q	G1a	4	479.6	0.5	479.3	481.2	1.9	4	454.3	0.5	453.1	455.3	2.2	1 4 0	139.6	0.1	139.5	139.9	0.4
	G1b		480	0.6	479.2	480.9	1.7		452.2	0.6	451	453.4	2.4		139.8	0.2	139.5	141.1	0.6
	G2a	8	479.1	0.3	478.5	480	1.5		451.3	0.7	450	452.3	2.3		140	0.1	139.8	140.2	0.4
	G2b		480.3	0.6	479	481.1	1.4	5	450	0.6	449	451.1	2.1		139.7	0.1	139.5	139.9	0.4
	G3a	0	480	0.2	479.6	480.4	0.8		451.7	1.5	449.1	454.1	5		139.5	0.2	139.1	139.9	0.8
	G3b		479.3	0.3	478.8	478.8	1		452	1.3	450.4	453.6	3.2		140.1	0.2	139.7	140.4	0.7

Tableau III.5.2. : Présentation des résultats de précision « globale » du système d’analyse du mouvement à partir du calcul de distances et d’angles fixes dans différentes conditions statiques pour un triangle simulant le genou, dimensions présentées dans le tableau III.3 ; les valeurs sont présentées en millimètres et en degrés à un chiffre après la virgule. G=genou, 1=approche de la première PfF, 2=sur la deuxième PfF, 3=proche de la sortie du volume de calibration, a=première série de mesures, b=deuxième série de mesure distante d’une semaine de la première, X=moyenne, SD=écart type, Min=Minimum, Max=Maximum, Dif=Différence.

		D1	X1	SD1	Min1	Max1	Dif1	D2	X2	SD2	Min2	Max2	Dif2	Ang	X3	SD3	Min3	Max3	Dif3
S T A T I Q U E	B1a	1 6 0	161.3	0.8	159.4	162.8	3.4	2 4 0	240.4	1	239	241.9	2.9	1 2 0	122.1	0.4	113.3	112.8	1.6
	B1b		160.8	0.7	159.3	162.3	3		240.6	0.8	239.4	242	2.5		119.9	0.4	118.1	119.9	1.8
	B2a		160.1	0.7	161.5	162.7	2.6		240.8	0.7	239.7	241.9	2.3		122.1	0.4	121.5	122.7	1.2
	B2b		160.3	0.7	158.9	161.7	2.8		240.1	0.6	238.8	241.4	2.6		121	0.3	120.3	121.7	1.3
	B3a		159.6	0.6	158.1	160.8	2.7		240.7	0.6	238.9	241.9	3		121.5	0.3	120.9	122.2	1.3
	B3b		159.9	0.6	158.6	161.2	2.6		240.3	0.7	239.9	241.7	2.8		120.8	0.4	120.1	121.5	1.4
D Y N A M I Q U E	B4a	1 6 0	160.5	1	158.3	162.7	4.4	2 4 0	241	1.1	237.9	243.9	6	1 2 0	121	0.3	119.9	122.1	2.2
	B4b		160.2	0.8	158.5	162	3.5		240.8	0.9	238.9	235.2	3.7		119.8	0.5	118.7	120.8	2.1
	B5a		160.3	0.6	158.5	161.4	3		241.3	0.8	239.4	243.2	3.8		121.1	0.2	120.5	121.6	1.1
	B5b		160.1	0.9	158.6	161.7	3.1		241.1	0.8	239.3	242.9	3.5		121.3	0.3	120.4	122.3	1.9

Tableau III.5.3. : Présentation des résultats de précision « globale » du système d'analyse du mouvement à partir du calcul de distances et d'angles fixes dans différentes conditions statiques et dynamiques simulant le bassin. B=bassin, 1=approche de la première Pff, 2=sur la deuxième Pff, 3=proche de la sortie du volume de calibration, 4=triangle fixé sur le bassin de face, 5= triangle fixé sur le bassin de dos, a=première série de mesures, b=deuxième série de mesure distante d'une semaine de la première, X=moyenne, SD=écart type, Min=Minimum, Max=Maximum, Dif=Déférence ; les valeurs sont présentées en millimètres et en degrés à un chiffre après la virgule.

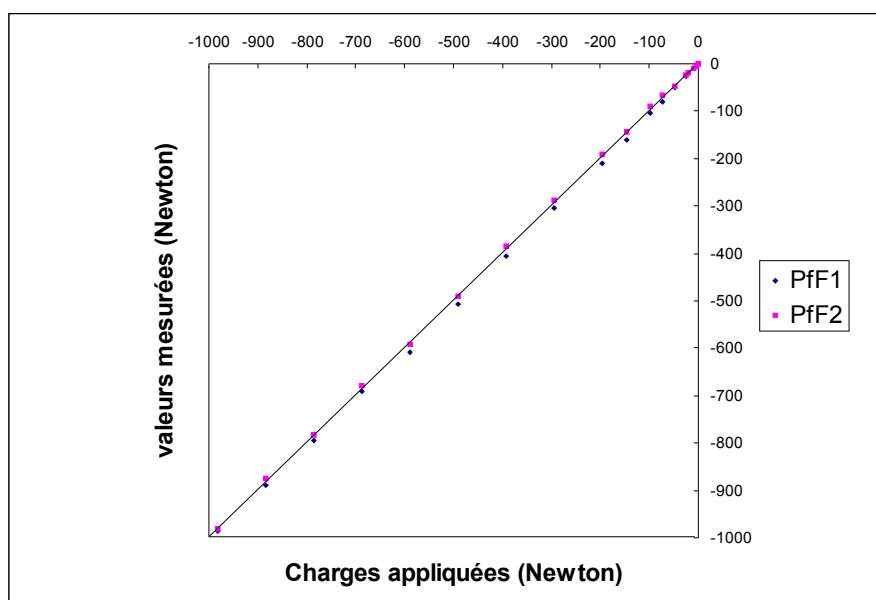


Figure III.5.2. : Etalonnage de la composante de force Fz (verticale) à l'aide de masses de 0.5 à 100 kg placées dans un ordre aléatoire.

A) Forces mesurés par la PfF 1, avant le passage des sujets												
	FY (N)				FX (N)				FZ (N)			
	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max
T1	1,386	0,618	0,183	2,928	1,084	0,650	-0,549	2,379	7,284	1,113	5,061	9,399
T2	2,571	0,687	1,647	4,026	1,084	0,650	-0,549	2,379	8,043	1,315	2,892	10,122
T3	1,876	0,394	1,098	2,745	2,223	0,310	1,464	2,928	5,495	1,129	3,615	9,399
T4	2,782	0,515	2,013	3,843	2,269	0,347	1,464	3,111	9,688	0,805	7,953	10,845
T5	1,373	0,589	0,183	2,379	1,093	0,637	-0,549	2,379	7,302	1,129	5,061	9,399

B) Moments mesurés par la PfF 1, avant le passage des sujets												
	MY (N.mm)				MX (N.mm)				MZ (N.mm)			
	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max
T1	454,51	120,48	180,9	723,6	393,15	102,15	180,76	632,66	583,58	164,39	233,9	935,6
T2	1517,3	155,9	1266,3	1809	2132,9	94,3	1897,9	2349,8	652,58	63,585	514,58	748,48
T3	773,34	104,99	633,15	994,95	535,50	91,251	361,52	723,04	387,10	82,356	233,9	608,14
T4	1639,4	118,2	1356,7	1809	2650,3	76,6	2530,6	2801,7	947,2	49,8	842,1	1075,9
T5	449,99	117,04	180,9	723,6	397,67	100,64	180,76	632,66	577,73	159,17	233,9	935,6

