# UNIVERSITÉ TOULOUSE III – PAUL SABATIER FACULTÉS DE MÉDECINE

**ANNÉE 2020** 

2020 TOU3 1710

# THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE MÉDECINE SPÉCIALISÉE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

par

## **Emmeline MONTANE**

Le 14 décembre 2020

Apports d'une description systématique du défaut de raccourcissement du membre inférieur parétique et des compensations associées lors de la phase oscillante de la marche : étude de cohorte à partir de 130 analyses quantifiées de la marche de sujets hémiparétiques vasculaires.

Directeur de thèse : Dr David GASQ

#### JURY

Monsieur le Professeur Philippe MARQUE	Président
Monsieur le Professeur Xavier DE BOISSEZON	Assesseur
Monsieur le Professeur Jérémie PARIENTE	Assesseur
Monsieur le Professeur Jérôme SALES DE GAUZY	Assesseur
Monsieur le Docteur David GASQ	Suppléant
Madame la Docteur Monica URSEI	Membre invitée



FACULTÉ DE MÉDECINE PURPAN

# UNIVERSITÉ TOULOUSE III – PAUL SABATIER FACULTÉS DE MÉDECINE

**ANNÉE 2020** 

2020 TOU3 1710

# THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE MÉDECINE SPÉCIALISÉE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

par

## **Emmeline MONTANE**

Le 14 décembre 2020

Apports d'une description systématique du défaut de raccourcissement du membre inférieur parétique et des compensations associées lors de la phase oscillante de la marche : étude de cohorte à partir de 130 analyses quantifiées de la marche de sujets hémiparétiques vasculaires

Directeur de thèse : Dr David GASQ

#### JURY

Monsieur le Professeur Philippe MARQUE	Président
Monsieur le Professeur Xavier DE BOISSEZON	Assesseur
Monsieur le Professeur Jérémie PARIENTE	Assesseur
Monsieur le Professeur Jérôme SALES DE GAUZY	Assesseur
Monsieur le Docteur David GASQ	Suppléant
Madame la Docteur Monica URSEI	Membre invitée



FACULTÉ DE MÉDECINE PURPAN



#### TABLEAU du PERSONNEL HOSPITALO-UNIVERSITAIRE

#### des Facultés de Médecine de l'Université Toulouse III - Paul Sabatier

#### au 1er septembre 2019

# Professeurs Honoraires

Doyen Honoraire	M. CHAP Hugues	Professeur Honoraire	M. FREXINOS Jacques
Doyen Honoraire	M. GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur Honoraire	Mme GENESTAL Michèle
Doyen Honoraire	M. LAZORTHES Yves	Professeur Honoraire	M. GERAUD Gilles
Doyen Honoraire	M. PUEL Pierre	Professeur Honoraire	M. GHISOLFI Jacques
Doven Honoraire	M. ROUGE Daniel	Professeur Honoraire	M. GOUZI Jean-Louis
Doven Honoraire	M. VINEL Jean-Pierre	Professeur Honoraire	M. GUIRAUD CHAUMEIL Bernard
Professeur Honoraire	M ABBAL Michel	Professeur Honoraire	M HOFF lean
Professeur Honoraire	M ADER lean-Louis	Professeur Honoraire	M. IOEERE Erancis
Professeur Honoraire	M ALBAREDE Jean-Louis	Professeur Honoraire	M LACOMME Yves
Professeur Honoraire	M ARRIS Louis	Professeur Honoraire	M LAGARRIGHE lacques
Professeur Heneraire	M ARIET leagues	Professeur Heneraire	Mma LARENG Maria Plancha
Professeur Honoraire	M ARLET Dacques	Professeur Honoraire	MILAPENC Lauria
Professeur Honoraire	M ARLET Philippe	Professeur Honoraire	M LAUPENT Curr
Professeur Honoraire	M ARLET-SOAO Elisabeli	Professeur Honoraire	M. LAORENT GUY
Professeur Honoraire	M. BADDET And	Professeur Honoraire	M. LAZORTHES FRANK
Protesseur Honoraire	M. BARRET Andre	Protesseur Honoraire	M. LAZORTHES YVes
Protesseur Honoraire	M. BARTHE Philippe	Professeur Honoraire	M. LEOPHONTE Paul
Protesseur Honoraire	M. BAYARD Francis	Professeur Honoraire	M. MAGNAVAL Jean-François
Professeur Honoraire	M. BOCCALON Henri	Professeur Honoraire	M. MANELFE Claude
Professeur Honoraire	M. BONAFE Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. MANSAT Michel
Professeur Honoraire	M. BONEU Bernard	Professeur Honoraire	M. MASSIP Patrice
Professeur Honoraire	M. BOUNHOURE Jean-Paul	Professeur Honoraire	Mme MARTY Nicole
Professeur Honoraire	M. BOUTAULT Franck	Professeur Honoraire	M. MAZIERES Bernard
Professeur Honoraire	M. BUGAT Roland	Professeur Honoraire	M. MONROZIES Xavier
Professeur Honoraire	M. CAHUZAC Jean-Philippe	Professeur Honoraire	M. MOSCOVICI Jacques
Professeur Honoraire	M. CARATERO Claude	Professeur Honoraire	M. MURAT
Professeur Honoraire	M. CARLES Pierre	Professeur Honoraire	M. OLIVES Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARRIERE Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. PASCAL Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARTON Michel	Professeur Honoraire	M. PESSEY Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. CATHALA Bernard	Professeur Honoraire	M. PLANTE Pierre
Professeur Honoraire	M. CHABANON Gérard	Professeur Honoraire	M. PONTONNIER Georges
Professeur Honoraire	M. CHAMONT IN Bernard	Professeur Honoraire	M. POURRAT Jacques
Professeur Honoraire	M. CHAVOIN Jean-Pierre	Professeur Honoraire	M. PRADERE Bernard
Professeur Honoraire	M. CLANET Michel	Professeur Honoraire	M. PRIS Jacques
Professeur Honoraire	M. CONTE Jean	Professeur Honoraire	Mme PUEL Jacqueline
Professeur Honoraire	M. COSTAGLIOLA Michel	Professeur Honoraire	M. PUEL Pierre
Professeur Honoraire	M. COTONAT Jean	Professeur Honoraire	M. PUJOL Michel
Professeur Honoraire	M. DABERNAT Henri	Professeur Honoraire	M. QUERLEU Denis
Professeur Honoraire	M. DALOUS Antoine	Professeur Honoraire	M. RAILHAC Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. DALY-SCHVEITZER Nicolas	Professeur Honoraire	M. REGIS Henri
Professeur Honoraire	M. DAVID Jean-Frédéric	Professeur Honoraire	M. REGNIER Claude
Professeur Honoraire	M. DELSOL Georges	Professeur Honoraire	M. REME Jean-Michel
Professeur Honoraire	Mme DELISLE Marie-Bernadette	Professeur Honoraire	M. ROCHE Henri
Professeur Honoraire	Mme DIDIER Jacqueline	Professeur Honoraire	M. ROCHICCIOLI Pierre
Professeur Honoraire	M. DUCOS Jean	Professeur Honoraire	M. ROLLAND Michel
Professeur Honoraire	M. DUFFAUT Michel	Professeur Honoraire	M. ROOUE-LATRILLE Christian
Professeur Honoraire	M DUPRE M	Professeur Honoraire	M RUMEAU Jean-Louis
Professeur Honoraire	M. DURAND Dominique	Professeur Honoraire	M SALVADOR Michel
Professeur Honoraire associé	M DUTAL Guy	Professeur Honoraire	M SALVAYRE Robert
Professeur Honoraire	M ESCANDE Michel	Professeur Honoraire	M SARRAMON Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M ESCHARASSE Henri	Professeur Honoraire	M. SIMON Jacques
Professeur Honoraire	M ESCOURROLL lean	Professeur Honoraire	M SUC lean-Michel
Drofossour Honoraire	M ESOUERRE I D	Brofossour Honorairo	M THOUVENOT loop Paul
Professeur Honoraire	M EARIÉ Michel	Professeur Honoraire	M TKACZUK Jean
Professeur Honoraire		Professeur Honoraire	M TREMOULET Michol
Professeur Honoraire	M FOURNUL Cérerel	Professeur Honoraire	
Professeur Honoraire	M. FOURNIAL Gerard	Protesseur Honoraire	W. VALDIGUE Pierre
Protesseur Honoraire		Protesseur Honoraire	M. VAYSSE Philippe
Professeur Honoraire	IVI. FOURTAINER Gilles	Protesseur Honoraire	M VOICT Loss Lossus
Professeur Honoralie	IVI. FRATSSE Bernard	Protesseur Honoraire	w. voig i Jean-Jacques

#### **Professeurs Émérites**

Professeur ADER Jean-Louis Professeur ALBAREDE Jean-Louis Professeur ARBUS Louis Professeur ARLET-SUAU Elisabeth Professeur BOCCALON Henri Professeur CARATERO Claude Professeur CARATERO Claude Professeur CHAMONTIN Bernard Professeur CHAP Hugues Professeur CONTÉ Jean Professeur COSTAGLIOLA Michel Professeur DABERNAT Henri Professeur FRAYSSE Bernard Professeur FRAYSSE Bernard Professeur DELISLE Marie-Bernadette Professeur GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard

Professeur LAGARRIGUE Jacques Professeur LARENG Louis Professeur LAZENG Guy Professeur LAZORTHES Yves Professeur MAGNAVAL Jean-François Professeur MASIP Patrice Professeur MASIP Patrice Professeur MAZIERES Bernard Professeur ROSCOVICI Jacques Professeur ROSCOVICI Jacques Professeur ROCUES-LATRILLE Christian Professeur SALVAYRE Robert Professeur SARRAMON Jean-Pierre Professeur SIMON Jacques

Professeur JOFFRE Francis

#### FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN

#### 37 allées Jules Guesde - 31000 TOULOUSE

P.U. - P.H.

#### Doyen : Didier CARRIE P.U. - P.H. 2<sup>ème</sup> classe Mme BONGARD Vanina Epidémiologie

M. ADOUE Daniel (C.E) M. AMAR Jacques (C.E) M. ATTAL Michel (C.E) M. AVET-LOISEAU Hervé (C.E.) Mme BEYNE-RAUZY Odile M. BIRMES Philippe M. BLANCHER Antoine M. BONNEVIALLE Paul (C.E) M. BOSSAVY Jean-Pierre (C.E) M BRASSAT David M BROUCHET Laurent M. BROUSSET Pierre (C.E) M. BUREAU Christophe M. CALVAS Patrick (C.E) M. CARRERE Nicolas M. CARRIE Didier (C.E) M. CHAIX Yves Mme CHARPENTIER Sandrine M. CHAUVEAU Dominique M. CHOLLET François (C.E) M. DAHAN Marcel (C.E) M. DE BOISSEZON Xavier M. DEGUINE Olivier (C.E) M. DUCOMMUN Bernard M. FERRIERES Jean (C.E) M. FOURCADE Olivier M. FOURNIÉ Pierre M. GAME Xavier M GEERAERTS Thomas M. IZOPET Jacques (C.E) Mme LAMANT Laurence (C.E) M. LANG Thierry (C.E) M. LANGIN Dominique (C.E) M. LAUWERS Frédéric M. LAUQUE Dominique (C.E) M. LIBLAU Roland (C.E) M. MALAVAUD Bernard M. MANSAT Pierre M. MARCHOU Bruno (C.E) M. MAZIERES Julien M. MOLINIER Laurent M. MONTASTRUC Jean-Louis (C.E) Mme MOYAL Elisabeth Mme NOURHASHEMI Fatemeh (C.E) M. OSWALD Eric (C.E) M. PARANT Olivier M. PARIENTE Jérémie M. PARINAUD Jean (C.E) M. PAUL Carle M PAYOUX Pierre M. PAYRASTRE Bernard (C.E) M. PERON Jean-Marie M. PERRET Bertrand (C.E) M. RASCOL Olivier (C.E) M. RECHER Christian (C.E) M. RISCHMANN Pascal (C.E) M. RIVIERE Daniel (C.E) M. SALES DE GAUZY Jérôme (C.E) M. SALLES Jean-Pierre (C.E) M. SANS Nicolas Mme SELVES Janick M. SERRE Guy (C.E) M. TELMON Norbert (C.E) M. VINEL Jean-Pierre (C.E)

Classe Exceptionnelle et 1<sup>ère</sup> classe Médecine Interne, Gériatrie Thérapeutique Hém atologie Hématologie, transfusion Médecine Interne Psychiatrie Immunologie (option Biologique) Chirurgie Orthopédique et Traumatologie. Chirurgie Vasculaire Neurologie Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire Anatomie pathologique Hépato-Gastro-Entéro Génétique Chirurgie Générale Cardiologie Pédiatrie Médecine d'urgence Néphrologie Neurologie Chirurgie Thoracique et Cardiaque Médecine Physique et Réadapt Fonct. Oto-rhino-lar yngologie Cancérologie Epidémiologie, Santé Publique Anesthésiologie Ophtalm ologie Urologie Anesthésiologie et réanimation Bactériologie-Virologie Anatomie Pathologique Biostatistiques et Informatique Médicale Nutrition Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie Médecine d'urgence Immunologie Urologie Chiruraie Orthopédiaue Maladies Infectieuses Pneumologie Epidémiologie, Santé Publique Pharmacologie Cancérologie Gériatrie Bactériologie-Virologie Gynécologie Obstétrique Neurologie Biol. Du Dévelop. et de la Reprod. Dermatologie Biophysique Hématologie Hépato-Gastro-Entérologie Biochimie Pharmacologie Hématologie Urologie **Physiologie** Chirurgie Infantile Pédiatrie Radiologie Anatomie et cytologie pathologiques Biologie Cellulaire

Médecine Légale

Hépato-Gastro-Entérologie

M. BONNEVIALLE Nicolas Mme CASPER Charlotte M. COGNARD Christophe M. LAIREZ Olivier M. LAROCHE Michel M. LEOBON Bertrand M. LOPEZ Raphael M. MARTIN-BLONDEL Guillaume M MARX Mathieu M MAS Emmanuel M. OLIVOT Jean-Marc M. PAGES Jean-Christophe M. PORTIER Guillaume M. RONCALLI Jérôme Mme RUYSSEN-WITRAND Adeline Mme SAVAGNER Frédérique M. SOL Jean-Christophe Mme TREMOLLIERES Florence Mme VEZZOSI Delphine

#### Chirurgie orthopédique et traum atologique Pédiatrie Neuroradiologie Biophysique et médecine nucléaire **Rhumatologie** Chirurgie Thoracique et Cardiague Anatomie Maladies infectieuses, maladies tropicales Oto-rhino-laryngologie Pédiatrie Neurologie Biologie Cellulaire et Cytologie Chiruraie Digestive Cardiologie Rhum atologie Biochimie et biologie moléculaire Neurochiruraie Biologie du développement Endocrinologie

#### P.U. Médecine générale M. MESTHÉ Pierre

M. OUSTRIC Stéphane (C.E)

#### Professeur Associé Médecine générale

M ABITTEBOUL YVes M. POUTRAIN Jean-Christophe

#### Professeur Associé en Neurologie

Mme PAVY-LE TRAON Anne Professeur Associé en Bactériologie - Virologie ; Hygiène Hospitalière Mme MALAVAUD Sandra

#### FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-RANGUEIL

#### 133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE Cedex

#### P.U. - P.H.

#### Classe Exceptionnelle et 1ère classe

M. ARBUS Christophe M. ACAR Philippe M. ACCADBLED Franck M. ALRIC Laurent (C.E) Mme ANDRIEU Sandrine M. ARNAL Jean-Francois Mme BERRY Isabelle (C.E) M. BONNEVILLE Fabrice M. BUJAN Louis (C. E) Mme BURA-RIVIERE Alessandra M. BUSCAIL Louis (C.E) M. CANTAGREL Alain (C.E) M. CARON Philippe (C.E) M. CHAUFOUR Xavier M. CHAYNES Patrick M CHIRON Philippe (C E) M. CONSTANTIN Arnaud M. COURBON Frédéric Mme COURTADE SAIDI Monique M. DAMBRIN Camille M. DELABESSE Eric M. DELOBEL Pierre M. DELORD Jean-Pierre M. DIDIER Alain (C.E) Mme DULY-BOUHANICK Béatrice (C.E) M. ELBAZ Meyer M. GALINIER Michel (C.E) M. GLOCK Yves (C.E) Mme GOMEZ-BROUCHET Anne-Muriel M. GOURDY Pierre M. GRAND Alain (C.E) M. GROLLEAU RAOUX Jean-Louis (C.E) Mme GUIMBAUD Rosine Mme HANAIRE Hélène (C.E) M. HUYGHE Eric M. KAMAR Nassim (C.E) M. LARRUE Vincent M. LEVADE Thierry (C.E) M. MALECAZE François (C.E) M. MARQUE Philippe M. MAURY Jean-Philippe Mme MAZEREEUW Juliette M. MINVILLE Vincent M. OTAL Philippe M. RAYNAUD Jean-Philippe (C.E) M. RITZ Patrick (C.E) M. ROLLAND Yves (C.E) M. ROUGE Daniel (C.E) M. ROUSSEAU Hervé (C.E) M. ROUX Franck-Emmanuel M. SAILLER Laurent M. SCHMITT Laurent (C.E) M. SENARD Jean-Michel (C.E) M. SERRANO Elie (C.E) M. SOULAT Jean-Marc M. SOULIE Michel (C.E) M. SUC Bertrand Mme TAUBER Marie-Thérèse (C.E) Mme URO-COSTE Emmanuelle M. VAYSSIERE Christophe M. VELLAS Bruno (C.E)