C) Pour les six composantes, différence entre avant et après le passage sur la PfF (hystérosis)						
T1	FY (N)	FX (N)	FZ (N)	MY (Nmm)	MX (Nmm)	MZ (Nmm)
Moy	12,21	8,86	-15,38	-13,43	-36,21	-1,40
SD	0,51	27,46	7,34	12,45	8,51	74,11
T2						
Moy	-30,07	-43,94	-16,40	-22,35	-12,39	-8,78
SD	-23,92	-11,60	-9,22	2,12	-30,26	-22,98
T3						
Moy	2,44	9,05	-29,28	-10,23	-18,14	12,39
SD	-87,77	-62,49	-8,91	-56,36	-21,30	27,31
T4						
Moy	4,61	17,34	-6,72	2,21	1,11	6,79
SD	29,78	5,77	-20,82	-8,15	-8,70	-13,27
T5						
Moy	11,33	9,62	-15,10	-14,57	-34,66	-2,43
SD	-4,38	26,00	8,69	9,88	7,13	73,27

Tableaux III.5.4. : Valeurs moyennes, écarts types et amplitudes de la ligne de base des six composantes de la PfF 1 dans les secondes qui précèdent le passage sur la PfF (en A les forces et en B les moments) ; les différences entre avant et après le passage sur celles-ci sont également présentées (en C) pour 5 sujets à 5 dates différentes (sujet marchant à vitesse spontanée). PfF = plate forme de forces, FY = forces en Y, FX = forces en X, FZ = forces en Z, MY = moment en Y, MX = moment en X, MZ = moment en Z, Moy = moyenne, SD = écart type, Min = minimum, Max = maximum, N= Newton, N.mm = Newton par millimètre. T1 à T5 = Passage d'un sujet à une date donnée.

A) Forces mesurés par la PfF 1, avant le passage des sujets												
	FY (N)				FX (N)				FZ (N)			
	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max
T1	1,540	0,208	1,11	2,035	1,841	0,352	0,93	2,604	9,229	0,875	8,041	12,42
T2	-1,822	0,423	-2,59	-0,925	1,841	0,352	0,93	2,604	8,059	0,503	7,31	9,503
T3	-2,687	1,338	-4,255	1,48	1,846	0,746	0	2,976	13,99	0,602	12,42	15,35
T4	0,005	0,270	-0,555	0,74	3,167	0,985	-0,558	3,906	14,43	1,549	11,69	18,27
T5	1,499	0,277	0,74	2,035	1,525	1,170	-3,534	2,604	9,667	1,622	8,041	14,62

B) Moments mesurés par la PfF 1, avant le passage des sujets												
	MY (N.mm)				MX (N.mm)				MZ (N.mm)			
	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max
T1	1257,5	169,51	1097,5	1920,6	442,38	40,41	275,01	458,35	646,61	32,39	614,77	709,35
T2	1136,3	57,43	1006,6	1280,4	1290,5	55,7	1191,7	1466,7	1294,5	55,61	1134,9	1371,1
T3	521,32	68,442	457,3	640,22	912,17	115,84	550,02	1008,7	396,05	179,66	189,16	803,93
T4	2073,8	212,95	1920,6	2652,3	1931,9	47,57	1833,4	2108,1	1223,9	77,11	898,51	1324,1
T5	1326,1	248,78	1097,5	1920,6	417,5	89,21	91,67	458,35	627,75	60,74	378,32	709,35

C) Pour les 6 composantes, différence entre avant et après le passage sur la PfF						
T1	FY (N)	FX (N)	FZ (N)	MY (Nmm)	MX (Nmm)	MZ (Nmm)
Moy	29,73	10,61	-3,76	4,36	-1,04	0,91
SD	16,86	46,50	63,60	71,59	9,45	-52,91
T2						
Moy	70,56	-191,76	-6,58	-3,82	6,57	21,92
SD	86,88	44,71	-6,45	30,59	-1,09	40,85
T3						
Moy	105,68	-9,07	3,52	9,65	23,62	57,31
SD	79,28	56,47	23,22	36,26	50,59	51,87
T4						
Moy	8600,00	-8,22	3,42	4,85	0,47	-0,48
SD	56,10	88,91	77,89	74,79	8,73	56,64
T5						
Moy	27,78	-7,93	0,95	9,31	-7,14	-2,07
SD	37,41	83,88	80,36	80,64	58,99	18,43

Tableaux III.5.5. : Valeurs moyennes, écarts types et amplitudes de la ligne de base des 6 composantes de la PfF 2 dans les secondes qui précèdent le passage sur la PfF (en A les forces et en B les moments) ; les différences entre avant et après le passage sur celles-ci sont également présentées (en C) pour 5 sujets à 5 dates différentes (sujets marchant à vitesse spontanée). PfF = plate forme de forces, FY = forces en Y, FX = forces en X, FZ = forces en Z, MY = moment en Y, MX = moment en X, MZ = moment en Z, Moy = moyenne, SD = écart type, Min = minimum, Max = maximum, N= Newton, N.mm = Newton par millimètre. T1 à T5 = Passage d'un sujet à une date donnée.

Annexe III.6.

Article accepté dans ‘Archives of Physical Medicine and rehabilitation’ Août 1999

Impact Factor 98: 1.031

Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data

Eric Watelain, Franck Barbier, Paul Allard, André Thevenon and Jean-Claude Angué

INTRODUCTION

Maintaining walking abilities is important to elderly people since it is instrumental in activities of daily living and required in many tasks for independent living¹. Since locomotion is recognized as a risk factor associated with falls², gait patterns in elderly able-bodied subjects were documented to establish relationships with walking speeds³, to compare them to those obtained from young adults⁴ or with those of known fallers⁵. The recruitment strategy in all these studies and in many others was to divide the population based on age alone, usually above 60 years.

Documented changes in some gait parameters, such as shorter stride length, reduced walking speed and lower ankle push-off muscle power, may be more indicative of gait adaptations selected by elderly men rather than the results of age specific impairments. Grouping populations by age has the inconvenience of masking these gait-related adaptations attributed to aging. We hypothesize that the walking patterns in elderly subjects are different from those of the young adults and that they can be distinguished according to the biomechanical gait parameters of each individual rather than using age as a grouping factor.

An activity such as walking can be an overall result of several movement parameters, which can vary within the gait of the individual while the activity itself, can be fairly representative of the person's performance⁶. Classifying gait patterns has the advantage of taking into account several parameters at the same time rather than a single one for each individual⁷.

Using peak muscle powers developed at the hip, knee and ankle, Vardaxis and collaborators⁶ have identified five gait families in 19 young adults using cluster analysis. A gait family was formed by subjects which displayed a strong affinity based on several parameters obtained from each individual gait trial and which were significantly different from the other clusters of subjects having their own gait similarities. The subjects in the first family displayed a strong hip pull and ankle push to propel themselves forward. For families 2 to 5, forward progression was ensured by an increasing action of the sagittal hip power shortly after heel-strike. These results highlight the multiple normal dynamic strategies selected by able-bodied subjects in walking. We further speculate gait patterns for elderly subjects differ even within that age category.

Muscle power which is the product of the net muscle moment and the joint angular velocity has been recognized has a valuable gait descriptor since it combines both kinematic and kinetic information⁸. It is widely used to characterize able-bodied gait^{9,10}, cerebral palsy locomotion¹¹, and the gait of subjects with various foot prostheses^{12,13} or total hip implants¹⁴. In healthy elderly gait^{1,15,16}, phasic and temporal-distance parameters must also be considered since walking speed has been found to influence the mechanical work developed in the lower limb⁹ and reduced walking speed has been reported in this population^{3,17}.

Most gait studies involving elderly subjects have been carried out using a control group consisting of healthy young adults. These studies have examined one gait parameter (e.g. locomotion speed, stance time, joint peak muscle power) at a time; to our knowledge, none have grouped several parameters together to describe the global locomotion pattern as has been done for healthy young adults⁶, patients with an anterior cruciate ligament deficiency⁷ or in hemiplegic patients¹⁸. While muscle powers were used to characterize gait in elderly^{1,15,16} subjects, these were either limited to a planar analysis or, when a three-dimensional (3D) analysis was reported, only sagittal plane information was

given. The primary objectives of this study were twofold. Using a single but mixed group of able-bodied young and elderly men we hoped to distinguish the gait patterns of these populations based one phasic and temporal parameters as well as three-dimensional peak muscle powers rather than age alone, and b) to determine whether or not elderly subjects displayed different gait patterns. We also hoped to identify from the parameters determined above those which best describe elderly gaits.

METHODS

A single mixed group of 16 able-bodied young and elderly men (32 subjects in all) participated in this study which was reviewed and approved by the local Institutional Review Ethics Board. The demographic information pertaining to the young men and the elderly subjects are respectively given in Table 1. The subjects were later classified into different groups according to their gait characteristics.

The sixteen young male volunteers who participated in this study had an average age of 28.0 years, and none were over 35 years old. None had a limb length discrepancy larger than 1.5 cm, and all were in good health. The exclusion criteria were musculo-skeletal ailments, scoliosis, joint replacement, recent surgery, use of medication and/or a history of neurological pulmonary, cardiac or locomotor disorders. Half of the young men participated in some sport activities, though not on a regular basis, while the others were essentially sedentary.

Sixteen healthy elderly men also took part in this study. Their mean age was 61.7 years. The youngest subject was 56 years old while the eldest was 71 years. The inclusion criteria were the same as for the young men, but with the following additional requirements: the subjects had to be capable of independent walking and be over 55 years old (due to recruitment difficulties). The exclusion criteria for this group added the following conditions -- vertigo, stroke or other heart problems, diabetes, eyesight problems and pulmonary diseases – to those of the young men group. Seven of the elderly subjects were sedentary and five were active but did not participate in any organized sport-related activities while the remaining four were active in occasional sport activities (tennis). This demographic information concerning both the healthy young adults and the elderly subjects was not included in the subsequent analysis.

The gait analyses were performed in the Human Movement Laboratory of the Service d'Exploration Neurophysiologique at the Centre Hospitalier Régional Universitaire of Lille. The kinematic data were collected by a Vicon 360 system^a. Two 50 Hz cameras were located at 3,5m from the center of a 10m walkway to cover the volume required for at least one complete gait cycle of the right lower limb. A third camera was placed in front of the subject and aligned along the axis of progression. Reflective markers were located on the subject prior to the gait analysis according the Vicon Clinical Manager^a protocol. An AMTI^b force plate (250 Hz) located in the middle of the walkway was synchronized to the cameras of the Vicon system.

Prior to data collection, the cameras were calibrated using 20 markers located within a calibration volume of 2.8m long by a 1.0m wide and 1.80m high. The subject was asked to walk at his natural speed and step with his right leg on the force plate before coming to a full stop five meters further on. A few practice trials were permitted before the gait data were collected. The subject performed at least five successful trials where both kinematic and kinetic informations were available. Since there were some variations in the walking speed of the elderly subjects, two trials were selected⁶ for further analysis. Counting the trials of two population's (young and elderly) totaling 64 gait trials.

The three-dimensional coordinates were calculated and then filtered using the routines provided in the Vicon system software. The phasic and temporal gait parameters were obtained from video and force plate data. Speed, stride length, cadence and stance phase relative duration were selected because these parameters were reported to be modified in the gait of elderly men^{3,17}. The three-dimensional joint reaction forces and net muscle moments were calculated by the Vicon Clinical Manger software. All the kinematic and kinetic data were normalized with respect to 100% of the gait cycle (GC) duration defined by two consecutive heel-strikes of the right lower limb.

The 3-D muscle powers were estimated by the product of the net muscle moment developed at each joint of the lower limb and for each plane, and the angular velocity calculated about each joint axis^{6,10,19}. When the muscle moments and the corresponding angular velocities have the same polarity, the muscle power is positive and is considered to generate energy during a concentric contraction. When the polarities are different, then the muscle power is negative and it is assumed that energy is being absorbed in an eccentric contraction¹⁹. The muscle powers were normalized with respect to the individual body mass and labeled according to Eng and Winter¹⁰. For example, K3F corresponds to the third peak knee power developed in the frontal plane. In all, 27 3-D peak power values were identified for each subject and for each trial.

The principal objectives of this study were to determine if gait data are sufficient to distinguish the patterns observed in the young able-bodied subjects from those obtained in elderly healthy men, and if there was more than a single pattern in the elderly gait although neither the number nor the members of the family groups were known. To answer these objectives, a cluster analysis²⁰ was carried out using gait parameters only. Cluster analysis was successfully used by Vardaxis et al.⁶ to classify gait patterns in healthy young adults and by Winters et al.²¹ to categorize the diagnosis of patients with shoulder complaints.

A gait trial was defined by 31 discrete parameters consisting of the four phasic and temporal parameters and the 27 3-D peak power values. The hierarchical cluster method proposed by Ward²⁰ assigns the gait trials to clusters (families) in a step-wise fashion. It begins with as many clusters as there are trials, 64 in this study. Afterwards, these individual clusters are joined together to form new clusters and so on. The procedure ends by grouping all the trials in a single cluster, which forms a hierarchical tree called a dendrogram. The trials are first joined into clusters according to the degree of similarity among the 31 gait parameters of every trial. This is shown in Fig. 1 where trials are grouped by twos at different linkage distances. Though there are other methods available, the measurement of similarity was based on the Euclidean distance between the trials, which is the most commonly chosen type of distance calculation.

Clusters having different characteristics are distanced from each other. This distance was determined by the complete linkage method and is calculated using the greatest distance between any two trials in the different clusters. This method performs well in cases when the trials naturally form distinct families as was expected in this study. In Fig. 1, trial 1 and 2 (right side) are very much different from trials 59 and 60 (left side), always in terms of the effect of the combined the 31 gait parameters. The optimum number of clusters can be determined in several ways. Winters et al.²¹ calculated the criterion of Hartigan and the maximum value of the cubic clustering criterion while Vardaxis et al.⁶ used the R ratio which is a measure of the reduction of the inner cluster variability. The R ratio was applied in this study to determine the number of meaningful gait families.

Once the number of optimal clusters or gait families was identified, univariate ANOVA tests were performed on each of the demographic parameters which were not considered in the cluster analysis and on the 31 dependent variables to determine which parameters best describe the gait patterns of the young and elderly subjects. This was followed by post hoc Tukey (HSD) for unequal N multiple comparison tests. The statistically significant differences ($p < 0.05$) found were used to describe the patterns of the young and elderly gait families.

RESULTS

The ascending hierarchical cluster method formed a tree-like structure (depicted in Fig. 1) outlining four main branches from bottom to top. The first division occurred at an Euclidean distance of 7.3 where 32 trials (33 to 64) formed a cluster. This first division separates those trials, which were much different from the single group. They represent a family of 16 young subjects, Y. This group could be subdivided into three groups, but the divisions within the family Y1 occurred too closely together to be able to distinguish them using the R ratio. Both trials of the same individual were

grouped together, with the exception of three subjects (trials 49-50, 51-52 and 53-54). Vardaxis et al.⁶ reported a similar observation in their group of able-bodied subjects.