Psychiatrie Pédiatrie Chirurgie Infantile Médecine Interne Epidémiologie Physiologie Biophysique Radiologie Urologie-Andrologie Médecine Vasculaire Hépato-Gastro-Entérologie Rhum atologie Endocrin ol ogie Chirurgie Vasculaire Anatomie Chirurgie Orthop édique et Traum atologie Rhum atologie Biophysique Histologie Embryologie Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire Hém atologie Maladies Infectieuses Cancérologie Pneumologie Thérapeutique Cardiologie Cardiologie Chirurgie Cardio-Vasculaire Anatomie Pathologique Endocrinologie Epidémiologie. Eco. de la Santé et Prév. Chirurgie plastique Cancérologie Endocrinologie Urologie Néphrologie Neurologie Biochimie Ophtalmologie Médecine Physique et Réadaptation Cardiologie Derm at ologie Anesthésiologie Réanimation Radiologie Psychiatrie Infantile Nutrition Gériatrie Médecine Légale Radiologie Neurochirurgie Médecine Interne Psychiatrie Pharmacologie Oto-rhino-laryngologie Médecine du Travail Urologie Chirurgie Digestive Pédiatrie Anatomie Pathologique

Gynécologie Obstétrique

Gériatrie

M. AUSSEIL Jérôme M. BERRY Antoine M. BOUNES Vincent Mme BOURNET Barbara M. CHAPUT Benoit Mme DALENC Florence M. DECRAMER Stéphane Mme FARUCH-BILFELD Marie M. FAGUER Stanislas M. FRANCHITTO Nicolas M. GARRIDO-STÖWHAS Ignacio M. GATIMEL Nicolas Mme LAPRIE Anne M. LAURENT Camille M. LE CAIGNEC Cédric M MARCHEIX Bertrand M. MEYER Nicolas M. MUSCARI Fabrice M. REINA Nicolas M. SILVA SIFONTES Stein M. SOLER Vincent Mme SOMMET Agnès Mme SOTO-MARTIN Maria-Eugénia M. TACK Ivan M. VERGEZ Sébastien M. YSEBAERT Loic

#### Doyen : Elie SERRANO

P.U. - P.H. 2<sup>ème</sup> classe

> Biochimie et biologie moléculaire Parasitologie Médecine d'urgence Gastro-entérologie Chirurgie plastique et des brûlés Cancérologie Pédiatrie Radiologie et Imagerie Médicale Néphrologie Addictologie Chirurgie Plastique Médecine de la reproduction Radiothérapie Anatomie Pathologique Génétique Chirurgie thoracique et cardiovasculaire Dermatologie Chirurgie Digestive Chirurgie orthopédique et traumatologique **Réanimation** Ophtalm ologie Pharmacologie Gériatrie et biologie du vieillissement Physiologie Oto-rhino-lar vngologie Hématologie

P.U. Médecine générale

Mme ROUGE-BUGAT Marie-Eve

Professeur Associé de Médecine Générale M. BOYER Pierre M. STILLMUNKES André

#### FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN 37, allées Jules Guesde – 31000 Toulouse

#### FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE- RANGUEIL 133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE cedex

M ABBO Olivier M. APOIL Pol Andre Mme ARNAUD Catherine Mme AUSSEIL-TRUDEL Stéphanie Mme BELLIERE-FABRE Julie Mme BERTOLI Sarah M. BIETH Eric Mme CASPAR BAUGUIL Svivie Mme CASSAGNE Myriam Mme CASSAING Sophie M. CAVAIGNAC Etienne Mme CHANTALAT Elodie M. CONGY Nicolas Mme COURBON Christine Mme DAMASE Christine Mme de GLISEZENSKY Isabelle Mme DE MAS Véronique M. DUBOIS Damien Mme FILLAUX Judith M GANTET Pierre Mme GENNERO Isabelle Mme GENOUX Annelise M. HAMDI Safouane Mme HITZEL Anne M. IRIART Xavier Mme JONCA Nathalie M. KIRZIN Sylvain Mme LAPEYRE-MESTRE Marvse M. LHERMUSIER Thibault M I HOMME Sébastien Mme MONTASTIER Emilie Mme MOREAU Marion Mme NOGUEIRA M.L. Mme PERROT Aurore M. PILLARD Fabien Mme PUISSANT Bénédicte Mme RAYMOND Stéphanie Mme SABOURDY Frédérique Mme SAUNE Karine M TAFANI Jean-André M. TREINER Emmanuel Mme VAYSSE Charlotte M. VIDAL Fabien

M.C.U. - P.H. Chirurgie infantile Immunologie Epidémiologie Biochimie et Biologie Moléculaire Néphrologie Hématologie, transfusion Génétique Nutrition Ophtalmologie Parasitologie Chirurgie orthopédique et traum atologie Anatomie Immunologie Pharmacologie Pharmacologie Physiologie Hém atologie Bactériologie Virologie Hygiène Parasitologie Biophysique Biochimie Biochimie et biologie moléculaire **Biochimie** Biophysique Parasitologie et mycologie Biologie cellulaire Chirurgie générale Pharmacologie Cardiologie Bactériologie-virologie Nutrition Physiologie Biologie Cellulaire Hématologie ; Transfusion Physiologie Immunologie Bactériologie Virologie Hygiène Biochimie Bactériologie Virologie Biophysique Immunologie Cancérologie Gynécologie obstétrique

Mme ABRAVANEL Florence Mme BASSET Céline Mme CAMARE Caroline M. CAMBUS Jean-Pierre Mme CANTERO Anne-Valérie Mme CARFAGNA Luana Mme CASSOL Emmanuelle Mme CAUSSE Elizabeth M. CHASSAING Nicolas M. CLAVEL Cyril Mme COLOMBAT Magali Mme CORRE Jill M. DE BONNECAZE Guillaume M. DEDOUIT Fabrice M. DEGBOE Yannick M. DELPLA Pierre-André M. DESPAS Fabien M. EDOUARD Thomas Mme ESQUIROL Yolande Mme FVRARD Solène Mme FLOCH Pauline Mme GALINIER Anne Mme GALLINI Adeline Mme GARDETTE Virginie M. GASQ David M. GATIMEL Nicolas Mme GRARE Marion M. GUIBERT Nicolas Mme GUILBEAU-FRUGIER Céline M GUILLEMINAULT Laurent Mme GUYONNET Sophie M. HERIN Fabrice Mme INGUENEAU Cécile M. LEANDRI Roger M. LEPAGE Benoit Mme MAUPAS SCHWALM Françoise M. MIEUSSET Roger M. MOULIS Guillaume Mme NASR Nathalie Mme QUELVEN Isabelle M. RIMAILHO Jacques M. RONGIERES Michel Mme VALLET Marion M. VERGEZ François M. YRONDI Antoine

M.C.U. - P.H Bactériologie Virologie Hygiène Cytologie et histologie Biochimie et biologie moléculaire Hématologie Biochimie Pédiatrie Biophysique Biochimie Génétique Biologie Cellulaire Anatomie et cytologie pathologiques Hématologie Anatomie Médecine Légale Rhumatologie Médecine Légale Pharmacologie Pédiatrie Médecine du travail Histologie, embryologie et cytologie Bactériologie-Virologie; Hygiène Hospit. Nutrition Epidémiologie Epidémiologie **Physiologie** Médecine de la reproduction Bactériologie Virologie Hygiène Pneumologie : Addictologie Anatomie Pathologique Pneum ologie Nutrition Médecine et santé au travail Riochimie Biologie du dével. et de la reproduction Biostatistiques et Informatique médicale Biochimie Biologie du dével. et de la reproduction Médecine interne Neurologie Biophysique et Médecine Nucléaire Anatomie et Chirurgie Générale Anatomie - Chirurgie orthopédique Physiologie Hématologie Psychiatrie d'Adultes ; Addictologie

M.C.U. Médecine générale M. BISMUTH Michel Mme ESCOURROU Brigitte

M.C.U. Médecine générale

M. BRILLAC Thierry Mme DUPOUY Julie

Maîtres de Conférences Associés de Médecine Générale

Dr CHICOULAA Bruno Dr FREYENS Anne Dr PUECH Marielle Dr BIREBENT Jordan Dr BOURGEOIS Odile Dr LATROUS Leila Dr. BOUSSIER Nathalie

#### Monsieur le Professeur Philippe Marque,

Président du jury Professeur des Universités Praticien Hospitalier Médecine Physique et de Réadaptation

Vous me faites l'honneur de présider ce jury et de juger mon travail, et je vous en remercie. J'ai tout particulièrement apprécié la qualité de votre enseignement tout au long de mon internat. Toujours disponible, à l'écoute et engagé pour transmettre vos connaissances avec clarté et efficacité : vous serez à jamais un exemple pour moi. Je vous suis extrêmement reconnaissante de la confiance et du soutien que vous m'apportez alors que mon parcours de formation se poursuit. Je suis ravie de pouvoir continuer à travailler avec vous car mes connaissances médicales, rugbystiques et musicales n'en seront qu'améliorées.

Soyez assuré de mon profond respect et de toute ma gratitude.

#### Monsieur le Professeur Xavier de Boissezon

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier

Médecine Physique et de Réadaptation

Je vous remercie de me faire l'honneur de juger ce travail qui, je l'espère, sera à la hauteur de la qualité de votre enseignement, et témoignera de la disponibilité et de la confiance que vous m'avez accordées au cours de mon internat. Je vous suis très reconnaissante pour vos conseils permettant de parfaire mon parcours de formation puisque vos efforts m'ont permis de m'ouvrir à une formation de MPR complète.

Je vous prie de recevoir mes plus sincères remerciements.

#### Monsieur le Professeur Jérémie Pariente,

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier

Neurologie

Je suis honorée par votre présence en tant que membre de mon jury de thèse.

Mon passage au sein de la grande famille de la neurologie m'a permis d'acquérir des connaissances indispensables à ma pratique professionnelle. L'exigence et l'excellence de la neurologie toulousaine n'ont fait qu'accroître mon respect pour la rigueur scientifique.

Veuillez recevoir l'expression de ma sincère reconnaissance.

#### Monsieur le Professeur Jérôme Sales de Gauzy,

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier

Chirurgie orthopédique pédiatrique

Je vous remercie d'avoir accepté de juger ce travail.

Lors de mon passage à Paul Dottin sous votre direction, j'ai pu à la fois bénéficier de votre enseignement et créer un lien avec votre équipe d'orthopédie, ce qui me semble essentiel car nos spécialités ne sont que trop intriquées. Je reste admirative de votre douceur et de votre gentillesse auprès de nos jeunes patients.

Soyez assuré de mon profond respect et de toute ma gratitude.

#### Monsieur le Docteur David Gasq,

Maitre de conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Physiologie

Je ne te serai jamais assez reconnaissante pour ton accompagnement et ton enthousiasme dans ce projet de recherche. Je suis admirative de l'étendue de tes connaissances et de ta capacité à les transmettre, toujours avec humilité mais grande sagacité. Grace à toi et à ces trois dernières années d'enseignement, j'ai acquis une quantité de connaissances que jamais je n'aurais pu imaginer (de la neuro-orthopédie à la programmation en Matlab). Je te remercie pour ta grande disponibilité, tes nombreux conseils judicieux et tes relectures rigoureuses : je suis pleinement consciente de la chance que j'ai eu de t'avoir comme directeur de thèse.

Je te prie d'accepter l'expression de mon plus profond respect, teinté d'admiration.

#### Madame la Docteur Monica Ursei,

Praticien Hospitalier

Chirurgie orthopédique pédiatrique

Je te remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Merci pour la qualité et le temps d'enseignement de neuro-orthopédie que tu m'as consacré au cours de mon passage à Paul Dottin. J'ai été ravie de pouvoir bénéficier de ton expertise dans le domaine de l'AQM, indispensable à la réalisation de ce travail.

Sois assurée de toute ma gratitude et de mon profond respect.

#### Ce travail n'aurait pas été possible sans l'aide

#### du Docteur Camille Cormier,

Je te remercie profondément pour toute l'aide que tu m'as apporté au cours de ce travail. Il me tarde de travailler avec toi lors d'un prochain semestre car je ne saurais tirer que bénéfice à travailler avec des gens brillants comme David et toi. Ta bonne humeur, ta gentillesse et ton humour illuminent les instants passés avec toi qui ne sont que plaisir.

J'espère que tu trouveras en ces mots le témoignage de mon profond respect mais également de ma plus sincère amitié.

#### de Monsieur Marino Scandella,

Je vous remercie pour votre aide et la rigueur avec laquelle vous avez mené l'acquisition de ces AQM.

Sans vous ce travail n'aurait pas été possible.

#### Mes collègues

#### A l'équipe de MPR de Rangueil,

C'est jeune externe que j'ai été bercée en votre sein, me voilà bientôt docteur. J'ai trouvé en vous une deuxième famille.

A Marie, tu as été plus qu'une chef de clinique pour moi, tes enseignements lors de mon tout premier semestre ont forgé la MPR que je pratique aujourd'hui.

A Evelyne, je te suis reconnaissante pour ton enseignement, ta disponibilité et ton accompagnement tout au long de mon parcours. Je te remercie pour ton soutien à chaque instant, pour nos fous rires lors des visites du vendredi ainsi que pour tes recommandations musicales que j'ai fortement appréciées.

A Maxime et Barbara, mes deux co-internes de promo, dont la bonne humeur est infaillible et dont le partage de soirées reste inoubliable.

A mes autres co-internes, des plus vieux aux plus jeunes, Alice, Pierre, JB, Marco, Hélène, Claire, Clément, Lulu, Hugo, Antoine, Kévin, Laurie, Daphnée, Maé, Malorie et Antoine, Merci à tous de nous faire vivre les soirées, les week-ends et la spéléologie avec tous ces fous rires. Vivement les prochaines soirées passées à vos côtés pour continuer à animer et souder notre grande famille.

A toute l'équipe soignante de la MPR, infirmières, aides-soignantes, secrétaires, kinés, ergos, orthos, neuropsycho. C'est avec bienveillance et grande patience que vous accueillez chaque

nouvelle fournée d'internes, et je ne saurai que vous en remercier. J'ai trouvé en vous un soutien indispensable lors de mon premier semestre et de bons partenaires de soirées aussi !

A l'équipe de la Fontaine Salée. Merci à Manon pour ta qualité d'enseignement et ta gentillesse, je conserve pour toi une belle amitié. A Thomas, pour tous tes bons plans de randonnées, notamment de m'avoir emmené sur ce pic de Cagire, seigneur du Comminges. A Brigitte, Féfé, Karine, Marie-Christine, César, Daura, Clément, Henri, et toute le reste de l'équipe de Fontaine Salée. Je garde de vous un très bon souvenir.

A l'équipe bagnéraise, pour m'avoir fait découvrir la pratique de la MPR loin du CHU et à Philippe, mon co-interne de tous les instants mais surtout accompagnateur en montagne et en ski de rando hors pair.

Aux équipes de neurologie de PPR, Florence, Zoé et Cédric : vous avez été trois chefs bienveillants, disponibles qui ont fait que mon semestre parmi vous a été un plaisir. Merci à mes co-internes de neuro de m'avoir pris sous leur aile et de m'avoir bien fait rire pendant ces 6 mois avec vous. A Clairou, ton authenticité, ta gentillesse et ton humour font de toi une amie dont le soutien est infaillible, surtout quand tu acceptes de porter la bouteille de vin lors de nos sorties bivouacs !

A l'équipe d'oncoréhabilitation. Virgile, ton exigence m'a modelée et formée. Je te remercie pour le temps et la confiance que tu m'as accordé lors de mes premières consultations en solo. Tu restes un partenaire de soirée incroyable dont les Negroni sont imbuvables. Virginie, j'ai découvert grâce à toi tout un volet de la MPR, tes enseignements clinique et technique ont changé ma façon de voir les troubles de la déglutition. J'ai acquis auprès de toi des compétences que j'espère pouvoir garder et mettre à profit au sein de la MPR à Rangueil. Elia, Chantal, Valérie, Mathilde, Anna, Maelle, les journées passées avec vous rythmées de café, de rires joyeux et de madeleines Bijou restent un excellent souvenir.

A l'équipe du SSR Cardio. Marc ton esprit brillant, bouillonnant et enthousiaste m'aura formé à la réadaptation cardio que j'ai personnellement pu mettre en place grâce à ton équipe hors pair, constituée de Marine, Juju, Laulau et JPP. Les Tabatas, les 1'2' et les sorties à Pech David auront égayé cette année 2020. Je garde de mon passage au SSR cardio de belles amitiés.

A l'équipe de Paul Dottin. Eric et Catherine, je vous remercie sincèrement pour l'enseignement dans la bonne humeur que vous m'avez transmis pendant ces 6 mois. Me voilà désormais équipée d'un fil à plomb dont je saurai me servir ! A toute l'équipe soignante de l'HC et de l'HDJ : encore six mois passés dans la bonne humeur avec des personnes faisant preuve d'empathie et de gentillesse incroyable.

#### Ma famille

A mes parents. Je vais mettre par écrit ce que je devrais vous dire tous les jours : merci. Merci de m'aimer comme vous le faites, merci de m'avoir bercée et fait grandir dans le bonheur, de me montrer votre fierté et de m'avoir transmis les valeurs et les qualités humaines qui font de moi la femme que je suis devenue. Merci. Je vous aime.

A mes frères, Jo et Valou. Je suis heureuse d'avoir pu grandir à vos côtés et de bénéficier de votre soutien, quelle que soit la situation. Merci de me permettre de partager ces moments de joie, bonheur et plaisir avec vous.

A mes grands-parents. Un immense merci de m'aimer tel que vous le faites et de me soutenir, depuis toujours. Manou, ton altruisme, ta gentillesse et ton amour sont un modèle pour moi. Je voudrais être comme toi quand je serai grande. Panou, je serai toujours à l'écoute de tes bons conseils (bien évidemment !).

A mes oncles et tantes, pour ces voyages, ces sessions de ski, les randonnées, pour l'amour que vous avez pour nous, merci.

A la chance... C'est une chance que vous soyez tous en bonne santé, c'est une chance de ne pas avoir eu d'embuches sur mon chemin, c'est une chance de vous avoir, tous : j'en suis extrêmement reconnaissante.

#### Mes amis

A ma Loulou, ton amitié depuis le CE1 est le secret de ma réussite aujourd'hui. Pour toutes les vacances au Cap Ferret, au Cap Ferrat, à Valras, pour tous nos futurs voyages et moments de complicité, merci d'être là dans les moments les plus heureux mais aussi dans les moments les plus compliqués.