The second and third divisions occurred at an Euclidean distance of 8.7 and 13.7 respectively. They form one family of 10 trials, E1, and a smaller one, E2, of 6, all consisting of elderly men. Though all the trials of the E1 cluster were paired according to the subjects, this was not always observed in the E2 group. This reflects a variable pattern between the two trials of the same individual. The fourth family of 16 gait trials was made up exclusively of the eight elderly subjects, E3. All but two subjects did not have their trials grouped together (15-16 and 21-22).

The phasic and temporal gait parameters for the young and elderly groups and each family are given in Table 1. The data for the group of young able-bodied subjects fall within previously reported values^{6,22,23}. Only the significant differences, $p < 0.05$, were reported. Generally, the group of elderly subjects were older ($F = 401.74$), and slightly shorter (4.6% ; $F = 15.82$) than the group of young men. Their walking speed was about 9.3% ($F = 27.69$) slower due to a decrease in the stride length ($F = 16.41$). The stance phase's relative duration was approximately 5% longer ($F = 31.83$) in the healthy elderly men. The variability expressed by the standard deviation was always larger in the elderly group than in the young men. Similar observations have previously been reported elsewhere^{1,4,14,15,16}.

The mean 3-D muscle power curves calculated for each joint of the healthy young men with their respective standard deviation are given in Fig. 2. The mean power curves for the three families of elderly subjects are also presented with the 27 peak powers used in this study. Sagittal plane data were within the values previously reported for able-bodied young and elderly subjects^{6,9,10,16}. Out of 27 3-D peak muscle powers only eight were found to display significant differences between families. Though it was shown that limb length influenced muscle powers¹, normalizing the peak power did not modify our findings. These findings are presented in Fig. 3 and 4. There are some slight discrepancies between the mean muscle power curves (Fig. 2) and the mean peak powers (Fig. 3 and 4). This stems from the fact that the individual peak values do not necessarily occur exactly at same the time in each individual trials and for each individual but rather within 1 to 3% time range. Thus, the values reported in figure 3 and 4 represent the peak power bursts taken from the individual trials and not from the mean curve. Half of the statistically significant peak muscle powers were related to the hip. Three peak powers were associated with the frontal plane and occurred at heel-strike (20% GC). In the transverse plane, the peak power (H3T) manifested itself in the midstance period (40% GC). The remaining four peak powers were related to the sagittal plane and happened between the push-off and the terminal swing periods.

Three gait patterns were found in the healthy elderly subjects. The first group of elderly subjects, E1, had the slowest walking speed (1.017 m/s) which was significantly different from all the other groups. This was attributed to a 16.7% decrease in stride length and a small but not significant decrease in cadence. This family had the most significant peak power differences with the other groups. This group of elderly subjects was the first to cluster itself with the healthy young men and displayed seven out of eight significant differences in the peak muscle powers as compared to the other three families. The E1 family usually had the lowest peak muscle power values. These lower values could be the result of the slower walking speed, as reported by Chen et al.⁸ where speed influenced the sagittal plane hip and ankle muscle powers.

The second family of elderly men, E2, had a slow walking speed (1.260 m/s), but was not statistically different to that of the young men, due to a 6% reduction in cadence coupled with a slightly smaller stride length. The cluster analysis was able to differentiate this family from the others because of the temporal and phasic parameters, as well as for three peak powers higher than those of the E1 family.

The E3 was characterized by a walking speed, similar to the Y1 group. This was mainly achieved by a significant increase in cadence (6.5%) and a corresponding but not significant decrease in stride length. The E3 subjects usually had muscle powers values close to those of the Y1 subjects. These

differences were not found to be significant with the exception of the H2F peak power. However, the E3 family displayed six higher peak powers than those of the E1 family. In the dendrogram, this group was located at the opposite end from the young men's group and E1 family, and was the last to join the other clusters.

DISCUSSION

The aim of this work was to distinguish the gait patterns of 16 able-bodied young and 16 elderly men from of a single group of 32 subjects. Phasic and temporal parameters and three-dimensional peak muscle powers were used in the classification process rather than age alone. The hierarchical cluster method proposed by Ward²⁰ was used successfully to this purpose. The young subjects were the first to form a cluster and dissociate themselves from the three elderly subjects' gait trials (Fig. 1).

The cluster analysis method is sensitive to variations in the gait trials, especially where reproducibility may be difficult to attain, particularly in the elderly subjects. The trials of a new subject may not be grouped together but rather located anywhere in the dendrogram, and at the same time adding new subjects can perturb the tree architecture making it totally useless. It is also possible that the trials of a young subject be located in one of the elderly subject's clusters. Inversely, the trials of an elderly individual could end up within the cluster of the young able-bodied subjects. This study was susceptible to this type of perturbation, even though our elderly subjects were relatively young and physically fit. Two additional subjects, one in each group, were not included in this study since they were unable to develop reproducible and consistent gait data between trials. This was mostly observed in the temporal gait parameters and in the sagittal peak muscle powers. The lack of reproducibility between these individual gait data was determined by the cluster analysis. This was based on the euclidean distances between these subject's own two trials. These trials were located far from each other. Including those two subjects with the present 32, lead to a confused dendrogram where several young and elderly subjects were grouped indiscriminately.

As stated in the introduction, the second purpose of this study was to determine if elderly subjects displayed different gait patterns and identify among these gaits parameters those, which best describe the gait of the young and elderly subjects. It was the combined effect of the 27 peak muscle powers and four phasic and temporal parameters that enabled the classification of the elderly gait families and allowed us to distinguish them from the young men. Three families of elderly men were identified by means of the R ratio^{6,24} following cluster analysis.

The phasic and temporal gait parameters were recognized as important in this study as well as in others^{1,3,15,16,25}. The variability expressed by the standard deviation in the temporal and phasic parameters was always larger in the elderly group than in the young men. This could emphasize the possibilities of different families of elderly gaits. Taken alone, these parameters can be misleading due to their interdependence. This explains, in part, the conflicting results reported in the literature on the walking patterns of the elderly. One of the major findings of this study was to explain the reported contradictory observations related to the phasic and temporal gait parameters according to the three families of elderly men.

The E1 family had the slowest speed because of a reduction in stride length. In fact, our whole group of 16 elderly subjects can be classified as having slow speed due to reduced stride length. Judge¹ and Kerrigan et al.¹⁵ previously described elderly gait as such. Nonetheless, others^{26,27} have attributed reduced walking speed to a decrease in cadence. The cluster analysis revealed that our E2 family displayed this characteristic. Finally, the E3 family developed the same walking speed as the young men by increasing their cadence. Blanke and Hageman⁴ found a 6% increase in walking speed in a group of 12 elderly men aged between 60 and 74 years who had a short stride length. From these observations, one can only conclude that the cadence of the elderly men was much higher than that of the young men's group, as was the case in this study. Thus, we can not generalize that elderly subjects aged between 60 and 70 years have a slower walking speed and a shorter stride length. We need to associate the temporal and phasic gait parameters to their different able-bodied walking patterns.

In previous studies, muscle powers have been used to describe the dynamic walking pattern in healthy elderly men. Some of these performed a planar (2-D) analysis¹⁶ while others followed a three-dimensional gait analysis protocol^{1,15}. Nonetheless, only sagittal plane muscle powers were reported. In this study, four out of the eight significant peak powers occurred in the sagittal plane, and half of them at the hip, which supports in part the previous studies^{1,15,16}. These peak powers were distributed throughout the whole gait cycle. It appears that the plane in which these eight statistically significant powers occurred was related to their occurrence in the gait cycle. Shortly after heel-strike, the frontal plane peak powers were associated with the control needed for body weight transfer. During midstance, a transverse plane peak power occurred which stabilized the support during single limb balance. From push-off to terminal swing, the sagittal plane peak powers were required for progression and control in the forward direction.