A Matou, ton amitié en P1 aura perduré bien au-delà, pour toutes nos soirées carabines, nos randonnées et nos week-ends surf passés ensemble. Et au gang de P1, Aurélie, Damien, Jeff, Simon et Mathieu.

A la Horde, Gatou, Maé, Audrey, Gomar, Marion, Lisa, Eva, Marie, Claire, Morgane, Maelle et Guigui, Ces 5 années d'externat passées avec vous ont été rythmées de fous rires, de soirées au café Pop, de conneries, de longues journées à la BU, de soirées vins-fromages, et une quantité innombrable de bons moments. Mention spéciale à Gatou, ma sous-colleuse hors pair, chaque moment que je partage avec toi est un vrai plaisir : vivement les prochains !

## Apports d'une description systématique du défaut de raccourcissement du membre inférieur parétique et des compensations associées lors de la phase oscillante de la marche : étude de cohorte à partir de 130 analyses quantifiées de la marche de sujets hémiparétiques vasculaires.

**Objectif.** Proposer un outil de quantification et de visualisation du défaut de raccourcissement du membre parétique et des mouvements de compensation associés lors de la phase oscillante de la marche chez le sujet hémiplégique.

**Matériels et méthodes.** Analyse rétrospective de 130 analyses quantifiées de la marche réalisées chez des patients hémiparétiques après un accident vasculaire cérébral. A partir des données cinématiques brutes, nous avons calculé, selon deux méthodes, la somme des raccourcissements liés à flexion de hanche, de genou et à de cheville dans le plan sagittal, à l'abduction du fémur et à l'élévation du bassin dans le plan frontal, puis la résultante de l'ensemble de ces éléments caractérisant la clairance globale du membre inférieur (CGMI) en milieu d'oscillation. Nous avons comparé graphiquement et quantitativement la CGMI exprimée en centimètres et en valeur angulaire. Enfin, nous avons étudié la corrélation entre la vitesse de marche d'une part, et la CGMI et les compensations d'autre part.

**Résultats.** La visualisation individuelle, nommée *ToulGait Viz,* a permis d'identifier le défaut de raccourcissement et les mouvements de compensation mis en jeu lors de la phase oscillante du membre inférieur parétique. La CGMI moyenne (SD ; min à max) en centimètre était de 7,6 cm (2,3; 2,2 à 13,4 cm) et en angle de 60,2° (21,8; 1,4 à 108,3°). La contribution du genou dans le raccourcissement était significativement supérieure avec la méthode angulaire par rapport à la méthode centimétrique (39,0% vs 32,3%, p<0,001). La contribution de l'élévation du centre articulaire de la hanche (méthode centimétrique) au raccourcissement était significativement (méthode angulaire) (30,5% vs 6,1%, p<0,001). Une corrélation forte a été établie entre la vitesse de marche et la contribution des compensations proximales au raccourcissement en méthode angulaire et en méthode centimétrique (r = -0,60 et r = -0,72, p<0,001).

**Conclusion.** La *ToulGait Viz* a été développé pour fournir une description globale et quantifiée du raccourcissement du membre inférieur et des compensations, et pourrait devenir un outil de référence en pratique clinique dans le domaine de la neuro-orthopédie.

TITRE EN ANGLAIS : Systematic description of paretic lower limb shortening and compensations during the swing phase of gait: a cohort study from 130 threedimensional kinematic gait analyses in individuals with post-stroke hemiparesis

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Médecine spécialisée clinique

MOTS-CLÉS : Analyse de la marche, Hémiplégie, Cinématique, Raccourcissement du membre inférieur, Mouvements de compensation

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE : Université Toulouse III - Paul Sabatier, Faculté de médecine Toulouse Purpan, 37 Allées Jules Guesde 31000 Toulouse

Directeur de thèse : David GASQ

# Liste des abréviations

#### En français :

AQM : Analyse quantifiée de la marche CGMI : Clairance globale du membre inférieur AVC : Accident vasculaire cérébral IMC : Indice de masse corporelle

#### En anglais :

3DGA: Three-dimensional gait analysis 95CI: 95% Confidence Interval angGLC: Angular global limb clearance angCI: Angular compensation index cmGLC: Centimetric global limb clearance cmCI: Centimetric compensation index CNIL: Commission for Informatics and Liberties EVGS : Edinburgh Visual Gait Score FAC: Functional Ambulation Classification SD: Standard deviation

# Table des matières

Contexte du travail1
Physiologie de la marche1
Altérations de la marche secondaires à un accident vasculaire cérébral
Le défaut de raccourcissement, cible thérapeutique7
L'analyse quantifiée de la marche : un outil pour caractériser le défaut de raccourcissement et les compensations
Modalités de caractérisation des anomalies de la marche dans la littérature 10
Problématique et objectifs du travail13
Abstract19
Introduction
Objectives
Methods
Study design
Setting
Participants
Data Sources
Clinical and spatiotemporal variables
Kinematic variables overview
Kinematic data processing
Kinematic outcomes
Study Size
Statistical methods
Results
Participants

Global limb clearance
Segmental limb shortening contributions
Segmental limb shortening contributions compared to differences to the norm
Measurement bias between clearance estimators
Correlations between gait speed and kinematic outcomes
Discussion41
The ToulGait Viz: a synthetic graphical representation of kinematic gait data
Relevance of the centimetric global limb clearance measurement
Link between limb clearance and walking speed
Limits of the study
Conclusion
Appendix45
Supplemental Methods
Supplemental Results
Bibliography51
Synthèse du travail et perspectives
Développement d'une approche standardisée de quantification du raccourcissement du
membre inférieur et des compensations associées
Perspective d'application en recherche
Applications cliniques
Conclusion

## Contexte du travail

Après un accident vasculaire cérébral (AVC), deux personnes sur trois souffrent de troubles de la marche [1]. Les troubles de la marche constituent donc une demande fréquente de prise en charge de la part des patients avec au premier plan une gêne liée à l'accrochage de la pointe du pied, majorant le risque de chutes. Cet accrochage est favorisé par un défaut de raccourcissement du membre inférieur lors de la phase oscillante [2].

#### Physiologie de la marche

La phase oscillante correspond à la dernière partie du cycle de marche comprise entre le décollement du pied du sol et le contact du pied au sol suivant. Elle permet l'avancée du membre inférieur sous le bassin et place les segments du membre inférieur en position adéquate pour réceptionner le poids du corps lors de la prochaine phase d'appui (**Figure 1**). Il s'agit de la période critique du cycle de marche au cours de laquelle le sujet doit faire avancer son membre parétique vers l'avant en le raccourcissant suffisamment malgré la parésie et/ou l'hypertonie de certains muscles.



**Figure 1.** Division du cycle de marche en phase d'appui et phase oscillante (modifié d'après Perry, 1992).

De manière physiologique, le membre inférieur se raccourcit au cours de la phase oscillante afin de laisser passer le pied au-dessus du sol sans accrochage. Elle est caractérisée par une première phase de raccourcissement cinématique du membre (jusqu'à environ 70% du cycle de marche) suivie d'une seconde phase au cours de laquelle le membre regagne sa longueur maximale avant le contact avec le sol (**Tableau 1**, cf pp. 15-17). Ce raccourcissement est observé dans le plan sagittal car lié à un mouvement de flexion des différentes articulations du membre inférieur. La cheville part d'une position de flexion plantaire au moment du début de la phase oscillante pour revenir progressivement à une position neutre en fin de phase oscillante. Le genou est en flexion d'environ 30° au moment du décollement du pied, il va atteindre une flexion de 30 à 60° au milieu de la phase oscillante et revient en extension (autour de 0°) à la fin de la phase oscillante. La hanche est en extension de quelques degrés au début de la phase oscillante puis se fléchit progressivement d'environ 30° jusqu'en fin d'oscillation. Cependant, la définition de la norme angulaire de chaque articulation au cours du cycle de marche est dépendante de la vitesse de marche [3,4] : deux sujets sains marchant à deux vitesses différentes n'ont pas les même courbes cinématiques.

Les modifications cinématiques observées au cours de la phase oscillante sont assurées par la contraction séquentielle et concentrique des muscles fléchisseurs des membres inférieurs afin de permettre le raccourcissement global du membre inférieur. Au début de la phase oscillante, la flexion de hanche est assurée pas le muscle ilio-psoas, la flexion de genou est à la fois passive par un effet pendulaire secondaire à la flexion de hanche et à la fois liée à l'action bi-articulaire des chefs gastrocnémiens du triceps sural qui sont fortement activés en phase de double appui de propulsion. La flexion dorsale de cheville au cours de la phase oscillante est assurée par le muscle tibial antérieur. Les ischio-jambiers n'ont pas de rôle dans la flexion de genou mais ont un rôle dans le contrôle de l'extension du genou en fin de phase oscillante par une activité excentrique. Le quadriceps exerce un contrôle de la flexion de genou en début de phase oscillante, essentiellement par l'action excentrique du droit fémoral, puis au moment du contact initial il maintient le genou en extension [5]. La **Figure 2** synthétise les activations musculaires physiologiques au cours d'un cycle de marche.





Au cours d'un cycle de marche physiologique, les excursions du centre de masse par rapport à son déplacement selon l'axe de progression sont réduites afin de limiter le coût énergétique de la marche [7]. Dans le plan sagittal, on constate ainsi une minimisation des excursions verticales du centre de masse, notamment grâce à une inclinaison inférieure du bassin du côté du membre oscillant, et à une minimisation des variations de la longueur totale du membre inférieur lors de la phase d'appui (**Figures 3 et 4**).



**Figure 3.** Vue sagittale de l'excursion verticale du centre de masse qui est minimisée grâce à une obliquité inférieure du bassin du côté du membre oscillant (d'après Whittle, 2007).



**Figure 4.** Vue sagittale des positions articulaires permettant la minimisation de la variation de longueur du membre inférieur en phase d'appui (d'après Whittle, 2007).

#### Altérations de la marche secondaires à un accident vasculaire cérébral

Les caractéristiques de la marche du sujet hémiparétique diffèrent de la marche physiologique. La déficience motrice caractéristique du sujet hémiplégique, également dénommée parésie spastique [8,9], est à l'origine d'une parésie des muscles agonistes fléchisseurs et de cocontractions spastiques des muscles antagonistes limitant le raccourcissement du membre inférieur en phase oscillante. Au niveau de la hanche, il peut exister une diminution du pic de flexion causée par l'insuffisance de contraction des fléchisseurs de hanche, et parfois par une hyperactivité des muscles ischio-jambiers en phase pré-oscillante et oscillante. La diminution du pic de flexion de hanche provoque une diminution du pic de flexion de genou qui peut également être favorisée par une cocontraction spastique des extenseurs de genou (droit fémoral et/ou vastes). Au niveau de la cheville, il peut exister une diminution de la flexion dorsale de cheville par parésie des fléchisseurs dorsaux (tibial antérieur), éventuellement associée à une cocontraction spastique des fléchisseurs plantaires (triceps sural et/ou tibial postérieur principalement) et/ou à une rétraction musculaire limitant la course articulaire. Le défaut de raccourcissement global du membre inférieur résulte donc de l'association d'anomalies cinématiques multi-étagées, la proportion de la participation de chaque articulation au défaut de raccourcissement global étant différente selon les sujets, en fonction notamment des activations musculaires pathologiques présentées par le sujet (Tableau 1, cf pp. 15-17). Le défaut de raccourcissement du membre inférieur en phase oscillante peut être considéré comme une anomalie cinématique primaire de la marche hémiplégique [10,11].

En présence de ce défaut de raccourcissement, le sujet sollicite d'autres muscles et articulations afin de le compenser et de raccourcir suffisamment le membre inférieur parétique pour le faire progresser, sans accrochage avec le sol si possible. Les mouvements compensant le défaut de raccourcissement du membre inférieur parétique sont nommés anomalies cinématiques secondaires ou compensatrices de la marche [11,12] (**Tableau 1**, cf pp. 15-17).

Chaque sujet hémiplégique adopte une stratégie de compensation du défaut de raccourcissement qui lui est propre et qui peut associer les mouvements suivants :

- Une élévation du bassin dans le plan frontal en début de phase oscillante, éventuellement associée à une inclinaison controlatérale du tronc. Pour mémoire, au cours de la marche normale, le bassin du coté oscillant s'incline vers le bas dans le plan frontal.
- Une rotation postérieure du bassin qui positionne l'ensemble du membre parétique en rotation latérale et facilite le passage du pas.
- Un **fauchage** qui est caractérisé par un mouvement de circumduction du membre inférieur décrivant un demi-cercle au sol (imitant le mouvement circulaire d'une faux) lié à un mouvement d'abduction de hanche. Le fauchage est souvent associé à une majoration de la rotation postérieure du bassin, de la rotation latérale du membre inférieur et à une élévation homolatérale du bassin lors de la phase oscillante.
- Une volte controlatérale qui correspond classiquement à un passage en flexion plantaire avec appui sur l'avant pied du côté non-parétique en début et milieu de phase d'appui, ce qui a pour effet d'élever l'ensemble du bassin et d'allonger fonctionnellement la clairance du pas du côté parétique. En pratique clinique, la volte est souvent incomplète et se traduit uniquement par un retard de l'avancée du tibial en en début et milieu de phase d'appui du côté non-parétique.
- Un **steppage** qui correspond à une majoration de la flexion de hanche (et souvent du genou de manière secondaire) compensant un défaut de relevé du pied.

Les mouvements de compensation du défaut de raccourcissement sont des mouvements réalisés dans les trois plans de l'espace, souvent combinés et mettant en jeu plusieurs niveaux articulaires. Ils permettent au sujet de faciliter la progression du membre parétique vers l'avant malgré le défaut de raccourcissement, ils permettent la clairance du membre inférieur (**Tableau** 1, cf pp. 15-17).

Il a été montré que la dépense énergétique d'un sujet hémiplégique est supérieure à celle d'un sujet sain marchant à la même vitesse [13]. Une des hypothèses de l'augmentation de cette dépense énergétique est qu'elle est liée à l'augmentation du déplacement vertical du centre de masse au cours de la marche [14]. Or, le déplacement du centre de masse est la conséquence des modifications cinématiques de la marche et notamment des mouvements de compensation [15,16]. Il semble donc que l'augmentation de la dépense énergétique de la marche hémiplégique soit liée à la présence de mouvements de compensation.

Enfin, la vitesse de marche d'un sujet hémiplégique est un bon reflet des capacités fonctionnelles : plus un sujet est capable de marcher vite, plus il est autonome dans ses activités de vie quotidienne [17]. L'effet des interventions de rééducation sur la modification de la vitesse de marche est un bon moyen de quantifier leur efficacité sur le plan fonctionnel [18].

#### Le défaut de raccourcissement, cible thérapeutique

En pratique clinique courante, il est fréquent de proposer à nos patients une intervention permettant d'agir sur le défaut de raccourcissement, dans l'objectif de diminuer l'accrochage de la pointe du pied. Il peut s'agir d'interventions à visée thérapeutique (injections de toxine botulinique, neurolyses chimiques, chirurgie, rééducation et appareillage par une orthèse) ou à visée de test pré-thérapeutique (blocs moteurs anesthésiques d'une branche nerveuse motrice ou d'un muscle permettant de mimer l'effet d'un traitement agissant sur l'hypertonie spastique du muscle impliqué dans la déformation).

L'utilisation d'un outil d'évaluation du défaut de raccourcissement est donc un élément précieux dans l'évaluation des troubles de la marche du sujet hémiplégique. Cet outil doit être global pour améliorer la décision thérapeutique en déterminant la principale composante articulaire impliquée dans le défaut de raccourcissement. Il doit également être suffisamment précis pour pouvoir évaluer de manière fiable l'efficacité d'une intervention. Cet outil correspond à l'analyse quantifiée de la marche, détaillée ci-après. Il n'est pas rare qu'un patient soit satisfait de l'effet d'un bloc moteur anesthésique sur l'amélioration du confort à la marche, alors que l'effet sur l'amélioration du défaut de raccourcissement n'est pas visible ni à l'œil nu ni sur la vidéo réalisée après le bloc moteur.

Sachant que seuls les mouvements des articulations de genou et de cheville dans le plan sagittal sont quantifiables de manière fiable à partir d'une analyse vidéo de profil avec une erreur de mesure de l'ordre de l'ordre de 10° [19–22], et que l'amélioration cinématique du raccourcissement lié à une injection de toxine, un bloc moteur ou une neurotomie est de l'ordre de 5 à 10 degrés pour la flexion de genou [23–25] et de l'ordre de 2 à 5 degrés pour la dorsiflexion de cheville [26,27], il est compréhensible que cette variation ne soit pas visible à l'œil nu ou lors de l'analyse d'une vidéo.

L'amélioration du confort à la marche des patients pourrait s'expliquer par la diminution des phénomènes de compensation secondaires à l'amélioration du défaut de raccourcissement. Ces modifications des compensations sont difficilement visibles et quantifiables à l'examen clinique ou lors de l'analyse d'une vidéo mais sont susceptibles d'induire une diminution de la dépense énergétique lors de la marche [14,22].

# L'analyse quantifiée de la marche : un outil pour caractériser le défaut de raccourcissement et les compensations

#### L'analyse quantifiée de la marche

L'analyse quantifiée de la marche (AQM) correspond au recueil synchronisé de données cinématiques (**Figure 5**), cinétiques et électromyographiques dynamiques dans un environnement standardisé [28]. Les laboratoires de marche de référence réalisant actuellement des AQM utilisent un système cinématique optoélectronique associé à des plateformes de force et à un système EMG dynamique embarqué [29]. L'AQM est devenue un outil de mesure permettant d'accompagner le clinicien dans le choix d'une thérapeutique et d'en évaluer objectivement son effet, mais reste un examen de dernier recours nécessitant du matériel couteux, un ingénieur dédié et une équipe médicale formée à son interprétation. L'AQM n'est accessible que dans les centres de référence [30].



**Figure 5.** Exemple de courbes cinématiques dans le plan sagittal pour la hanche, le genou et la cheville, issues d'une analyse quantifiée de la marche. La courbe continue verte représente la valeur cinématique normative du laboratoire, les deux courbes pointillées vertes représentent 2 écarts-types à la norme. La courbe rouge représente les valeurs cinématique du membre inférieur gauche (+/- 2 écarts-types) et la courbe bleue celles du membre inférieur droit (+/- 2 écarts-types). Les données sont exprimées en degrés de 0 à 100% du cycle de marche.

La marge d'erreur de l'analyse cinématique avec les systèmes optoélectroniques utilisés lors de l'AQM est inférieure à 4 degrés dans le plan sagittal, la précision de la mesure étant donc bien supérieure à celle de l'analyse visuelle [31].

Grâce à l'analyse cinématique instrumentale, il est possible de quantifier le défaut de raccourcissement au niveau de chaque articulation par la différence à la norme du pic de flexion en phase oscillante. Pour que cette évaluation soit fiable, il est indispensable d'utiliser des normes adaptées à la vitesse de marche, et non les normes du laboratoire d'AQM, basées le plus souvent sur les paramètres cinématiques enregistrés chez des sujets sains ayant une vitesse de marche physiologique. Moissenet et al. en 2019 ont proposé des coefficients de régression permettant de prédire certaines valeurs cinématiques du membre inférieur dans le plan sagittal au cours du cycle de marche chez l'adulte selon la vitesse de marche, l'âge, l'IMC et le genre du patient [4]. Grâce à ces coefficients, il est possible de prédire la norme attendue et spécifique d'un sujet marchant avec une vitesse diminuée. Le défaut de raccourcissement dans le plan sagittal correspond à la différence entre la valeur cinématique attendue (pic de flexion en phase oscillante) et la valeur du sujet pour une articulation donnée (**Tableau 1**, cf pp. 15-17). A notre connaissance, l'utilisation d'une norme personnalisée pour chaque sujet selon sa vitesse de marche n'a jamais été décrite dans la littérature pour étudier le défaut de raccourcissement de sujets hémiparétiques adultes.

#### Modalités de caractérisation des anomalies de la marche dans la littérature

Nous avons réalisé une revue systématique de la littérature en juin 2020 (non publiée, en cours de rédaction) au cours de laquelle nous avons interrogé 5 bases de données de la littérature. Nous avons recensé les études ayant utilisées des indicateurs de raccourcissement et de compensation lors de la phase oscillante de la marche, obtenues à partir d'une analyse cinématique tridimensionnelle avec des systèmes optoélectroniques de référence, chez des sujets hémiplégiques. L'objectif de cette revue de la littérature est de recenser les indicateurs

utilisés et d'en discuter leur pertinence. Nos résultats ont montré que seules 66 études ont analysé de manière concomitante des paramètres de mesure du raccourcissement du membre inférieur en phase oscillante et des compensations et, à notre connaissance, aucune n'a utilisée de quantification globale du raccourcissement et des compensations. Il existe des scores de qualité de marche calculés à partir des données d'AQM : le Gait Profile Score [32], du Gait Deviation Index [33] et le Gillette Gait Index [34] notamment. Ces scores de qualité de marche ne sont pas spécifiques de la marche hémiplégique ni de la phase oscillante, et ne permettent pas d'identifier l'origine du défaut de raccourcissement ni de connaître la stratégie de compensation. Parmi les études recueillies dans notre revue systématiques de la littérature, seulement 7 ont réalisé une analyse pré et post-intervention de rééducation [35–41] et 8 études ont comparé les différences cinématiques entre le port d'une orthèse ou non [27,35,42-47]. Parmi ces études, l'impact de l'amélioration du raccourcissement du membre inférieur sur la diminution des mouvements de compensation suite à la rééducation ou par le port de l'orthèse n'est jamais le critère principal de l'étude. Une seule étude a proposé une analyse combinée de l'effet d'une orthèse suro-pédieuse sur l'amélioration des composantes du raccourcissement liées au genou et à la cheville d'une part, et sur la diminution des mouvements de compensation (obliquité pelvienne et circumduction du coté parétique) d'autre part [42]. Cette étude a montré que le port de l'orthèse augmentait significativement la clairance du pas en augmentant le raccourcissement du membre inférieur et entrainait une diminution significative de l'obliquité pelvienne en phase oscillante, confirmant le lien entre amélioration du raccourcissement et la diminution des compensations, mais sans étudier le lien avec l'amélioration du ressenti du patient, sa vitesse de marche ou son périmètre de marche.

Notre travail de revue systématique de la littérature sera associé à une méta-analyse afin d'étudier les effets de l'amélioration du raccourcissement sur la diminution des mouvements de compensation relevés dans les études. La principale difficulté rencontrée pour la réalisation de cette méta-analyse est l'absence d'uniformisation des indicateurs de mesure cinématique du raccourcissement et des mouvements de compensation, un même mouvement pouvant être mesuré par plusieurs paramètres cinématiques différents. Par exemple, l'obliquité pelvienne était parfois mesurée par son pic angulaire en phase oscillante, ou bien par l'amplitude articulaire totale (*range of motion*) ou encore par l'élévation (en cm) du marqueur de la hanche entre la phase d'appui et la phase oscillante. Certaines études utilisaient uniquement les amplitudes de mouvement (range of motion) au cours du cycle de marche, ce qui rendait difficile l'interprétation des modifications liées à l'amélioration du raccourcissement du membre inférieur en phase oscillante uniquement. Malgré des recommandations sur les règles de bonnes pratiques pour réaliser et interpréter une AQM [48], il n'existe à ce jour aucun consensus dans le choix des paramètres cinématiques les plus pertinents à prendre en compte pour caractériser au mieux la gêne ou les améliorations ressenties par le patient.

#### Synthèse de l'introduction

Les sujets hémiparétiques présentent souvent un défaut de raccourcissement du membre inférieur parétique en phase oscillante en raison de la parésie et des cocontractions spastiques séquellaires de la lésion cérébrale. Pour pallier ce défaut de raccourcissement, ils utilisent des mouvements de compensation dans les 3 plans de l'espace et à plusieurs niveaux articulaires (bassin, hanche, genou, cheville).

L'analyse simultanée du défaut de raccourcissement et des compensations permettrait une meilleure compréhension des patterns de la marche hémiplégique, mais également de mieux quantifier l'impact de nos thérapeutiques sur l'amélioration du raccourcissement et la diminution des compensations. Elle permettrait également de mieux comprendre quels sont les paramètres les plus pertinents pour expliquer le ressenti des patients.
#### Problématique et objectifs du travail

La prévalence du défaut de raccourcissement chez le sujet hémiplégique vasculaire souligne l'importance de l'analyse du raccourcissement du membre inférieur en pratique clinique quotidienne, pour guider le clinicien dans ses décisions thérapeutiques et dans l'évaluation de l'efficacité des interventions thérapeutiques. Le manque de précision de l'analyse visuelle de la marche pour l'évaluation du défaut de raccourcissement, et a fortiori des compensations, souligne l'intérêt d'une évaluation instrumentale du raccourcissement et des compensations associées. L'AQM permet de répondre à cette nécessité de précision mais elle fournit de très nombreux paramètres dont l'analyse synthétique n'est pas standardisée, l'analyse des compensations en lien avec le défaut de raccourcissement n'étant quasiment jamais réalisée dans la littérature.

Il nous est donc apparu essentiel d'améliorer la quantification du raccourcissement du membre inférieur parétique lors de la phase oscillante ainsi que la quantification des compensations. Nous avons proposé une méthode objective et quantifiée d'analyse du défaut de raccourcissement et des compensations dans l'objectif d'être utilisée par le clinicien pour suivre les patients et avoir une vision globale et compréhensive des anomalies cinématiques. Elle a également pour objectif d'être utilisée dans des travaux de recherche pour déterminer quels sont les paramètres cinématiques les plus pertinents pour caractériser les effets des traitements sur la marche, et mieux comprendre les facteurs liés à l'amélioration ressentie par les patients (dont les compensations).

Une étude préliminaire menée par notre équipe en 2017 [49] s'était attachée à quantifier le défaut de raccourcissement et les mouvements de compensation par une analyse visuelle et quantitative des courbes cinématiques de l'AQM. Ce travail a montré la complémentarité de la quantification du défaut de raccourcissement et des mouvements de compensation, ainsi que le

lien qui existait entre ces paramètres. Cependant, les mesures avaient été réalisées de manière graphique et non systématisée en utilisant les valeurs normatives du laboratoire.

A la suite de ce travail, nous avons mené une étude de cohorte rétrospective de sujets hémiplégiques vasculaires ayant bénéficié d'une analyse quantifiée de la marche dans le cadre des soins courants. Ce travail avait pour objectif principal de proposer une description synthétique, quantifiée et visuelle du défaut de raccourcissement du membre inférieur parétique lié au bassin, à la hanche, au genou et à la cheville, associé aux mouvements de compensation associés. Ce premier objectif a été atteint selon deux méthodes de quantification du raccourcissement et des compensations. Le deuxième objectif a été d'étudier les liens entre la vitesse de marche et les données cinématiques décrivant la clairance du membre inférieur et les compensations.

Nous présentons ci-dessous le travail de thèse sous la forme d'un article scientifique selon les normes de la revue *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*.

 Tableau 1 : Définitions des concepts clés

Raccourcissement	Le raccourcissement correspond à la résultante de l'ensemble des
(shortening)	mouvements des articulations du membre inférieur permettant au
	membre de se raccourcir. Il peut s'agir d'un raccourcissement
	sagittal par flexion de hanche, de genou ou de cheville et/ou d'un
	raccourcissement fonctionnel dans le plan frontal par abduction du
	membre inférieur. Le raccourcissement sagittal peut être insuffisant
	(dans le cadre d'une diminution de la flexion de genou, par
	exemple) ou majoré dans le cadre d'un mouvement de
	compensation (majoration de la flexion de hanche et de genou).
	Il s'agit des valeurs positives de la clairance.
Allongement	Il s'agit des mouvements qui sont à l'origine d'un allongement du
(lengthening)	membre inférieur par rapport à une position de référence (bassin,
	hanche, genou et cheville en position neutre de référence).
	Généralement, il s'agit soit d'une flexion plantaire de cheville, soit
	d'une obliquité pelvienne inférieure.
	Il s'agit des valeurs négatives de la clairance.
Dégagement proximal	Le dégagement proximal correspond à la résultante de l'ensemble
	des mouvements entrainant une élévation du centre articulaire de
	hanche (hip hiking). Il s'agit de mouvements non physiologiques
	dans la marche d'un sujet mais nécessaires pour lui permettre de
	progresser vers l'avant (élévation du bassin côté parétique, ou volte
	controlatérale).

Différence à la norme	Il s'agit de la différence exprimée en degrés entre l'angle réellement		
attendue (difference to	atteint par l'articulation à un instant remarquable du cycle de		
the norm)	marche et l'angle qui aurait dû être atteint de manière		
	physiologique. En phase oscillante, la norme correspond au pic de		
	flexion de hanche, genou et cheville. Une différence à la norme		
	négative correspond à un manque d'amplitude active (défaut de		
	raccourcissement, par exemple défaut de flexion de genou) et une		
	valeur positive à un mouvement réalisé au-delà de l'amplitude		
	attendue (compensation, par exemple l'augmentation de flexion de		
	hanche correspond à un steppage).		
Défaut de	On parle de défaut de raccourcissement pour des mouvements		
raccourcissement	articulaires à l'origine du raccourcissement physiologique mais qui		
(shortening default)	ont une amplitude insuffisante. Il s'agit d'un défaut de dorsiflexion		
	de cheville, de flexion de genou et de hanche. Une limitation du		
	mouvement de flexion d'une de ces articulations en phase oscillante		
	entraine un défaut de raccourcissement qu'il est important		
	d'identifier pour proposer un traitement visant à le réduire (par		
	exemple, utiliser une orthèse de cheville pour réduire une flexion		
	plantaire en phase oscillante secondaire à un déficit des releveurs		
	de pied).		
Compensation	Elle correspond à toute position ou mouvement permettant une		
(compensatory	compensation d'un défaut de raccourcissement. Il peut s'agir d'un		
movement)	raccourcissement supra-physiologique dans le plan sagittal (i.e., un		
	steppage correspondant à une augmentation de la flexion de hanche		
	éventuellement associée à une augmentation de la flexion de genou)		

	ou dans le plan frontal (i.e. fauchage correspondant à une abduction		
	du membre inférieur), d'un dégagement proximal, ou d'une		
	augmentation de l'angle d'ouverture du pas (par rotation		
	postérieure de bassin ou rotation latérale de hanche).		
Clairance du membre	La clairance du membre inférieur correspond à la hauteur du pied		
inférieur parétique	au-dessus du sol lors de la phase oscillante. Cette clairance est la		
	résultante de tout mouvement ou combinaison de mouvements,		
	dans le plan sagittal, frontal et transversal, et correspond à la somme		
	du raccourcissement du membre, du dégagement proximal et de		
	l'allongement. Elle peut être exprimée en centimètres (centimetric		
	global limb clearance) ou en degrés (angular global limb		
	clearance).		

Systematic description of paretic lower limb shortening and compensations during the swing phase of gait: a cohort study from 130 three-dimensional kinematic gait analyses in individuals with post-stroke hemiparesis.

Emmeline Montané<sup>a,\$</sup>, Camille Cormier<sup>a,\$</sup>, Florent Moissenet<sup>b</sup>, Adrian Cangelosi<sup>a</sup>, Marino Scandella<sup>c</sup>, Evelyne Castel-Lacanal<sup>c,e</sup>, Xavier de Boissezon<sup>c,e</sup>, Philippe Marque<sup>c,e</sup>, David Gasq<sup>a,e,\*</sup>

<sup>a</sup> University Hospital of Toulouse, Department of Physiological Explorations, Toulouse, France.

<sup>b</sup> Centre National de Rééducation Fonctionnelle et de Réadaptation - Rehazenter, Laboratoire d'Analyse du mouvement et de la posture, Luxembourg, Luxembourg.

<sup>c</sup> University Hospital of Toulouse, Department of Physical and Rehabilitation Medicine, Toulouse, France.

<sup>d</sup> University Hospital of Toulouse, Laboratory of gait analysis, Toulouse, France.

<sup>e</sup> ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Inserm, University of Toulouse 3, UPS, Toulouse, France.

<sup>\$</sup>Co-first authors

\* **Corresponding author:** David GASQ, service des Explorations Fonctionnelles Physiologiques, hôpital Rangueil, 1 avenue du Pr Poulhès, 31059 Toulouse, France.

Email: gasq.d@chu-toulouse.fr

# Abstract

**Background**: In post-stroke subjects, a systematic description of the shortening default and compensatory movements during the swing phase of gait is essential to guide treatments and assess the impact of therapeutic interventions, but such a systematic and quantified approach does not currently exist in clinical practice.

**Objectives**: To provide a tool to quantify and visualize the shortening default of paretic limb and associated compensatory movements during the swing phase of gait.

**Methods:** Retrospective cohort of 130 three-dimensional kinematic gait analyses (3DGA) performed in post-stroke hemiparetic subjects. We computed the global limb clearance (GLC) that was the sum of the shortening related to hip, knee and ankle flexion in the sagittal plane, the abduction of the limb and the elevation of the pelvis in the frontal plane at mid-swing. We proposed the GLC expressed in centimeters and in angular values and studied its correlations with walking speed, GLC or compensations.

**Results**: The individual visualization plot, named the *ToulGait Viz*, allows to identify all the components of the shortening default and the compensatory movements involved during the paretic swing phase. The contribution of the knee in shortening was significantly higher with the angular method (39.0% (13.5)) compared to the centimetric method (32.3% (19.7), p<0.001). The contribution of hip elevation with the centimetric method was significantly greater than that of pelvic obliquity with the angular method (31% (18) vs. 6% (7), p<0.001). Walking speed was strongly correlated with the contribution of compensations in shortening in both the angular (r = -0.60, p<0.001) and centimetric (r = -0.72, p<0.001) method.

**Conclusion**: The *ToulGait Viz* was developed to quantify and provide a global and comprehensive description of the shortening default and compensation movements that should be used in clinical practice in the field of neuro-orthopedics.

Keywords: Gait Analysis, Hemiplegia, Kinematics, Limb Shortening, Compensatory Movements.

# Introduction

Following a stroke, two persons out of three experience difficulties to achieve gait [1], first represented by the default of paretic lower limb kinematic shortening, which results in difficulties to progression and default foot clearance favoring falls [2]. Default of paretic lower limb shortening is partly related to muscles paresis and/or overactivity [8,9], and can be the target of many treatments used for post-stroke walking disorders, such as orthopedic surgery, neurosurgery, botulinum toxin, orthotics and rehabilitation [50]. To compensate for the lack of paretic lower limb shortening, post-stroke subjects use compensatory movements at the level of pelvis, hip and/or contralateral limb to increase paretic lower limb clearance and facilitate progression [10,11]. The presence of compensatory movements results in an increase of the displacement of the center of mass in post-stroke subjects [15,16] which increases the gait energetic cost [14]. Consequently, decreasing the amount of compensatory movements could results in a decrease of energy expenditure and a more comfortable gait.

In clinical practice, an assessment of both the origin of the shortening default and the strategy of compensatory movement is essential to guide and follow neuro-orthopedic treatments. Minimal detectable change of videotaped gait analysis is insufficient to precisely describe sagittal and frontal kinematics [20–22], whereas the three-dimensional gait analysis performed in a gait laboratory with optoelectronic cameras is the gold-standard examination [51]. Despite practical recommendations [48,52], there is no consensus on the use of 3DGA parameters to describe the limb shortening or the compensatory movements during the swing phase of poststroke subjects, and there is a great heterogeneity in the use of kinematic parameters [27,35–47]. Only one study focused on the impact of an ankle foot orthosis to improve the shortening and decrease the compensatory movements of the pelvis and hip abduction [42]: the measurement of the compensatory movements is rarely combined to the shortening default analysis in a comprehensive way. However, this is a key point of the evaluation because the

aim of paretic gait disorder care is often to increase the comfort during gait, that is linked with the decrease of the energy expenditure during gait by decreasing the compensatory movements. Consequently, to be relevant, the swing phase kinematic gait analysis should focus on the limb shortening default and the compensatory movement analysis but actually, no systematic method or tool allows this global and comprehensive analysis.