Generally, the A1F, K2F and H2F frontal peak powers reflect the energy generated between the 10% and 25% mark on the gait cycle. These three peak powers are respectively associated with a hip and knee abduction moment and an ankle eversion moment. They counterbalance the frontal plane displacement of the center of mass towards the supporting limb. These peak powers have not been well documented before in the literature.

In this study, at the hip, the H2F was higher for the elderly families, with the E3 group having the highest value (0.585 ± 0.432 W/kg). According to Eng and Winter¹⁰ and MacKinnon and Winter²⁸, H2F activity was attributed to the raising of the pelvis and trunk to its neutral position. We hypothesize that the elderly subjects were mostly concerned with achieving a stable base of support by a controlling hip action. This was less marked in the slowest E1 group (0.231 ± 0.202 W/kg). The knee K2F values were less than that of the young adults with the exception of the E2 group (0.581 ± 0.565 W/kg). The K2F power generation was associated with a knee abduction moment which can act with the pelvis H2F abduction. The highest K2F value could reflect a greater frontal stability in developing the largest stride length of the elderly groups. Only the E1 family displayed a higher absorption of the A1F (-0.107 ± 0.109 W/kg) due to an adduction ankle moment. The A1F power generation can be considered as a reaction to the knee abduction. It appeared that the subjects of E1 family were passively controlling the body-weight transfer, whereas the subjects in the E2 and E3 families were actively contributing by generating the A1F. The control subject had also a low A1F peak power absorption (-0.005 ± 0.032 W/kg).

During midstance, both young and elderly subjects developed a positive H3T peak power associated with an active thigh internal rotation moment which occurred late in midstance. The H3T was assumed to be related to body-weight transfer on the contralateral limb in preparation to the subsequent heel-strike by propelling the body forward. The E1 family had the highest, significantly different H3T (0.320 ± 0.372 W/kg). As a result, normal cadence could be maintained. The E3 family, which had the highest cadence, did not increase its H3T because other power strategies were available.

In late midstance, the H2S muscle power absorption peak is responsible for the deceleration of the thigh extension¹⁰. The H2S peak powers in the E1 (-0.525 ± 0.519 W/kg) and E2 (-0.818 ± 0.278 W/kg) families were less than that of the Y1 group. The subjects in the E3 family developed a higher (-1.288 ± 0.700 W/kg), but not significantly different H2S from that of the Y1 family (-1.01 ± 0.308 W/kg). Only the H3S of the E3 family was statistically different from that of the E1 group. We postulate that a reduction in the H2S can be associated with a shorter stride length, resulting in a slower walking speed as observed in the E1 and E2 families. A reduction in the H2S could also be attributed to trunk forward inclination as commonly observed in the elderly population²⁹.

At push-off, the H3S activity was associated with propulsion in healthy young men^{6,30}. It has been shown that the hip pulling action (H3S) contributes actively to push-off in the gait of elderly subjects¹. We speculate that the subjects of the E3 family developed the highest H3S muscle power (1.930 ± 0.811 W/kg) to increase their cadence and maintain a walking speed similar to that of the

young men's group. Though lower H3S values were observed in other elderly subjects, there was only a significant difference between the E1 (0.962 ± 0.598 W/kg) family, which had the slowest walking speed, and the E3 group.

A lower ankle peak power has been observed in the gait of healthy elderly subjects during push-off^{1,15,16}. The ankle peak power (A2S) responsible for push-off has been found to explain more than 52% of the step length variance¹. A comparable value (64%) was found in this study. Interestingly, the E3 family compensated for a reduction in the A2S peak power (2.810 ± 0.589 W/kg) by an increase in the hip pulling action (H3S). The members of the other two elderly families were not able to compensate for a low A2S, which resulted in a slower walking speed. This was more pronounced in the E1 family where the slowest values were observed for the walking speed as well as for the A2S (1.869 ± 0.867 W/kg) and the H3S peak powers. Though the E2 family developed a slightly higher A2S (2.914 ± 0.544 W/kg) among the elderly families, it was insufficient to compensate for their low H3S value.

The last peak power that was observed to be lower in the gait of healthy elderly subjects was related to the knee (K4S). The K4S peak power controls the lower limb's forward projection in preparation for the following heel-strike. A higher knee generation at push-off (K3S) and a decrease in the knee absorption (K4S) has been reported during late swing in a group of elderly men¹⁶. A reduction in the K4S, also observed in this study, may help increase the stride length, but at the cost of a higher horizontal speed of the foot which causes stumbling. Though this could be applicable to all three elderly families, the E1 (-0.573 ± 0.386 W/kg) had the largest reduction (54%) compared to the young men group (-1.250 ± 0.432 W/kg).

Considering the major involvement of the hip muscle powers in the three families of the healthy elderly subjects, our findings support Kerrigan et al.¹⁵ proposition that a stretching exercise program would improve walking performance. They¹⁵ also proposed that reduced plantar flexion may not be representative of an impairment but rather of a strategy to preserve balance during walking. We postulate that this observation could be extended to the muscle power patterns in the elderly. This may explain why the elderly subjects, particularly the E1 family, had as a gait strategy a slow walking speed, a short stride length and a long stance phase duration. Low peak ankle power (A2S) and hip pulling action (H3S) at push-off may lessen forward propulsion and result in a short stride length and a slow walking speed. Having low muscle powers at push-off may require less knee control in the limb's forward projection as shown by the K4S power burst which can lead to a faster foot speed and increasing the risk of falling.

In summary, the muscle powers in elderly subjects are perturbed throughout the gait cycle and not only at push-off. These gait adaptations are important to recognize in assessing elderly subjects as they could falsely be attributed to age-related pathologies^{1,16} and not to age alone. This paper highlights different healthy elderly gait families classified according to their own phasic and temporal parameters and muscle power characteristics. The E1 family was characterized by a slow walking speed due in greater part to a short stride length. These subjects needed more internal rotation (H3T), less hip extension deceleration (H2S) during midstance and less knee absorption (K4S) at the end of the swing phase to compensate for their small stride length. The E2 family had also a slow walking speed, though it resulted from a decrease in cadence. Stride length was possibly maintained by a large abduction activity (K2F). Though the strongest push-off (A2S) was reported in the elderly families, it was insufficient to compensate the weak hip pulling action (H3S). The E3 family was able to maintain a walking speed similar to the young subjects by an exaggerated cadence. This led to a greater need for frontal hip stability (H2F) shortly after heel-strike and a high ankle push-off (A2S) combined with an active hip pulling action (H3S). These families must not be confused or interpreted as part of some age-related pathology but rather as natural adaptations or compensations in the diversified evolution of able-bodied gait.

The walking patterns in elderly subjects were found to be different from those of the young adults by means of hierarchical cluster analysis based on biomechanical parameters rather than using age alone

as a grouping factor. Four phasic and temporal gait parameters as well as 27 three-dimensional peak powers for each individual trial were used in the classification process, rather than taking a single gait parameter at a time to determine the three families of elderly subjects. Cluster analysis enabled group comparison of young men and elderly subjects while allowing the characterization of individual performances. Significant differences between the three elderly families were found in the phasic and temporal gait parameters as well as in eight peak muscle powers. Five peak powers, namely H2S, and four frontal and transverse plane powers were identified for the first time due to the clustering of gait patterns, and complete in part the dynamic description of elderly gait. The muscle powers in elderly subjects were perturbed throughout the gait cycle and not only at push-off. It appears that the plane in which they occurred was related their occurrence in the gait cycle.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors wish to express their gratitude to Dr. Jean-Louis Blatt and Mr. Yvon Tachever for their technical assistance. Lisa Spencer was also helpful in reviewing the manuscript. Financial support was given by the Région Nord-Pas de Calais, Direction Régionale à la Recherche et à la Technologie, the Délégation à la recherche du CHRU of Lille, France and by a French NATO Senior Guest Scientist scholarship awarded to Paul Allard.