### **Objectives**

To improve the systematic description of gait abnormalities in hemiplegic subjects, a retrospective cohort analysis of 3DGA data obtained in the course of routine care was implemented, focusing on the paretic lower limb default of shortening and associated compensations.

The main objective was to propose a synthetic description and visualization of the lower limb clearance related to pelvis, hip, knee and ankle and the associated compensatory movements, using centimetric and angular methods. The secondary objective was to assess the relationship between walking speed and kinematic outcomes.

# Methods

#### Study design

A cross-sectional, retrospective and observational monocentric study based on the analysis of routine care data was conducted in a French University Hospital. According to French ethics and regulatory law (Public Health Code), retrospective studies based on the use of standard care data should not be submitted to an Ethics Committee but reported or covered by the reference methodology of the French National Data Protection Agency (CNIL). Subjects were informed that their anonymized data would be used for the study. Following evaluation and validation by the data protection officer and according to the General Data Protection Regulation, this study was registered as a retrospective study of Toulouse University Hospital (registry number: RnIPH 2020-47) and covered by the MR-004 (CNIL number: 2206723 v 0).

#### Setting

A population of adults with hemiparesis following stroke was evaluated during their routine care pathway for neuro-orthopedic management. A gait assessment was done by threedimensional gait analysis in the context of routine care. Healthy subject's data were extracted from the normative database of the gait laboratory. The data collection allowed descriptive kinematic characteristics and spatiotemporal parameters of gait.

### Participants

The post-stroke subjects' inclusion criteria were (1) to have hemiparesis following ischemic or hemorrhagic stroke, (2) to have carried out a 3DGA at Toulouse University Hospital between November 2011 and November 2020, (3) to be at least 18 years old at the time of the 3DGA, (4) and not to be opposed to the data collection. The first 3DGA was kept for subjects who performed several 3DGAs during this period except if it was performed after a neuro-orthopedic intervention. In this case, the second 3DGA was only included in the pre-post analysis. Exclusion criteria were (a) to have cerebellar or proprioceptive ataxia with a gait impact, (b) to have a history of orthopedic surgery of the lower limb with a gait impact, (c) to have performed the 3DGA with orthopedic shoes or an apparatus that did not allow ankle or knee movements analysis and (d) to have bilateral paresis. Normative data from 5 healthy subjects are presented for comparison.

### **Data Sources**

3DGAs were performed at the gait analysis laboratory of the Toulouse University Hospital. Participants walked at a self-selected speed along a 10 m walkway and completed until 14 recorded trials with a cane if necessary. The anthropometric data collected was body mass, height, width of the knee and ankle, and leg length. The positions of the reflective markers were based on the lower limb Vicon Plug-in Gait model (Vicon Oxford Metrics, UK) [53]. Kinematic data were collected using eight infrared cameras (Vicon Oxford Metrics, sample rate of 60Hz from 2011 until march 2017 and of 100Hz after). The events necessary to define the gait cycle were either obtained from kinetic data issued from 2 force plates integrated into the ground (AMTI OR6-7, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA), or through video and kinematic data analysis. All data was collected by the same operator (MS). Raw data was processed with Nexus software (version 2.9.3). Kinematic data gaps were filled by the Woltring method and trajectories were filtered by a Vicon Clinical Manager model spline filter (Bezier spline interpolation filter [54]). Then, .c3d files were generated containing events, threedimensional kinematic data of anatomical and technical markers, and the articular center coordinates of hip, knee and ankle (virtual markers). The toe marker was the most distal one, positioned at the head of the second metatarsal on the back of the foot.

#### **Clinical and spatiotemporal variables**

Clinical variables such as age, gender, stroke etiology, elapsed time from stroke onset, use of a cane during 3DGA, modified Functional Ambulation Classification [55] and Edinburgh Visual Gait Score [56] were collected to describe the population characteristics.

The following spatiotemporal parameters were extracted from the 3DGAs: gait speed, step length, stride width, cadence and duration of single limb stance. Temporal and spatial asymmetry indexes were computed from the following formula:

asymmetry index = 
$$100 \times \frac{(V_{Paretic} - V_{Non-Paretic})}{(V_{Paretic} + V_{Non-Paretic})}$$

where  $V_{Paretic} / V_{NonParetic}$  were the value of a gait variable recorded for the paretic / nonparetic limb. Step length and duration of single limb stance were used to compute spatial and temporal asymmetry indexes which ranged from -100 to 100, a value of zero indicating a perfect symmetry, a positive (negative) index indicating a larger value of the gait variable for the paretic (non-paretic) leg [57].

#### **Kinematic variables overview**

To describe the paretic limb clearance during swing phase, we used a classical angular method based on degrees of shortening at ankle, knee and hip levels, added to hip adduction and pelvic obliquity [27,35,36,38,45].

This degree-based approach does not enable to represent the actual contribution of each segment to the limb clearance. For example, due to the different length of foot and thigh segments, there is no proportionality between the degrees of ankle and hip flexion and the actual shortening expressed in centimeters (see supplemental method, **Table S1**). To overcome this limitation, we proposed a centimetric description based on the actual shortening of four segments in centimeters (see details on **Fig. 6**). Consequently, the contribution of each segment

could be compared to one another, allowing to clearly identify the origin and the amplitude of the shortening default.



**Figure 6.** Biomechanical model defining the thigh, tibia and foot angles in sagittal (on the left part) and frontal (on the right part) planes. Thigh was defined from the hip joint center to the knee joint center, tibia was defined from the knee joint center to the ankle joint center and foot was defined between the heel marker to the toe marker. The thigh and tibia sagittal shortening (centimeters, positive value) were defined from the difference between the thigh/tibia projection in sagittal plane (vertical reference) and the maximal thigh/tibia length. The foot sagittal shortening/lengthening was defined from the foot projection in sagittal plane with respect to the horizontal axis: a null value corresponded to a foot in horizontal position, a positive/negative value (shortening/lengthening) to a foot projection above/below the horizontal axis. The same procedure was performed in the frontal plane to compute the limb frontal shortening (centimeters) which was defined from the difference between the limb length (distance from hip joint center to toe marker) projection at mid-swing and the maximal limb length (frontal plane and vertical reference), with a positive value for a lateral position (corresponding to hip abduction) and negative for a medial position (adduction). Pelvis contribution was assessed by variation of the hip joint center from its position at mid-stance. The sum of these segmental contributions defined the centimetric global limb clearance expressed in centimeters.

The paretic limb clearance was assessed at mid-swing (i.e. when the paretic toe marker is under the hip joint center during swing phase) [42], which is the critical moment of toe clearance during swing phase [58]. It is known that the time of maximal paretic limb shortening, described by the instantaneous hip-toe distance divided by instantaneous vertical hip elevation, is also a relevant time of cycle to explore the limb shortening [59]. Maximal limb shortening is expected to happen just before mid-swing [59], which was verified for most of our subjects except for some of those who showed late times of maximal limb shortening compared to midswing (see Appendix, **Fig. S1** in supplemental method and **Table S2** in supplemental results), explaining why we focused on the shortening at mid-swing.

Compensations corresponded to the mechanisms that contributed to increase the clearance and/or the shortening of the paretic lower limb. Compensations could be an increase of knee or hip flexion (corresponding to a steppage) or other mechanisms that increased the paretic limb clearance: elevation of the pelvis on the paretic side (corresponding to the hip hiking), overall elevation of the pelvis secondary to a contralateral volte, circumduction movement of the lower limb allowed by a hip abduction and an increase in the foot angle progression (positive if lateral) which is frequently associated with an increase in the posterior rotation of the pelvis [38,42,44,60].

To describe the paretic limb shortening default at the peak angle of each joint during swing phase, the difference to the actual and the normative value was expressed in degrees (*Actual value – Normative value*, negative if shortening default, positive if compensation).

#### Kinematic data processing

The .c3d files were processed with a custom-made MATLAB (Mathworks, Natick, MA) script to extract gait cycle data for each trial. The kinematic data of each gait cycle were interpolated over 1000 points and assigned to the paretic or non-paretic side. Outliers were identified by the interquartile range (IQR) method (data outside the first quartile minus

 $1.5 \times IQR$  and the third quartile plus  $1.5 \times IQR$  was excluded) [61] from the following data: maximal hip, knee and ankle flexion angles during swing phase and the duration of cycle. All the kinematic and spatiotemporal variables in relation with these outlier cycles were removed from analysis. The mean (min to max) number of cycles analyzed for each subject was 11.4 (3 to 19) and a mean (min to max) of 11% (0% to 30%) cycles per subject were excluded. Then, variables were computed for each cycle and averaged. All kinematic and spatiotemporal data were processed automatically and checked by two independent investigators.

Ankle, knee, hip and pelvis angles were extracted from Plug-in Gait model data, such as the coordinates of the hip, knee and ankle joint centers.

We defined hip, knee and ankle normative flexion in swing phase using velocity-dependent normative angular values obtained from the following predictors: gait speed, body mass index, age and gender [4]. Mean and standard deviation (SD) were obtained for hip, knee and ankle peak value of flexion from complementary data to those published by Moissenet et al. [4]. Consequently, these norms were subject-specific. For other kinematic data (pelvic superior obliquity, pelvic posterior tilt, pelvic posterior rotation, hip abduction and foot progression angle), the norm (mean and SD) corresponded to those of the gait laboratory (non gait-velocity dependent). The non-paretic ankle vaulting was also reported as a default of ankle dorsiflexion norm during unipedal stance in reference to the velocity-dependent normative angular values [4]. For each segmental set of data, a difference greater than +/- 2 SD compared to the mean norm (negative if shortening default and positive if compensation) was considered relevant (see individual plots on **Fig. 9**).

#### **Kinematic outcomes**

*Toe clearance.* The raw toe clearance was determined by the vertical position of the toe marker at mid-swing. Given that the toe marker indirectly represented the actual toe clearance, the toe clearance (expressed in centimeters) was obtained by removing the minimal distance

between the toe marker and the floor during the previous stance phase from the raw toe clearance.

*Angular global limb clearance.* The angular global limb clearance (angGLC) was the sum of pelvic obliquity, thigh abduction, hip flexion, knee flexion and ankle dorsiflexion/plantarflexion angles at mid-swing. It is graphically illustrated in **Fig. 8-B**.

*Centimetric global limb clearance.* Segments angles were computed from the angle that thigh and tibia formed to the vertical axis in sagittal plane (as an alternative to hip and knee flexion angles), the angle between thigh and vertical axis in frontal plane (as an alternative to hip abduction/adduction), and the angle between foot and horizontal axis in sagittal plane (as an alternative to ankle dorsiflexion/plantarflexion) (see details on **Fig. 6**). The pelvic participation was measured by the hip hiking defined by the variation of the hip joint center at mid-swing from its position at mid-stance. Hip hiking variation resulted from frontal and sagittal compensatory movements of the pelvis and from contralateral ankle vaulting in sagittal plane (cmGLC, expressed in centimeters) was computed at mid-swing from the sum of hip hiking, thigh sagittal shortening, limb frontal shortening, tibia sagittal shortening (positive values). The cmGLC resulted from segmental shortening (positive values). The cmGLC was also normalized by the theoretical maximum hip-toe distance, allowing to express a percentage of limb shortening regardless of subjects' height (normalized cmGLC, in percentage). It is graphically illustrated in **Fig. 8-A**.

*Difference to the norm.* The description of the angular shortening default of hip, knee and ankle in sagittal plane were subject-specific and expressed in degrees from the negative difference to the velocity-dependent normative angular peak values. The contralateral vaulting norm was assessed from velocity-dependent value of non-paretic ankle angle in sagittal plane at mid-stance. For pelvic obliquity, pelvic tilt, pelvic rotation, hip rotation, thigh abduction and

foot progression angle, the same procedure was followed in relation to gait laboratory norms. A positive difference over 2 standard deviations of the norm corresponded to a compensation. Differences to the norm appear graphically in **Fig. 9-C** which plots the individual data.

*Compensation indexes.* The centimetric compensation index (cmCI, expressed in centimeters) was computed from the sum of hip hiking and limb frontal shortening positives values (graphically illustrated in **Fig. 8-A**). The angular compensation index (angCI, expressed in degrees) was computed from the sum of pelvic obliquity and thigh abduction (graphically illustrated in **Fig. 8-B**).

*Walking speed.* The kinematic outcomes were correlated with the walking speed that is a good predictor of functional abilities in post-stroke subjects [17,18] (graphically illustrated in **Fig. 10**).

#### **Study Size**

We estimated that a minimum of 100 3DGA was necessary to reach a representative description of the gait. The number of 3DGA (n = 130, Fig. 7) included in this study depended on the number of subjects who met the inclusion criteria and who did not present exclusion criteria, and corresponds to the largest cohort in the literature dealing with gait study in adult hemiplegics.

#### **Statistical methods**

Data normality was determined using the Kolmogorov-Smirnov test using the Lilliefors correction (p-value > 0.05 if normal distribution), the kurtosis and the skewness tests. Quantitative subjects' characteristics, kinematic and spatiotemporal data were described by mean, standard deviation (SD), minimal and maximal values, or by median and interquartile range (IQR) if they were non-normally distributed. Qualitative data were described by number (n) and percentage (%). The mean, SD, minimal and maximal values of cmGLC, normalized cmGLC and angGLC were described and graphically illustrated including segmental and joint contributions, for poststroke subjects and healthy controls. cmGLC and angGLC segmental contributions to the shortening of the paretic limb were compared using a one-sampled t-test.

Correlations between segmental limb shortening contributions obtained with centimeter and angular methods on the one hand and differences to the norm on the other hand were compared (significant difference if their 95% confidence interval was not overlapped) in order to assess the relevance of the two methods to characterize anomalies.

Toe clearance was compared to the cmGLC with a Bland-Altman graph to investigate the bias between these two outcomes. A significant bias was retained if the confidence interval of the mean difference did not include zero.

Pearson correlations (r) were made between cmGLC, angGLC, cmCI and angCI on the one hand, and walking speed on the other hand. Correlations were considered very strong if  $r \ge 0.8$ , strong if  $0.6 \le r < 0.8$ , moderate if  $0.4 \le r < 0.6$ , and weak if r < 0.4. A graphical visualization of cmGLC and angGLC was designed to highlight between-variables links, particularly between limb shortening and compensatory movements.

The significance threshold of one sampled t-tests and Pearson correlation tests was 0.05 (p<0.05). Statistical analysis and graphical representations were performed with MATLAB (Mathworks, Natick, MA).

# Results

### **Participants**

135 3DGAs were included in this study (**Fig. 7**). The post-stroke population characteristics are described in **Table 2**. Spatiotemporal gait parameters for post-stroke subjects and healthy controls are detailed in **Table 3** and details of event times during the gait cycle are available in supplemental **Table S2**.



Figure 7. Flow diagram of 3D gait analysis (3DGA) and selection of subjects.

Characteristics	Scores
Male gender, n (%)	66 (50.8)
Age (years), mean (SD)	49.07 (14.2)
Height (cm), mean (SD)	167.62 (9,6)
Weight (kg), median (min to max)	72.6 (39.4 to 122.4)
Stroke delay (months), median (min to max)	43.5 (3 to 495)
Stroke type, n (%) (n=130)	
Ischemic	75 (57.7)
Hemorrhagic	55 (42.3)
Left hemiparesis, n (%)	67 (51.5)
FAC (/8; n=102), median (min to max)	6 (4 to 8)
Paretic side EVGS (/34; n=127), median (min to max)	9 (0 to 23)
Non-paretic Side EVGS (/34; n=127), median (min to max)	3 (0 to 15)
Use of a cane during 3DGA, n (%)	41 (31.5)

**Table 2**. Clinical characteristics of post-stroke subjects (n = 130).

EVGS: Edinburgh visual gait score; 3DGA: 3D kinematic gait analysis.

Table 3.	Spatiotem	poral gait	parameters.
----------	-----------	------------	-------------

Gait parameters	Post-stroke subjects (n = 130)	Healthy subjects (n = 5)
Walking speed (m/s)	0.55 (0.29), 0.09 to 1.26	1.26 (0.13), 1.06 to 1.37
Spatial asymmetry	6.7 (22.3), -63.3 to 98.2	0.6 (1.0), -0.4 to 2.3
Temporal asymmetry	-19.1 (9.9), -42.6 to -0.4	0.7 (0.8), -0.6 to 1.6
Stride length (cm)	79 (27), 27 to 142	132 (8), 122 to 145
Cadence (steps/min)	78.2 (20.7), 31.8 to 130.3	114.3 (8.4), 103.6 to 124.6
Stride width (cm)	14.7 (5.4), 2.6 to 30.9	9.4 (1.2), 8.1 to 10.7

Mean (SD), min to max

#### **Global limb clearance**

**Figure 8** shows segmental (centimeter method) and joint (angular method) contributions to the cmGLC and the angGLC, respectively. Post-stroke subjects mean (SD; min to max) angGLC at mid-swing was 7.6 cm (2.3; 2.2 to 13.4) (**Fig. 8-A**), corresponding to a normalized cmGLC of 9.2 % (2.8; 2.8 to 17.0). Healthy subjects cmGLC was 5.7 cm (1.0; 4.3 to 7.0) corresponding to a normalized cmGLC of 7.0 % (1.2; 5.6 to 8.8). The corresponding mean (SD; min to max) angGLC was 60.2° (21.8; 1.4 to 108.3) in post-stroke subjects and 77.5° (3.1; 75.8 to 83.1) in healthy controls (**Fig. 8-B**). Supplemental **Figure S2** shows the cmGLC and the angGLC sorted by centimetric compensation index (cmCI). **Figure 9** (the *ToulGait Viz*) intended for use in clinical practice contains all this information presented in a synthetic manner for one subject before and after a therapeutic intervention.



shortening of the lower-limb in relation with pelvis downward obliquity, hip adduction, knee recurvatum and ankle plantarflexion. The angular compensation index is the sum of pelvic obliquity and femur abduction/adduction. Data are sorted according to the ascending order of cmGLC.



**Figure 9.** Global limb clearance of P118 in 2 different 3DGAs performed before and after a neurotomy of the soleus nerve, lengthening of the gastrocnemius and toe claw surgery. **A**. Centimetric global limb clearance at mid-swing expressed in centimeters. **B**. Angular global limb clearance at midswing (degrees). **C**. The bold lines (gray and black) represent the difference to the norm of the corresponding peak joint angle during swing for the first 3DGA (gray) and the second one (black). The green interval corresponds to 2 standard deviations of the expected norm. The peak angle during swing (difference to the norm) is added under the joint description. A value in the center of the graph (inside the green color) represents a lack of joint amplitude. A value at the edge of the graph (outside the green color) is a movement carried out over its norm (compensatory movement).

#### Segmental limb shortening contributions

Comparison of segmental contributions to the global shortening of the paretic limb obtained with centimeter and angular methods are described in **Table 3** and graphically illustrated in supplemental **Figure S3**. In post-stroke subjects, contributions of hip hiking and limb abduction computed with the centimeter method were significantly higher than contributions of pelvic obliquity and limb abduction obtained with the angular method, whereas in the healthy controls no significant difference was demonstrated. Both in healthy controls and post-stroke subjects, hip flexion and ankle dorsiflexion contributions (angular method) were significantly higher than thigh and foot contributions in sagittal plane computed with the centimeter method. However, knee flexion contribution (angular method) was significantly higher in post-stroke subjects and lower in healthy controls compared to tibial contribution (centimeter method in sagittal plane). **Table 3.** Comparison of segmental contributions to the lower-limb shortening during the swingphase with centimeter and angular methods (only positive values of global limb clearance index and angular global limb clearance were included), expressed in percentage of the global limb shortening in post-stroke subjects (n = 130) and in healthy controls (n = 5)

Subjects	Centimeter method	Angular method	P-value
	Hip hiking	Pelvis obliquity	
Post-stroke	30.5 (18.0), 0 to 80.5	6.1 (7.2), 0 to 39.4	< 0.001
Healthy	3.1 (4.3), 0 to 10.4	0.2 (0.5), 0 to 1.1	0.2
	Limb in frontal plane	Thigh abduction	
Post-stroke	20.9 (12.2), 0.2 to53.1	19.0 (9.1), 0 to 41	< 0.05
Healthy	0.3 (0.4) , 0.1 to 1	1.1 (1.4), 0 to 3.4	0.16
	Thigh in sagittal plane	Hip flexion	
Post-stroke	16.3 (6.6), 2.1 to 45	34.1 (9.5), 0 to 62.2	< 0.001
Healthy	19.2 (1.1), 17.9 to 20.2	34.8 (4), 30.8 to 39.3	< 0.001
	Tibia in sagittal plane	Knee flexion	
Post-stroke	32.3 (19.7), 2 to 80.3	39.0 (13.5), 0 to 63.7	< 0.001
Healthy	77.4 (4.2), 70.7 to 80.8	61.7 (2.1), 58.9 to 64.2	< 0.01
	Foot in sagittal plane	Ankle dorsiflexion	
Post-stroke	0.0 (0.1), 0 to 1.2	1.7 (4.3), 0 to 27.5	< 0.001
Healthy	0.0 (0.0), 0 to 0	2.2 (1.6), 0 to 3.9	< 0.05

Data are mean (SD), min to max and are expressed in %.

#### Segmental limb shortening contributions compared to differences to the norm

Moderate to very strong positive correlations (r [95%CI]) were highlighted at all levels with the angular method and only between frontal limb abduction, thigh flexion and tibia flexion and their respective difference to the angular norm with the centimetric method. In the frontal plane, most post-stroke subjects showed an abduction corresponding to a compensation, with a contribution significantly higher with the centimetric (0.90 [0.86 to 0.93]) than with the angular method (0.72 [0.62 to 0.79]). In the sagittal plane for thigh/hip flexion, some post-stroke subjects showed an increased thigh/hip contribution suggestive of compensation, and contributions were not significantly different between the centimetric (0.42 [0.27 to 0.56]) and angular method (0.58 [0.46 to 0.69]). A bias of 11.6° was highlighted between the two methods corresponding to the value of the pelvis anterior tilt which was removed in the centimeter method (i.e., in the centimetric method, the reference was vertical and not the pelvis). In the sagittal plane for tibia/knee flexion, all post-stroke subjects showed a decreased tibia/knee contribution suggestive of a shortening default, and contributions were not significantly different between the centimetric (0.64 [0.52 to 0.73]) and angular methods (0.79 [0.72 to 0.85]). In the sagittal plane for foot/ankle dorsiflexion, a moderate correlation was found between the ankle dorsiflexion contribution (angular method) and the shortening default (0.54 [0.4 to 0.65]), significantly higher than the absence of correlation between the sagittal foot contribution and the shortening default with the centimetric method (0.05 [-0.12 to 0.22]).

Correlations between segmental shortening contributions at mid-swing and the difference to the norm at its peak value are graphically illustrated in supplemental **Figure S4**.

#### Measurement bias between clearance estimators

A significant bias of 5.48 cm (p-value < 0.001, 95%CI = -5.85 to -5.12) was observed in favor of cmGLC compared to toe clearance (see supplemental results, **Fig. S5**).

## Correlations between gait speed and kinematic outcomes

Correlations between walking speed and kinematic outcomes are illustrated in Figure 10. Walking speed was not correlated to cmGLC (Fig. 10-A) and moderately correlated with angGLC (Fig. 10-B). cmCI and angCI were both moderately and negatively correlated to walking speed (Fig. 10-C and 10-D). Contributions of cmCI and angCI to the shortening were strongly negatively correlated with walking speed (Fig. 10-E and 10-F).



Figure 10. Pearson's correlations between walking speed and kinematic outcomes. A, C and E relate to the centimeter method of limb clearance description. B, D and F relate to the angular method of limb clearance description. Walking speed is compared to the centimetric global limb clearance in A, to the angular global limb clearance in B, to the centimetric compensation index (cmCI) in C, to the angular compensation index (angCI) in D, to the contribution of the cmCI to the shortening in E, to the contribution of the angCI to the shortening in F. Pearson's correlation coefficient *r* appears on each graph with its confidence interval at 95% ant its P-value.

# Discussion

This study established a systematic, quantified and comprehensive description of the paretic limb default of shortening and compensations during the swing phase of gait in a large cohort of post-stroke subjects. All relevant data were synthesized graphically (the *ToulGait Viz*) in order to design a tool that can be used in clinical practice. The use of a centimetric approach compared to an angular method highlighted the importance of the compensations.

### The ToulGait Viz: a synthetic graphical representation of kinematic gait data

The individual data illustrated in the *ToulGait Viz* (Figure 9) show not only the limb clearance but also the respective contributions of each joint/segment to the shortening and to the compensatory movements, such as their difference to the norm at peak value in swing phase. Moreover, in a new way, this comprehensive representation was personalized because the sagittal angular norms are defined from the patient's characteristics [4]. The difference to the angular norm representation allows to compare two 3DGA with a null reference corresponding to the norm which is not a usual practice in clinical research where studies compare the effect of an intervention from angular raw data [27,35-47]. The holistic representation of the tridimensional movements proposed in this study has the advantage that two 3DGAs data can be shown on the same graph for one patient, allowing easy and quantified comparison from a pre/post-therapeutic assessment associated with the increase of shortening and the decrease of compensatory movements. All compensatory movements are easily quantifiable in the ToulGait Viz, which corresponds to a major contribution given that in the literature only a few studies had focused on all compensatory movements especially the transversal plane compensatory movements [38,62-64]. None of these studies proposed a synthetized visualization of the limb shortening and the compensatory movement.

#### Relevance of the centimetric global limb clearance measurement

The measurement of global limb clearance at mid-swing provides a synthetic information of all components of limb shortening and lengthening. The contributions of compensations to the shortening are important in hemiparetic subjects, while they are almost non-existent in healthy subjects.

We proposed two methods to compute the global limb clearance and we highlighted that the angular approach (angGLC) overestimated the sagittal contribution of hip, knee and ankle flexion relative to pelvic compensations and lower limb abduction. Consequently, although commonly used in clinical practice [65], this angular approach is likely to mask the importance of considering the compensations and their implication in the energy cost of walking[14]. The centimetric method (cmGLC) better highlighted the weight of the compensations in clearance of the paretic limb because it takes into account the real contribution of each segment to the shortening.

In the *ToulGait Viz*, the pre/post individual data of limb clearance (i.e., cmGLC and angGLC, **Fig. 9 A-B**) are modified by the therapeutic intervention. Modifications of the compensations were more obvious with the centimetric method, and conversely the sagittal change of the ankle dorsiflexion after surgery was more obvious with the angular method. The foot shortening change was discrete in the centimetric method because the foot stays close to the horizontal axis despite the ankle dorsiflexion increase after the surgery. So, both methods are relevant in clinical practice but the centimetric approach is likely to better characterize the segmental contributions to the shortening defect and to the compensations.

#### Link between limb clearance and walking speed

The walking speed is a key factor to correlate to our kinematic outcomes because the comfortable walking speed is a good reflection of the functional abilities of post-stroke subjects

[17] and is a determinant of gait kinematics [3,4]. The absence of correlation between centimetric global limb clearance and walking speed relates to the variability of clearance strategies from one patient to one another: this means that whatever the walking speed, it is necessary to investigate the origins of the clearance through a segmental analysis. Conversely, the angular limb shortening was moderately positively correlated to walking speed: this underlines that both methods are not sensitive to the same parameters.

The presence of compensatory movements was negatively correlated to walking speed, which is in line with the hypothesis that compensatory movements require greater effort and therefore greater energy expenditure to achieve gait [13].

#### Limits of the study

The biomechanical model used in our study is the Plug-in Gait model. The 3 markers used for the foot are not consistent with foot modelisation [66]. The toe marker is placed on the back of the foot, so it does not allow a precise analysis of the toe clearance. Moreover, our foot model does not take into account the frontal movements of the foot while post-stroke subjects are known to often have a hind-foot varus. This varus could have an impact on the decrease of the estimated toe clearance because it brings the toe marker away from the ground. We found a systematic measurement bias of 5.48 cm between the centimetric global limb clearance and the toe clearance, its value is in accordance with the values described in the literature [67]. The bias between the centimetric global limb clearance may be brought by overestimation of the hip hiking. The hip hiking is determined by the variation of the hip in midstance is lower than its static position, then the cmGLC is overstated.

A novelty of the shortening default description used in this study is that the norms of kinematic angles are individualized with regression coefficients for each subject [4]. But this

norm-adaptation to the walking speed was only possible for sagittal angles (flexion) at specific times of the gait cycle not including the mid-swing. The definition of velocity-dependent kinematic norms at mid-swing would be a major progress in the analysis of that critical time during swing phase.

# Conclusion

This study allows to quantify in a systematic and comprehensive way the paretic limb default of shortening and compensations during the swing phase of gait in a large cohort of post-stroke subjects using two methods. The individual representation of this quantification (the *ToulGait Viz*) is a novel and very relevant visualization of the swing phase abnormalities in a post-stroke subject. It should be use in clinical practice to improve understanding of the components of the gait shortening default and the compensatory movement, and finally to guide the neuroorthopedic treatments. This study provides a tool that will allow further studies to focus on the understanding of gait modification after a treatment and to clarify the link between gait energy cost and compensatory movements during gait.

# Appendix

### **Supplemental Methods**

**Table S1**. Ratio between joint clearance in centimeters and the corresponding segment clearance in degrees. Data are mean (SD) in cm/deg. The Friedman's test shows a significative difference between the joint ratios (p < 0.001). The value obtained per joint represents the amount of shortening in centimeters corresponding to a degree of shortening. These results show the non-proportionality of the angular limb clearance between joints/segments and planes of analysis. For example, a gain of 10 degrees of pelvic obliquity provides 5.4 cm of shortening whereas 10 degrees of knee flexion provides 1.1 cm of shortening.

Hip hiking (cm) /	Limb (cm) / Thigh	Thigh (cm) / Hip	Tibia (cm) /	Foot (cm) /
Pelvis obliquity	(deg) in frontal	(deg) in sagittal	Knee (deg) in	Ankle (deg) in
(deg)	plane	plane	sagittal plane	sagittal plane
0.54 (2.68)	0.13 (0.07)	0.08 (0.08)	0.11 (0.07)	-0.17 (3.64)



**Figure S1.** Comparison of time of mid-swing and time of maximal limb shortening (maxLS) expressed in percentage of gait cycle. The dotted line is the reference line for which mid-swing is equal to maxLS. Every point in the left and upper part of this reference line represents data for which maxLS appears after mid-swing. The red point represents means of mid-swing time and maxLS time.

# Supplemental Results

**Table S2.** Details of event times expressed in mean (SD), min to max percentage of the gaitcycle for post-stroke subjects and healthy controls.

Time of gait cycle (%)	Post-stroke subjects	Healthy controls	
Peak flexion angle during swing			
Hip flexion	88.85 (5.76), 68.96 to 99.74	94.48 (3.54), 89.53 to 98.86	
Knee flexion	72.55 (6.95), 59.46 to 96.84	70.57 (1.52), 68.96 to 72.98	
Ankle dorsiflexion	77.41 (8.83), 57.81 to 100	84.99 (3.96), 80.68 to 91.3	
Stance (contralateral foot-off)	18.8 (8.54), 8.7 to 63.5	11.02 (1.66), 9.2 to 13.7	
Pre-swing (contralateral foot	12 10 (6 15) 26 7 to 72 5	51.00(0.46), $50.2$ to $51.5$	
strike)	43.49 (0.13), 20.7 10 73.3	51.00 (0.40), 50.5 to 51.5	
Swing (ipsilateral foot-off)	64.55 (7), 54.5 to 88.1	61.32 (1.58), 59.9 to 63.9	
Maximal limb shortening	74.06 (5.4), 60.14 to 88.16	74.31 (1.25), 73.33 to 76.4	
Mid-swing	74.24 (5.39), 56.3 to 89.23	77.09 (1.48), 75.62 to 79.3	



**Figure S3**. **A.** Centimetric global limb clearance at mid-swing (centimeters) with details of segmental contributions (see color legend): Positive values correspond to segmental shortening, and negative values correspond to segmental lengthening (failure to raise the foot or lowering of the hip joint center). Centimetric compensation index is the sum of hip hiking and frontal femur. Data are sorted by ascending order of cmCI. **B.** Angular global limb clearance at midswing (degrees) including pelvis and joint contributions (see color legend). Positive values correspond to shortening of the lower-limb in relation with upward obliquity for pelvis, hip abduction (from frontal thigh angle), hip and knee flexion and ankle dorsiflexion. Negative values correspond to lengthening of the lower-limb in relation with pelvis downward obliquity, hip adduction, knee recurvatum and ankle plantarflexion. The angular compensation index is the sum of pelvic obliquity and femur abduction/adduction. Data are sorted according to the ascending order of cmCI.


**Figure S4.** Contributions (in %) of each segment/joint to the segmental shortening with the centimeter (blue) and angular (red) methods for (A) pelvis, (B) hip in frontal plane, (C) hip in sagittal plane, (D) knee and (E) ankle. Data are sorted by centimetric global limb clearance.



**Figure S5.** Correlations between difference to the angular norm of maximal angle value during swing phase and its segmental shortening contribution (%) obtained with angular (in red) and centimeter (in blue) methods. Large dots represent the mean data of healthy controls. Vertical bars represent an absence of difference to the angular norm, corresponding to an absence of shortening default during swing phase in the angular repository. Pelvic obliquity and hip hiking contributions are not illustrated and compared because it was not relevant to compare them: hip hiking included pelvic obliquity but also sagittal and horizontal pelvic movements and contralateral vaulting. Pearson correlation coefficients r (95% confidence interval) are presented for both methods in graphs.

## **Bibliography**

- [1]E. Mayo, N, Wood-Dauphinee, S, Ahmed, S, Carron G, Higgins, J, Mcewen, S, et al. Disablement following stroke. Disabil Rehabil 1999;21:258–68. https://doi.org/10.1080/096382899297684.
- [2]Balaban B, Tok F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. PM&R 2014;6:635–42. https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.12.017.
- [3]Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. Neurophysiol Clin Neurophysiol 2008;38:105–16. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.02.002.
- [4]Moissenet F, Leboeuf F, Armand S. Lower limb sagittal gait kinematics can be predicted based on walking speed, gender, age and BMI. Sci Rep 2019;9:9510. https://doi.org/10.1038/s41598-019-45397-4.
- [5]Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. SLACK; 1992.
- [6]Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human Walking. Williams & Wilkins; 1981.
- [7] Whittle M. Gait Analysis: An Introduction. Butterworth-Heinemann; 2007.
- [8]Gracies J-M. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. Muscle Nerve 2005;31:535–51.
- [9]Gracies J-M. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. Muscle Nerve 2005;31:552–71.
- [10] Moore S, Schurr K, Wales A, Moseley A, Herbert R. Observation and analysis of hemiplegic gait: swing phase. Aust J Physiother 1993;39:271–8. https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60487-6.
- [11] Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. Gait Posture 1996;4:136–48. https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)01063-6.
- [12] Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation<br/>strategies. Neurophysiol Clin Neurophysiol 2015;45:335–55.<br/>https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.005.
- [13] Kramer S, Johnson L, Bernhardt J, Cumming T. Energy Expenditure and Cost During Walking After Stroke: A Systematic Review. Arch Phys Med Rehabil 2016;97:619-632.e1. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.11.007.
- [14] Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. Reducing the Energy Cost of Hemiparetic Gait Using Center of Mass Feedback: A Pilot Study. Neurorehabil Neural Repair 2010;24:338– 47. https://doi.org/10.1177/1545968309349927.
- [15] Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. Gait Posture 2003;18:47–55. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00193-5.
- [16] Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with poststroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. Gait Posture 2005;22:51–6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.009.
- [17] Lord SE, McPherson K, McNaughton HK, Rochester L, Weatherall M. Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? Arch Phys Med Rehabil 2004;85:234–9. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.05.002.
- [18] Richards CL, Olney SJ. Hemiparetic gait following stroke. Part II: Recovery and physical therapy. Gait Posture 1996;4:149–62. https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)01064-8.