SUPPLIERS

^aOxford Metrics Limited, Oxford, England

^bAMTI, Newton, MA, USA

REFERENCES

1. Judge JO, Davis III RB, Ounpuu S. Step length reduction in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontology: Med Sci* 1996; 51A: M303-12.
2. Robbins AS, Rubenstein LZ, Josephson KR, Schulman BL, Osterweil D, Fine G. Predictors of falls among elderly people. *Arch Int Med* 1989; 149:1628-33.
3. Potter JM, Evans AL, Duncan G. Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76:997-9.
4. Blanke DJ, Hageman PA. Comparison of gait of young men and elderly men. *Phys Ther* 1989; 69:144-8.
5. Woo J, Ho SC, Lau J, Chan SG, Yuen Y K. Age-associated gait-changes in the elderly: pathological or physiological? *Neuroepidemiology* 1995; 14:65-71.
6. Vardaxis V, Allard P, Lachance R, Duhaime M. Classification of able-bodied gait using 3-D muscle power. *Hum Mov Sci* 1998; 17:121-36.
7. Loslever P, Barbier F. Multivariate graphical presentation for gait rehabilitation study. *Gait & Posture* 1998; 7: 39-44.
8. Chen IH, Kuo NK, Andriacchi TP. The influence of walking speed on mechanical joint power during gait. *Gait & Posture* 1997; 6:171-6.
9. Allard P, Lachance R, Aissaoui R, Duhaime M. Simultaneous bilateral 3-D gait analysis. *Hum Mov Sci* 1996; 15:327-46.
10. Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limb during walking : what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech* 1995; 28:753-8.
11. Olney SJ, Macphail HA, Hedden DM, Boyce WF. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Phys Ther* 1990; 70:431-8.
12. Allard P, Trudeau F, Prince F, Dansereau J, Labelle H, Duhaime M. Modeling and gait evaluation of an asymmetrical keel foot prosthesis. *Med Biol Eng Comput* 1995; 33:2-7.
13. Czerniecki JM, Gitter A, Munro C. Joint moment and muscle power output characteristics of below-knee amputees during running : The influence of energy storing prosthetic feet. *J. Biomech* 1991; 24:63-75.
14. Loizeau J, Allard P, Landjerit B, Duhaime M. Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76:552-7.

15. Kerrigan DC, Todd MK, Croce UD, Lipsitz LA, Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly. Evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79:317-22.
16. Winter DA, Patla AE, Franck JS, Walt SE. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther* 1990; 70:340-7.
17. Nigg BM, Skeleryk BN. Gait characteristics of the elderly. *Clin Biomech* 1980; 3:79-87.
18. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia : a regression approach. *Phys Ther* 1994; 74:872-85.
19. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait : Normal, elderly and pathological. Second edition. Waterloo, University of Waterloo Press, 39p; 1990
20. Ward JH. Hierarchical grouping to optimize an objective function. *J Am Stat Ass* 1963; 58:236-44.
21. Winters JC, Groenier KH, Sobel JS, Arendzen HH, Meyboom-de Jongh B. Classification of shoulder complaints in general practice by means of cluster analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78:1369-74.
22. Craik RBL. Spatial and temporal characteristics of foot fall patterns. In Craik RBL, Oatis CA, editors. *Gait analysis: Theory and application*, Mosby, 1995:143-58.
23. Öberg T, Karsznia A, Öberg K. Basic gait parameters : Reference data for normal subjects 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1993; 30:210-23.
24. Chen JJ, Shiavi R. Temporal feature extraction and clustering analysis of electromyographic linear envelopes in gait studies. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990; 37:295-302.
25. Ronsky JL, Nigg BN, Fisher V. Correlation between physical activity and the gait characteristics and ankle joint flexibility of the elderly. *Clin Biomech* 1995; 10:41-9.
26. Fernandez A-M, Paillois J, Durap M. Slowness in elderly gait. *Exp Aging Res* 1990; 16:79-89.
27. Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA, Patterson DH. Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exer* 1988; 20:161-6.
28. Mackinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech* 1993; 26: 633-44.
29. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture* 1997; 5:6-12.
30. Sadeghi H, Allard P, Duhaime D. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Hum Mov Sci* 1997; 16:243-58.

LIST OF FIGURES & TABLES

- Fig. 1 Dendrogram representing the minimum variance hierarchical classification of the gait patterns of healthy young and elderly men. Four groups (families) are labeled Y1 for the young men's family, and E1 to E3 for the three elderly men families. The figure is read from the bottom where the individual trials are listed, in four families, to top where all the gait trials are grouped into a single family.
- Fig. 2 Ankle, knee and hip muscle power curves developed in the a) sagittal, b) frontal and c) transverse planes by the Y1, E1, E2 and E3 families over which the standard deviation of the Y1 family is overlaid in bold.
- Fig. 3 Peak muscle powers found statistically different across all or some gait families by a one-way ANOVAs on the sagittal, frontal plane for the hip, knee and ankle and where * and † denote a statistical difference ($p < 0.05$) and ‡ represents a $p < 0.05$ between the Y1 (not visible due a low value) and E3 families.
- Fig. 4 Peak muscle powers found to be statistically different across all or some gait families by a one-way ANOVAs on the frontal and transverse planes for the hip, knee and ankle, where * and † denote a statistical difference ($p < 0.05$) and ‡ represents a $p < 0.05$ between the Y1 (not visible due a low value) and E3 families.
- Table 1: Mean values of the demographic information and of the phasic and temporal gait parameters of the young able-bodied subjects and healthy elderly men. The standard deviation is expressed in parenthesis.

Table 1: Mean values of the demographic information and of the phasic and temporal gait parameters of the young able-bodied subjects and healthy elderly men. The standard deviation is expressed in parenthesis.

	Young Subjects (Y1)	Elderly Subjects (all)	Family E1	Family E2	Family E3
Number of subjects	16	16	5	3	8
Number of trials	32	32	10	6	16
Age (years)	28.04 ^{a,b} (3.60)	61.73 ^a (3.81)	61.14 ^b (5.21)	64.33 ^b (1.86)	61.12 ^b (3.03)
Height (m)	1.817 ^{a,b} (0.045)	1.734 ^a (0.046)	1.706 ^b (0.019)	1.722 ^b (0.067)	1.756 ^b (0.038)
Weight (kg)	80.23 (6.25)	78.41 (8.36)	78.42 (11.13)	76.17 (3.17)	78.25 (7.92)
Speed (m/s)	1.348 ^{a,c} (0.097)	1.222 ^a (0.189)	1.017 ^c (0.100)	1.260 ^c (0.056)	1.335 ^c (0.132)
Cadence (step/min)	110.70 ^{a,d} (1.83)	112.92 ^a (5.87)	110.41 ^d (1.33)	103.74 ^d (1.77)	117.93 ^d (2.09)
Stride length (m)	1.458 ^{a,c} (0.099)	1.334 ^a (0.131)	1.214 ^c (0.037)	1.453 ^c (0.054)	1.364 ^c (0.133)
Stance phase (%)	59.90 ^{a,b} (0.87)	63.03 ^a (1.84)	64.15 ^b (0.90)	62.43 ^b (1.65)	62.56 ^b (2.09)