- [19] Saner RJ, Washabaugh EP, Krishnan C. Reliable sagittal plane kinematic gait assessments are feasible using low-cost webcam technology. Gait Posture 2017;56:19–23. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.030.
- [20] Ross SA, Rice C, Von Behren K, Meyer A, Alexander R, Murfin S. Reliability of sagittal plane hip, knee, and ankle joint angles from a single frame of video data using the GAITRite camera system. Physiother Theory Pract 2015;31:53–60. https://doi.org/10.3109/09593985.2014.958263.
- [21] Paul JC, Petrizzo A, Rizzo J-R, Bianco K, Maier S, Errico TJ, et al. Feasibility of a Cost-Effective, Video Analysis Software-Based Mobility Protocol for Objective Spine Kinematics and Gait Metrics: A Proof of Concept Study. PM&R 2015;7:336–9. https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.11.007.
- [22] Michelini A, Eshraghi A, Andrysek J. Two-dimensional video gait analysis: A systematic review of reliability, validity, and best practice considerations. Prosthet Orthot Int 2020;44:245–62. https://doi.org/10.1177/0309364620921290.
- [23] Stoquart GG, Detrembleur C, Palumbo S, Deltombe T, Lejeune TM. Effect of botulinum toxin injection in the rectus femoris on stiff-knee gait in people with stroke: a prospective observational study. Arch Phys Med Rehabil 2008;89:56–61. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.131.
- [24] Robertson JVG, Pradon D, Bensmail D, Fermanian C, Bussel B, Roche N. Relevance of botulinum toxin injection and nerve block of rectus femoris to kinematic and functional parameters of stiff knee gait in hemiplegic adults. Gait Posture 2009;29:108–12. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.005.
- [25] Caty GD, Detrembleur C, Bleyenheuft C, Deltombe T, Lejeune TM. Effect of simultaneous botulinum toxin injections into several muscles on impairment, activity, participation, and quality of life among stroke patients presenting with a stiff knee gait. Stroke 2008;39:2803–8. https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.108.516153.
- [26] Carda S, Bertoni M, Zerbinati P, Rossini M, Magoni L, Molteni F. Gait Changes After Tendon Functional Surgery for Equinovarus Foot in Patients with Stroke: Assessment of Temporo-Spatial, Kinetic, and Kinematic Parameters in 177 Patients. Am J Phys Med Rehabil 2009;88:292–301. https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318198b593.
- [27] Cruz TH, Dhaher YY. Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviors poststroke. Gait Posture 2009;30:312–6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.018.
- [28] Haute Autorité de Santé. Analyse métrologique de la posture, de la locomotion et/ou des gestuelles chez un patient polydéficient ou monodéficient; 2006.
- [29] Carcreff L, Bonnefoy-Mazure A, De Coulon G, Armand S. Analyse quantifiée de la marche. Mov Sport Sci - Sci Mot 2016:7–21. https://doi.org/10.1051/sm/2015033.
- [30] Sourisseau C, Cormier C, Scandella M, Le Déan Y, Marque P, Gasq D. Apport de l'analyse instrumentale de la marche dans l'élaboration d'une stratégie thérapeutique chez le sujet cérébrolésé : Focus sur le pied et la cheville., 2019.
- [31] McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. Gait Posture 2009;29:360–9. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003.
- [32] Baker R, McGinley JL, Schwartz MH, Beynon S, Rozumalski A, Graham HK, et al. The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. Gait Posture 2009;30:265–9. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.020.
- [33] Schwartz MH, Rozumalski A. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. Gait Posture 2008;28:351–7. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.001.
- [34] Cretual A, Bervet K, Ballaz L. Gillette Gait Index in adults. Gait Posture 2010;32:307– 10. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.015.

- [35] Nikamp CDM, van der Palen J, Hermens HJ, Rietman JS, Buurke JH. The influence of early or delayed provision of ankle-foot orthoses on pelvis, hip and knee kinematics in patients with sub-acute stroke: A randomized controlled trial. Gait Posture 2018;63:260– 7. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.012.
- [36] Mahtani GB, Kinnaird CR, Connolly M, Holleran CL, Hennessy PW, Woodward J, et al. Altered Sagittal- and Frontal-Plane Kinematics Following High-Intensity Stepping Training Versus Conventional Interventions in Subacute Stroke. Phys Ther 2017;97:320– 9. https://doi.org/10.2522/ptj.20160281.
- [37] Qian J, Rong K, Qian Z, Wen C, Zhang S. Effects of a multichannel dynamic functional electrical stimulation system on hemiplegic gait and muscle forces. J Phys Ther Sci 2015;27:3541–4. https://doi.org/10.1589/jpts.27.3541.
- [38] Shin Y-K, Chong HJ, Kim SJ, Cho S-R. Effect of Rhythmic Auditory Stimulation on Hemiplegic Gait Patterns. Yonsei Med J 2015;56:1703. https://doi.org/10.3349/ymj.2015.56.6.1703.
- [39] Yavuzer G, Geler-Külcü D, Sonel-Tur B, Kutlay S, Ergin S, Stam HJ. Neuromuscular Electric Stimulation Effect on Lower-Extremity Motor Recovery and Gait Kinematics of Patients With Stroke: A Randomized Controlled Trial. Arch Phys Med Rehabil 2006;87:536–40. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.12.041.
- [40] Yavuzer G, Öken Ö, Atay MB, Stam HJ. Effect of Sensory-Amplitude Electric Stimulation on Motor Recovery and Gait Kinematics After Stroke: A Randomized Controlled Study. Arch Phys Med Rehabil 2007;88:710–4. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.02.030.
- [41] Yavuzer G, Eser F, Karakus D, Karaoglan B, Stam HJ. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. Clin Rehabil 2006;20:960–9. https://doi.org/10.1177/0269215506070315.
- [42] Pongpipatpaiboon K, Mukaino M, Matsuda F, Ohtsuka K, Tanikawa H, Yamada J, et al. The impact of ankle–foot orthoses on toe clearance strategy in hemiparetic gait: a crosssectional study. J NeuroEngineering Rehabil 2018;15:41. https://doi.org/10.1186/s12984-018-0382-y.
- [43] Awad LN, Bae J, Kudzia P, Long A, Hendron K, Holt KG, et al. Reducing Circumduction and Hip Hiking During Hemiparetic Walking Through Targeted Assistance of the Paretic Limb Using a Soft Robotic Exosuit: Am J Phys Med Rehabil 2017;96:S157–64. https://doi.org/10.1097/PHM.00000000000800.
- [44] Hwang Y-I, Yoon J. Changes in gait kinematics and muscle activity in stroke patients wearing various arm slings. J Exerc Rehabil 2017;13:194–9. https://doi.org/10.12965/jer.1734898.449.
- [45] Nikamp CDM, Hobbelink MSH, van der Palen J, Hermens HJ, Rietman JS, Buurke JH. A randomized controlled trial on providing ankle-foot orthoses in patients with (sub-)acute stroke: Short-term kinematic and spatiotemporal effects and effects of timing. Gait Posture 2017;55:15–22. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.028.
- [46] Boudarham J, Pradon D, Roche N, Bensmail D, Zory R. Effects of a dynamic-ankle-foot orthosis (Liberté®) on kinematics and electromyographic activity during gait in hemiplegic patients with spastic foot equinus. NeuroRehabilitation 2014;35:369–79. https://doi.org/10.3233/NRE-141128.
- [47] Yao D, Lahner M, Jakubowitz E, Thomann A, Ettinger S, Noll Y, et al. Hip and knee effects after implantation of a drop foot stimulator. Technol Health Care 2017;25:599– 606. https://doi.org/10.3233/THC-171297.
- [48] Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. J NeuroEngineering Rehabil 2006;3:4. https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4.

- [49] Cangelosi A, Gasq D. Caractérisation du défaut de raccourcissement du membre inférieur parétique lors de la marche chez le patient hémiplégique vasculaire. Etude rétrospective. Université Toulouse III - Paul Sabatier, 2017.
- [50] Yelnik A-P, Schnitzler A, Pradat-Diehl P, Sengler J, Devailly J-P, Dehail P, et al. Physical and rehabilitation medicine (PRM) care pathways: "Stroke patients." Ann Phys Rehabil Med 2011;54:506–18. https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.09.004.
- [51] Wren TAL, Gorton GE, Õunpuu S, Tucker CA. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. Gait Posture 2011;34:149–53. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.027.
- [52] Benedetti MG, Beghi E, De Tanti A, Cappozzo A, Basaglia N, Cutti AG, et al. SIAMOC position paper on gait analysis in clinical practice: General requirements, methods and appropriateness. Results of an Italian consensus conference. Gait Posture 2017;58:252– 60. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.003.
- [53] Davis RB, Õunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. Hum Mov Sci 1991;10:575–87. https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z.
- [54] Hamming RW. Digital Filters. Prentice-Hall; 1983.
- [55] Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical Gait Assessment in the Neurologically Impaired. Phys Ther 1984;64:35–40. https://doi.org/10.1093/ptj/64.1.35.
- [56] Viehweger E. Influence of clinical and gait analysis experience on reliability of observational gait analysis (Edinburgh Gait Score Reliability). Ann Phys Rehabil Med 2010:12.
- [57] Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. Gait Posture 2010;31:241–6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.014.
- [58] Moosabhoy MA, Gard SA. Methodology for determining the sensitivity of swing leg toe clearance and leg length to swing leg joint angles during gait. Gait Posture 2006;24:493– 501. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.004.
- [59] Little VL, McGuirk TE, Patten C. Impaired Limb Shortening following Stroke: What's in a Name? PLoS ONE 2014;9:e110140. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0110140.
- [60] Akbas T, Prajapati S, Ziemnicki D, Tamma P, Gross S, Sulzer J. Hip circumduction is not a compensation for reduced knee flexion angle during gait. J Biomech 2019;87:150–6. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.02.026.
- [61] Tukey JW. Exploratory data analysis. Reading, Mass.: Addison-Wesley Pub. Co.; 1977.
- [62] Roche N, Bonnyaud C, Geiger M, Bussel B, Bensmail D. Relationship between hip flexion and ankle dorsiflexion during swing phase in chronic stroke patients. Clin Biomech 2015;30:219–25. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.02.001.
- [63] Manca M, Ferraresi G, Cosma M, Cavazzuti L, Morelli M, Benedetti MG. Gait Patterns in Hemiplegic Patients with Equinus Foot Deformity. BioMed Res Int 2014;2014:1–7. https://doi.org/10.1155/2014/939316.
- [64] Ma CZ-H, Zheng Y-P, Lee WC-C. Changes in gait and plantar foot loading upon using vibrotactile wearable biofeedback system in patients with stroke. Top Stroke Rehabil 2018;25:20–7. https://doi.org/10.1080/10749357.2017.1380339.
- [65] Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K. Gait analysis: clinical facts. Eur J Phys Rehabil Med 2016;52:15.
- [66] Leardini A, Caravaggi P. Kinematic Foot Models for Instrumented Gait Analysis. In: Müller B, Wolf SI, Brueggemann G-P, Deng Z, McIntosh A, Miller F, et al., editors. Handb. Hum. Motion, Cham: Springer International Publishing; 2016, p. 1–24. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1\_28-1.

- [67] Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. Phys Ther 1992;72:45–53; discussion 54-56. https://doi.org/10.1093/ptj/72.1.45.
- [68] Roche N, Pradon D, Zory R, Bonnyaud C, Boudarham J, Bensmail D. Apport de l'analyse quantifiée de la marche (AQM) dans la compréhension des mécanismes responsables des troubles de la marche des patients hémiplégiques et dans l'évaluation des effets des différents traitements classiquement utilisés. Lett Médecine Phys Réadapt 2011;27:183– 8. https://doi.org/10.1007/s11659-011-0287-7.
- [69] Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. J Bone Joint Surg Am 1987;69:437–41.
- [70] Chantraine F, Filipetti P, Schreiber C, Remacle A, Kolanowski E, Moissenet F. Proposition of a Classification of Adult Patients with Hemiparesis in Chronic Phase. PLOS ONE 2016;11:e0156726. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156726.
- [71] Kinsella S, Moran K. Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot. Gait Posture 2008;27:144–51. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.008.
- [72] Wong AM, Pei Y-C, Hong W-H, Chung C-Y, Lau Y-C, Chen CP. Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: An implication for neurologic status determination11No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the authors(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. Arch Phys Med Rehabil 2004;85:1625–30. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.11.039.
- [73] Washabaugh EP, Kalyanaraman T, Adamczyk PG, Claflin ES, Krishnan C. Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. Gait Posture 2017;55:87–93. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.013.
- [74] Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S, Cavallo F. Assessment of Walking Features From Foot Inertial Sensing. IEEE Trans Biomed Eng 2005;52:486–94. https://doi.org/10.1109/TBME.2004.840727.
- [75] Bonnet V, Joukov V, Kulić D, Fraisse P, Ramdani N, Venture G. Monitoring of Hip and Knee Joint Angles Using a Single Inertial Measurement Unit During Lower Limb Rehabilitation. IEEE Sens J 2016;16:9.
- [76] Pradel G, Li T, Pradon D, Roche N. An Embedded Gait Analysis System for CNS Injury Patients. In: Rybarczyk Y, editor. Assist. Rehabil. Eng., IntechOpen; 2019. https://doi.org/10.5772/intechopen.83826.

## Synthèse du travail et perspectives

Lorsqu'il existe une plainte d'accrochage du pas chez un sujet hémiplégique, la caractérisation du défaut de raccourcissement du membre inférieur est un élément essentiel pour guider la prise en charge neuro-orthopédique. Le premier enjeu est de caractériser le niveau anatomique (segmentaire ou articulaire) du défaut de raccourcissement le plus impliqué dans la gêne fonctionnelle, qui sera la cible thérapeutique préférentielle d'un traitement focal (par injection de toxine botulinique ou chirurgie neuro-orthopédique par exemple). Le second enjeu est de suivre l'efficacité du traitement, en quantifiant les compensations associées au défaut de raccourcissement. Celles-ci sont souvent négligées mais pourtant à l'origine de gênes fonctionnelles au cours de la marche.

# Développement d'une approche standardisée de quantification du raccourcissement du membre inférieur et des compensations associées

L'approche présentée dans cette étude permet de caractériser l'origine du raccourcissement du membre inférieur parétique, et intègre à la fois le défaut de raccourcissement et les mouvements de compensation. La prise en compte des modifications cinématiques tridimensionnelles permet de quantifier les mouvements permettant d'une part le raccourcissement du membre ou le dégagement proximal, et d'autre part les mouvements de compensation permettant au sujet de faire avancer son membre inférieur parétique malgré le défaut de raccourcissement.

L'approche centimétrique que nous avons développée a l'avantage de quantifier la contribution des altérations cinématiques de manière proportionnelle grâce à une quantification segmentaire du raccourcissement du membre inférieur. La proportionnalité de la mesure est un élément important pour comparer le raccourcissement lié à deux niveaux anatomiques différents. Grâce à sa proportionnalité, la méthode centimétrique a l'avantage de permettre une

meilleure visualisation des mouvements de compensation et de permettre une comparaison quantitative des mouvements de compensation avec les mouvements de raccourcissement dans le plan sagittal. Nos résultats montrent qu'avec la méthode de mesure angulaire la participation du genou et de la hanche au raccourcissement sont surestimées, et effacent la part de raccourcissement liée à la compensation du bassin. Alors que la contribution des compensations doit être prise en compte dans nos choix thérapeutiques et dans le suivi de nos patients, la méthode centimétrique semble être un moyen fiable d'y parvenir.

La mesure de l'effet de l'amélioration du raccourcissement sur la diminution des compensations n'a presque jamais été réalisée dans la littérature [42]. Les études se concentrent sur l'amélioration dans le plan sagittal du raccourcissement grâce à leur intervention [27,35,36,38,45]. Cependant il est possible que l'amélioration du confort à la marche ne soit pas liée à l'importance de l'amélioration du raccourcissement dans le plan sagittal car celle-ci reste faible et souvent invisible à l'œil nu [68]. L'hypothèse émise à partir de notre expérience clinique, est que cette amélioration ressentie par les patients pourrait être liée à la diminution des mouvements de compensation coûteux sur le plan énergétique. Notre approche ouvre de nombreuses perspectives pour de futurs travaux qui pourraient quantifier les modes de compensation observés dans différentes pathologies neurologiques, comparer l'efficacité de différents types d'interventions sur la diminution des mouvements de compensation, et dans un second temps mesurer le lien entre la diminution des mouvements de compensation après une intervention et la diminution de la dépense énergétique associée. L'utilisation de la méthode présentée assurera une mesure systématique de l'amélioration du raccourcissement et de la diminution des mouvements de compensation. Afin que la méthode développée soit utilisable par le plus grand nombre, nous proposons la mise à disposition des algorithmes de calcul pour le clinicien sous la forme d'une toolbox Matlab.

#### Perspective d'application en recherche

Une étude de la sensibilité au changement de notre mesure par une intervention sur l'amélioration du raccourcissement et la diminution des mouvements de compensation semble nécessaire à la validation de l'intérêt clinique et de recherche de cet outil.

La quantification de la différence à la norme attendue d'un angle au cours du cycle de marche reste très pertinente pour définir les anomalies de la marche et ses compensations : une valeur inférieure à la norme est un défaut de raccourcissement, une valeur supérieure à la norme est une compensation. La définition d'une norme s'accompagne d'un écart type et donc la qualification d'une anomalie ou d'une compensation est définie dans notre étude par l'écart à la norme de 2 écarts-types. La nouveauté de ce travail est que pour chaque sujet, les normes dans le plan sagittal ont été définies de manière personnalisée selon la vitesse de marche et des facteurs anthropométriques [4]. Cependant, ces normes concernent uniquement des moments spécifiques du cycle de marche qui sont des moment remarquables associés à chaque courbe cinématique. Dans notre travail nous avons utilisé 4 moments remarquables du cycle de marche : le pic de flexion de hanche, de genou et de dorsiflexion de cheville en phase oscillante ainsi que l'angle de flexion dorsale/plantaire de cheville au milieu de phase d'appui du côté non parétique qui définit le moment de la volte. Nous n'avons pas pu quantifier les normes attendues au milieu de la phase oscillante (mid-swing) car ces points remarquables n'ont pas été étudiés. Le moment où le pied passe sous la hanche est un moment critique de la phase oscillante car il s'agit du moment où le pied est à risque d'accrocher le sol et où le patient doit le plus raccourcir son membre inférieur [59]. Il serait pertinent de définir des normes dépendantes de la vitesse, de l'IMC, de l'âge et du genre à cet instant précis de la phase oscillante.