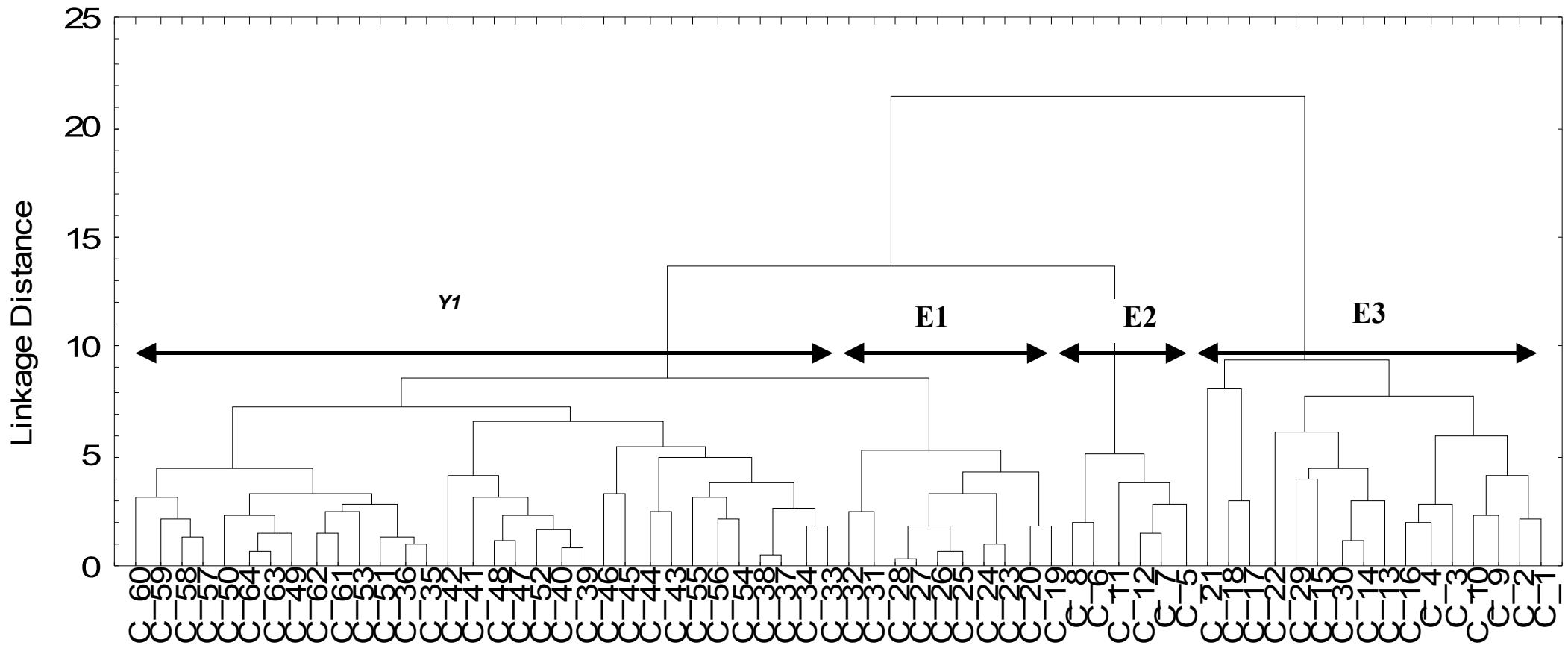
a, p < 0.05, between Y1 and all elderly subjects

b, p < 0.05, between Y1 and E1, E2 and E3

c, p < 0.05, between E1 and Y, E2 and E3

d, p < 0.05, between E1 and Y1, E2 and E3; between Y1 and E2; between E2 and E3

Fig. 1 Dendrogram representing the minimum variance hierarchical classification of the gait patterns of healthy young and elderly men. Four groups (families) are labeled Y1 for the young men's family, and E1 to E3 for the three elderly men families. The figure is read from the bottom where the individual trials are listed, in four families, to top where all the gait trials are grouped into a single family.



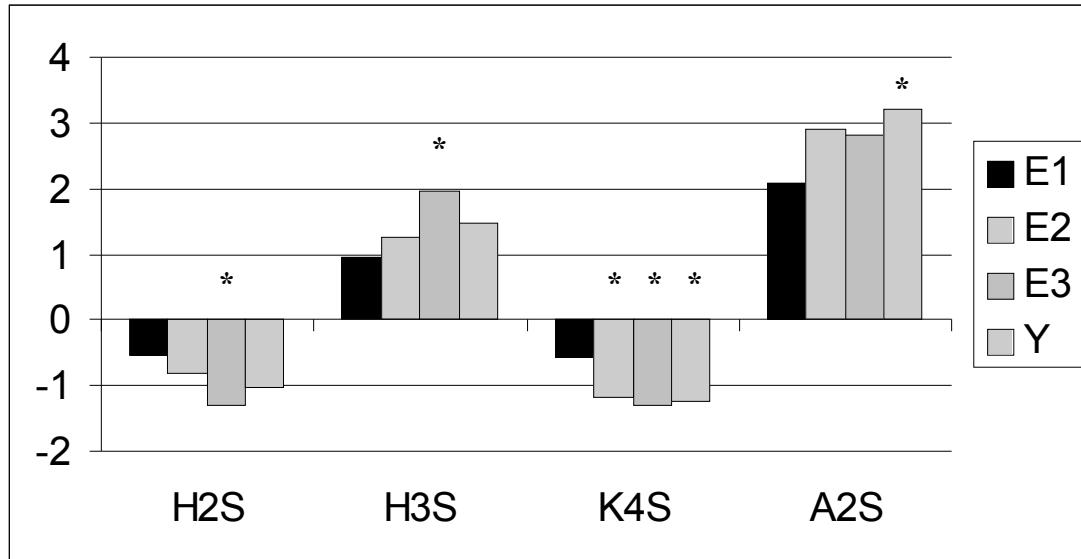


Fig. 3: Peak muscle powers found statistically different across all or some gait families by a one-way ANOVAs on the sagittal plane for the hip, knee and ankle and where * denote a statistical difference ($p < 0.05$) between E1 and other families.

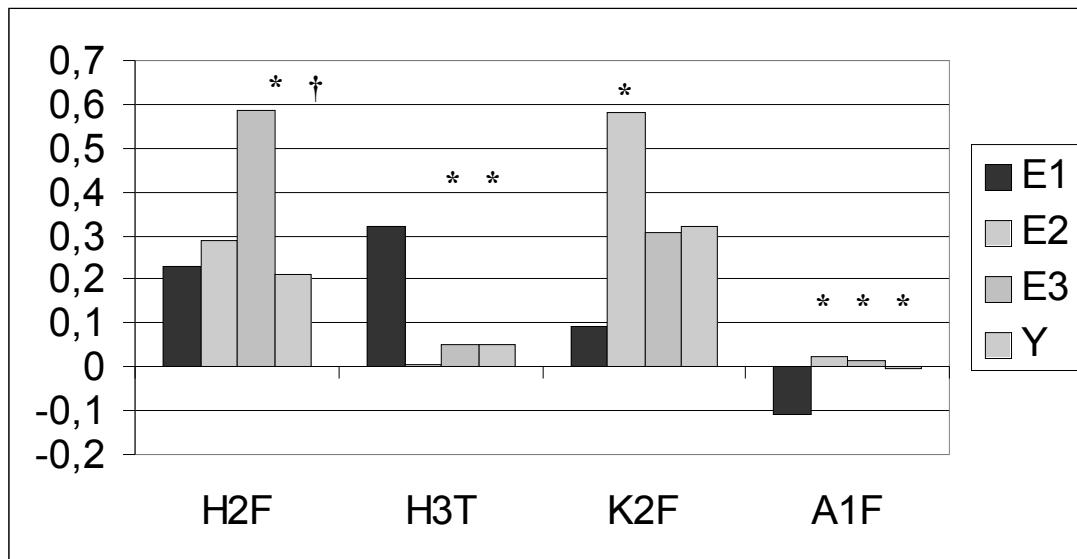


Fig. 4: Peak muscle powers found statistically different across all or some gait families by a one-way ANOVAs on the frontal and transverse planes for the hip, knee and ankle and where * denote a statistical difference ($p < 0.05$) between E1 and other families and † denote a statistical difference ($p < 0.05$) between E3 and Y1.

Annexe IV.1.

Questionnaire d'Analyse du Ressenti de la marche

1> Aujourd’hui, lorsque vous marchez ressentez-vous vos membres ? avez-vous des sensations, savez-vous où ils se trouvent ? *(SENSIBILITE)*

Je ressens parfaitement mes segments...

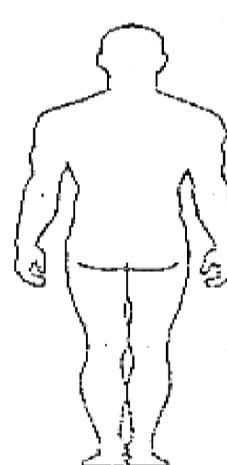
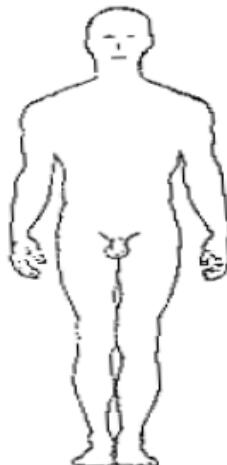
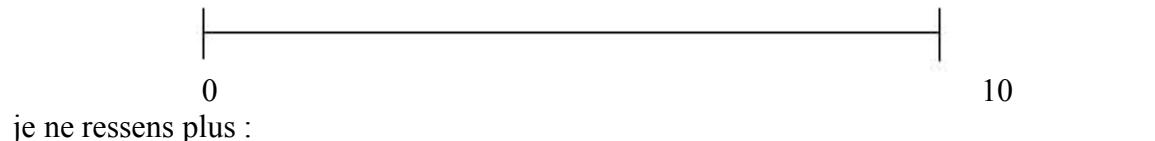
Je sais exactement où ils sont sans les regarder...

Je ressens de suite le sol lorsque mon pied le touche...

Je ne ressens plus du tout mes segments.

Je ne sais pas du tout où ils se situent dans l'espace.

Je ne ressens pas le sol lorsque mon pied le touche.

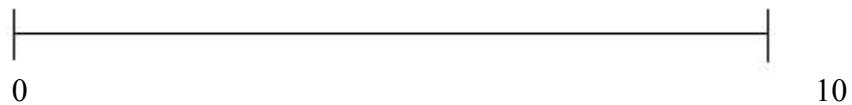


2> Aujourd’hui, lorsque vous marchez avez-vous ressenti des douleurs ? avez-vous mal quelque part ?
(DOULEUR)

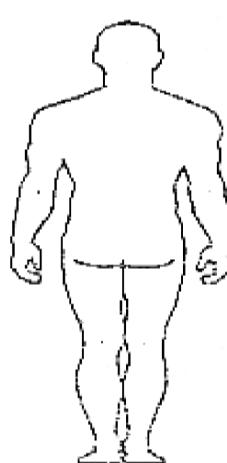
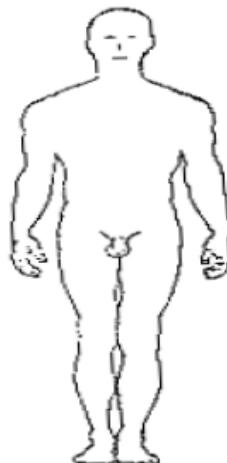
Je n'ai aucune douleur lorsque je marche
Aucune souffrance localisée

La marche est très dououreuse.

A cause de la douleur je marche le moins possible.

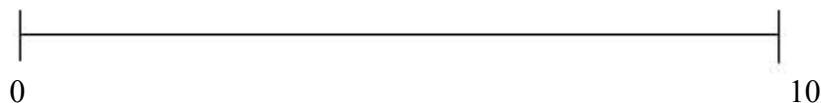


j'ai des douleurs au niveau de :



3> Aujourd'hui, lorsque vous avez marché quel a été votre sentiment : (PHOBIE)

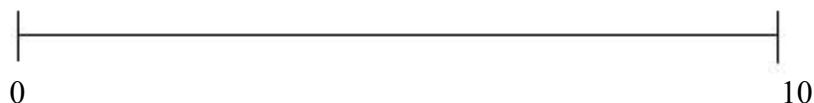
- | | |
|--|----------------------------|
| J'ai peur de marcher, | J'ai tout à fait confiance |
| La marche est angoissante, | Je suis totalement rassuré |
| J'apprehende toujours d'avoir à me déplacer. | Je n'ai aucune inquiétude. |



4> Marcher jusqu'à l'objet a été pour vous :

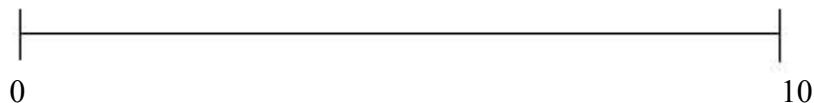
(FACILITE)

- | | |
|--|-------------------|
| Difficile, pénible, ardu, | Très facile, |
| Si contraignant que je n'aurais pas pu marcher plus longtemps. | Aucune difficulté |
| | Très simple. |



5> Aujourd'hui, votre marche vous demande-t-elle : (DEMANDE ATTENTIONNELLE)

- | | |
|--|---|
| Enormément d'attention | La marche est automatique |
| Enormément de concentration | Elle ne nécessite aucune attention |
| De réflexion, cela fatigue nerveusement... | Je pourrais faire du calcul mental en marchant... |



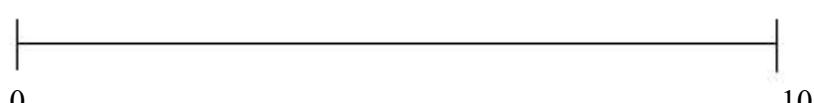
6> Aujourd'hui, lorsque vous avez marché avez vous l'impression d'avoir : (EQUILIBRE)

- | | |
|---|---|
| Beaucoup d'équilibre | Des vertiges |
| Aucune sensation de vertige | Des perturbations de l'équilibre qui sont à la limite de vous empêcher de marcher |
| Jamais besoin de contrebalancer un déséquilibre | Une très mauvaise stabilité. |
| En levant les bras sur les côtés par exemple. | |



7> Aller jusqu'à la table et revenir vous asseoir a été : (FATIGUE)

- | | |
|---|---|
| Fatigant, éreintant, épuisant | C'était très facile |
| Très dur physiquement | J'aurais pu le faire 15 fois sans arrêter |
| Si fatigant que vous n'auriez pas pu marcher beaucoup plus sans vous arrêter. | Je ne suis absolument pas fatigué. |



8> D'une manière générale la marche est pour vous quelque chose de : (PLAISIR)

Agréable, plaisant

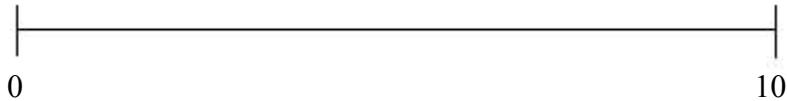
Désagréable, rebutant

Marcher est un plaisir

Ennuyeux, de suite lassant

Vous marchez parfois sans but précis.

Je ne marche que par nécessité absolue.



9> Selon vous qu'est ce qui pourrait améliorer votre marche ?

10> Selon vous qu'est ce qui limite le plus votre marche, qu'est ce qui vous empêche le plus de marcher comme avant ?

Nom :

Prénom :

Date :

Heure :

Age :