Notre étude s'est attachée à ne quantifier que les liens entre les paramètres cinématiques et la vitesse de marche. Il serait intéressant d'étudier d'autres corrélations qui pourraient nous aider dans notre compréhension des mécanismes de compensation de la marche hémiplégique. Par exemple, il serait pertinent de chercher à définir quel(s) mouvement(s) de compensation est privilégié lorsque l'origine du défaut de raccourcissement vient de la hanche, du genou ou de la cheville. Il serait possible de définir des patterns de compensation et des profils de marche de patient. Il existe déjà dans la littérature des classifications de la marche hémiplégique [69–72] mais ces classifications sont uniquement basées sur le défaut de raccourcissement du membre inférieur dans le plan sagittal et n'incluent pas les mouvements de compensation. La recherche de patterns de marche associant l'origine du défaut de raccourcissement et les mouvements de compensation qui peuvent y être associés apporterait une plus grande précision aux classifications déjà existantes. Il serait également pertinent de s'intéresser aux déterminants cliniques de la clairance du membre inférieur. Le port de la canne est-il corrélé à la présence de certains mouvements de compensation ou a-t-il un effet de diminution de ceux-ci ? La recherche du lien entre les indices de fonction habituellement utilisés dans la description de la marche (FAC, EVGS) sont-ils en lien avec la stratégie de clairance du membre inférieur ? Au cours d'un travail ultérieur, ces questions pourront être testées par des analyses de type fouille de données par exemple.

La généralisation de cette méthode de mesure du raccourcissement du membre inférieur au cours de la phase oscillante n'est aujourd'hui possible que grâce à l'utilisation de l'analyse quantifiée de la marche (AQM). Il s'agit d'un examen qui n'est pas disponible dans tous les centres, qui sollicite une demie journée d'examen pour le patient ainsi que du matériel coûteux dont l'utilisation est gérée par un ingénieur dédié. L'utilisation de stations inertielles dans l'analyse cinématique du mouvement est de plus en plus réalisée [73]. Elles permettent à moindre coût de quantifier les variations de mouvement de leur position d'enregistrement. Leur utilisation pour détecter les évènements du cycle de marche est possible et fiable [74] et elles peuvent être couplées à des goniomètres électroniques ou bien le calcul des angles peut directement être dérivés de leur mesure [75]. Des systèmes embarqués d'analyse de marche se

développent grâce à l'utilisation de ces stations inertielles [76]. La méthode de mesure du raccourcissement que nous proposons dans notre étude pourrait tout à fait être utilisée dans ces nouvelles méthodes de quantification du mouvement moins coûteuses et en pleine expansion.

#### **Applications cliniques**

La représentation holistique du défaut de raccourcissement et des mouvements de compensation avant et après une intervention sur une même figure (*ToulGait Viz*, Figure 9) permet de mesurer les effets de cette intervention sur la modification du raccourcissement et des compensations.

Nous proposons ci-dessous une analyse détaillée des modifications du raccourcissement et des compensations que la patiente P118 a présentées après sa chirurgie neuro-orthopédique et qui sont détaillées sur la **Figure 9** (*ToulGait Viz*).

Pour information, la séquence de prise en charge clinique de la patiente est décrite dans l'encadré ci-dessous.

#### Pour en savoir plus ... Séquence de la prise en charge clinique de la patiente P118 :

La patiente P118 présente une hémiplégie droite et des troubles phasiques secondaires à un AVC ischémique sylvien gauche survenu en juin 2012. Devant une hypertonie importante et gênante, elle a bénéficié d'injections de toxine botulinique au membre supérieur et inférieur à un rythme régulier entre 2013 et 2018.

En 2018, elle a été adressée dans le Service des Explorations Fonctionnelles Physiologiques pour une évaluation de la marche, en raison d'une diminution progressive de l'efficacité des injections de toxine du triceps sural et du tibial postérieur sur la diminution de l'accrochage de la pointe du pied. La marche était alors réalisée grâce à un releveur dynamique et une canne simple pour les longues distances. Les principales anomalies retrouvées à l'examen clinique étaient une limitation modérée de la flexion dorsale de cheville (0 à 5° de flexion plantaire), une spasticité du triceps sural et du quadriceps, et une diminution de la force des éverseurs de la cheville et des fléchisseurs de la hanche.

En mars 2018, elle a bénéficié d'une première analyse quantifiée de la marche (**Figure 11**) qui retrouvait une marche à vitesse lente (0.6 m/s), caractérisée par un défaut de raccourcissement sagittal du membre inférieur droit en lien avec une absence de flexion de genou favorisée notamment par une hyperactivité du droit fémoral, et un défaut de flexion dorsale de cheville favorisé par une rétraction et une hyperactivité du triceps sural. Ce défaut de raccourcissement était compensé par une rotation postérieure de l'hémibassin droit, une élévation permanente droite de l'hémibassin droit, un fauchage et un mouvement de rétroversion du bassin.

Quelques mois plus tard, elle a bénéficié d'un bloc moteur anesthésique tronculaire du nerf tibial au creux poplité et d'un bloc intramusculaire du droit fémoral. Ces blocs ont permis une nette amélioration de la flexion de genou et dans une moindre mesure une amélioration de la flexion dorsale de cheville à la marche.

Le dossier de cette patiente a été discuté en RCP de neuro-orthopédie, il lui a été proposé de réaliser dans une **neurotomie des branches sélectives du tibial postérieur et du soléaire associée à un geste d'allongement des gastrocnémiens et à une prise en charge de la griffe des orteils**. La patiente a bénéficié de cette chirurgie en janvier 2019, qui lui a donné entière satisfaction. Elle a pu se sevrer de son releveur dynamique et n'a plus été gênée par l'accrochage du pas.

Après cette intervention, les injections de toxine botulinique ont été poursuivies au membre inférieur en ciblant le muscle droit fémoral, dans l'objectif d'améliorer le confort et la fluidité à la marche, mais sans nette efficacité malgré la majoration des doses. Une nouvelle AQM a été réalisé en 2020 (**Figure 12**). Celle-ci retrouvait une vitesse de marche de 0.8 m/s (soit +0.2m/s par rapport à la première AQM) et un schéma de marche caractérisé par un défaut de raccourcissement sagittal du membre inférieur droit en lien avec un défaut de flexion de genou multifactoriel (défaut de propulsion, défaut de flexion de hanche, hyperactivité du droit fémoral probable mais non enregistrée pour des raisons techniques) et un défaut de flexion de hanche d'origine déficitaire. L'AQM a également permis de visualiser les mêmes mouvements de compensation du défaut de raccourcissement, que lors de la première AQM.

Un bloc moteur du droit fémoral a été réalisé. L'évaluation vidéo n'a pas mis en évidence de nette amélioration de sa flexion de genou à la marche après le bloc moteur, pourtant la patiente s'est sentie améliorée sur son confort de marche : elle a ressenti une amélioration de la fluidité et une diminution de la fatigabilité à la marche. Elle n'a pas ressenti d'effets indésirables en lien avec l'affaiblissement du droit fémoral.

Le dossier de la patiente a de nouveau été discuté en RCP de neuro-orthopédie en novembre 2020 et il lui a été proposé de réaliser une **neurotomie du droit fémoral**.



**Figure 11.** Courbes cinématiques du sujet P118 au cours de la première analyse quantifiée de la marche en mars 2018.



**Figure 12.** Courbes cinématiques du sujet P118 au cours de la deuxième analyse quantifiée de la marche en novembre 2020.

#### Analyse de la première AQM (2018) grâce au ToulGait Viz

La description de la clairance du membre inférieur au cours de la phase oscillante par la méthode de notre étude est présentée en **Figure 9**. La clairance globale du membre inférieur était de 8.42 cm soit 9.7% de la longueur de son membre au mid-swing.

Le *ToulGait Viz* permet d'évaluer la contribution de chaque segment à la clairance globale du membre inférieur en milieu d'oscillation exprimée en centimètres (Figure 9-A), ou de chaque articulation à la clairance globale angulaire (Figure 9-B). Dans le plan sagittal, la contribution de la cuisse/hanche au raccourcissement était de 1,5 cm (18 %) en méthode centimétrique soit 12° (31%) en méthode angulaire, la contribution du tibia/genou était de 0,9 cm (11 %) soit 6° (17 %), et la contribution du pied/de la cheville était de -0,2 (0 %), soit 4° de flexion plantaire (0 %). Dans le plan frontal, la contribution au raccourcissement du dégagement proximal (élévation de la hanche) était de 3,2 cm (soit 37 % vs 5° (12.7 %) pour l'obliquité pelvienne) et celle de l'abduction du membre de 3 cm (soit 35 %, vs 12° (40 %) pour l'abduction de la cuisse). Cet exemple illustre que la contribution des mouvements de compensation dans le raccourcissement est plus importante lorsqu'on utilise la méthode centimétrique.

La partie C de la **Figure 9** (ligne grise) permet de synthétiser quels sont les anomalies significatives lors de la phase oscillante, grâce à la visualisation de la différence entre le pic angulaire et la norme attendue. Elle permet de déterminer si les articulations de la hanche et de genou participent au défaut de raccourcissement : ici le défaut de raccourcissement était bien multi-étagé, favorisé par le défaut de flexion dorsale de cheville (-10.3°), le défaut de flexion de genou (-48.3°) et dans une moindre mesure le défaut de flexion de hanche (-7.3°). Elle permet de visualiser les mouvements de compensation participant à la clairance globale du membre inférieur : l'obliquité pelvienne de (+5.3 degrés par rapport à la norme attendue), l'abduction fémorale (+10.8°), et la volte du côté non parétique (dans les limites de la normale chez cette patiente). Enfin, elle permet également de prendre en compte les autres modalités de

compensation, qui facilitent l'avancée du membre inférieur en phase oscillante : la rotation postérieure du bassin (+19.4°), la rotation latérale de hanche (dans les limites de la normale), l'angle de progression du pas en rotation externe qui est la résultante des deux éléments précédents (+29.1°), ainsi que la rétroversion du bassin (dans les limites de la normale chez cette patiente).

## Analyse de la deuxième AQM (2020) réalisée après chirurgie de pied équin varus grâce au *ToulGait Viz*

La description de la clairance globale du membre inférieur au cours de la phase oscillante par la méthode de notre étude est présentée en **Figure 9**. La clairance globale du membre inférieur parétique était de 7.07 cm soit 8.1% de la longueur de son membre.

Le *ToulGait Viz* illustre la modification de contribution des différentes articulations du membre inférieur au raccourcissement après la chirurgie. Avec la méthode angulaire (**Figure 9-B**), on observe une amélioration de la flexion dorsale de cheville au mid-swing qui devient positive alors qu'elle était en flexion plantaire lors de la première AQM (+12°). Cette amélioration est peu visible sur la méthode centimétrique (**Figure 9-A**), puisque la position du pied est quasiment à l'horizontale au cours du passage du pas, ne provoquant quasiment pas d'allongement du membre inférieur (+0,1 cm). La contribution de la cuisse a diminué de 0,6 cm (soit -1° pour la flexion de hanche) et celle du tibia a augmenté de 0,7 cm (soit +11° pour la flexion de genou).

Graphiquement on observe une diminution de la valeur de l'index de compensation avec les deux méthodes, principalement liée à une diminution de l'abduction de cuisse (-1,2 cm) ou de hanche (-3°), alors que l'élévation de hanche et l'obliquité pelvienne se sont peu modifiées (respectivement -0,4 cm et  $+0^{\circ}$ ).

Sur la **Figure 9-C**, on constate que la patiente n'a plus de défaut de flexion dorsale de cheville en phase oscillante. La flexion de genou s'est améliorée de 10<sup>°1</sup> mais reste déficitaire de 42.8°. La flexion de hanche a diminué de 4° et est désormais considérée comme déficitaire, en prenant en compte la modification de la norme liée à l'augmentation de la vitesse de marche. On observe une diminution des mouvements de compensation, à l'exception de l'obliquité pelvienne qui n'est pas modifiée : la patiente présente moins d'abduction de hanche, moins de rotation postérieure, l'angle de progression du pas est moins en rotation externe.

La neurotomie du soléaire associée à l'allongement des gastrocnémiens et la chirurgie de griffe des orteils réalisée en janvier 2020 a amélioré la vitesse de marche et le ressenti de la patiente qui en est satisfaite. Notre méthode de mesure de la clairance du membre inférieur combinée à la quantification des différences à la norme illustre de manière synthétique et compréhensible l'amélioration du raccourcissement dans le plan sagittal par la chirurgie et la diminution des mouvements de compensations.

Cette situation clinique issue de la cohorte de sujets hémiplégiques renforce l'hypothèse que l'amélioration du défaut de raccourcissement dans le plan sagittal (ici la cheville et le genou) diminue la quantité de mouvements de compensation, et que cette diminution est associée à une augmentation de la vitesse de marche. De futures études pourraient s'attacher à définir le lien entre la vitesse de marche, la quantité de compensation et la dépense énergétique grâce à l'utilisation de notre outil.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Les valeurs de la flexion de genou, de hanche et de cheville utilisées pour la Figure 9C sont enregistrées au pic angulaire et non au mid-swing, ce qui explique que la différence pré-post neurotomie varie de quelques degrés par rapport à la Figure 9B.

## Conclusion

Ce travail a permis de développer le *ToulGait Viz*, un outil permettant de caractériser de manière synthétique et systématique le raccourcissement du membre inférieur parétique en phase oscillante au sein d'une population de sujets hémiplégiques.

L'utilisation dans notre pratique clinique quotidienne du *ToulGait Viz* permettra d'optimiser l'évaluation des interventions dans le cadre de la filière neuro-orthopédique toulousaine, d'en suivre les effets et d'améliorer la prise en charge de nos patients. En effet, le laboratoire d'analyse de la marche du CHU de Toulouse pourra certes être le siège de futures études de recherche clinique sur la compréhension des mécanismes adaptatifs de la marche hémiplégique que ce travail appelle mais il est avant tout un outil clinique au service de nos patients ; ainsi leur prise en charge en sera améliorée.

Nous espérons également que le *ToulGait Viz* sera utilisé, voire développé, par d'autres équipes de recherche afin de faciliter l'étude de l'impact de la diminution de la quantité de compensation après un traitement et l'évolution du coût énergétique de la marche.

Toulous le 24/11/2020

Vu et permis d'imprimer le

27.11.2020 Elie SERRANO, Doyen de la faculté de Médecine **Toulouse Rangueil** 

Professeur Philippe MARQUE Chef de service Médécine Physique et Réadaptation CHU Toulouse Rangueil TSA 50032 - 31059 Toulouse Cedex 9 RPPS : 10002872033 / FINESS : 310783055

### Apports d'une description systématique du défaut de raccourcissement du membre inférieur parétique et des compensations associées lors de la phase oscillante de la marche : étude de cohorte à partir de 130 analyses quantifiées de la marche de sujets hémiparétiques vasculaires.

**Objectif.** Proposer un outil de quantification et de visualisation du défaut de raccourcissement du membre parétique et des mouvements de compensation associés lors de la phase oscillante de la marche chez le sujet hémiplégique.

**Matériels et méthodes.** Analyse rétrospective de 130 analyses quantifiées de la marche réalisées chez des patients hémiparétiques après un accident vasculaire cérébral. A partir des données cinématiques brutes, nous avons calculé selon deux méthodes la somme des raccourcissements liés à flexion de hanche, de genou et à de cheville dans le plan sagittal, à l'abduction du fémur et à l'élévation du bassin dans le plan frontal, puis la résultante de l'ensemble de ces éléments caractérisant la clairance globale du membre inférieur (CGMI) en milieu d'oscillation. Nous avons comparé graphiquement et quantitativement la CGMI exprimée en centimètres et en valeur angulaire. Enfin, nous avons étudié la corrélation entre la vitesse de marche d'une part, et la CGMI et les compensations d'autre part.

**Résultats.** La visualisation individuelle, nommée *ToulGait Viz,* a permis d'identifier le défaut de raccourcissement et les mouvements de compensation mis en jeu lors de la phase oscillante du membre inférieur parétique. La CGMI moyenne (SD ; min à max) en centimètre était de 7,6 cm (2,3; 2,2 à 13,4 cm) et en angle de 60,2° (21,8; 1,4 à 108,3°). La contribution du genou dans le raccourcissement était significativement supérieure avec la méthode angulaire par rapport à la méthode centimétrique (39,0% vs 32,3%, p<0,001). La contribution de l'élévation du centre articulaire de la hanche (méthode centimétrique) au raccourcissement était significativement (méthode angulaire) (30,5% vs 6,1%, p<0,001). Une corrélation forte a été établie entre la vitesse de marche et la contribution des compensations proximales au raccourcissement en méthode angulaire et en méthode centimétrique (r = -0,60 et r = -0,72, p<0,001).

**Conclusion.** La *ToulGait Viz* a été développé pour fournir une description globale et quantifiée du raccourcissement du membre inférieur et des compensations, et pourrait devenir un outil de référence en pratique clinique dans le domaine de la neuro-orthopédie.

TITRE EN ANGLAIS : Systematic description of paretic lower limb shortening and compensations during the swing phase of gait: a cohort study from 130 threedimensional kinematic gait analyses in individuals with post-stroke hemiparesis.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Médecine spécialisée clinique

MOTS-CLÉS : Analyse de la marche, Hémiplégie, Cinématique, Raccourcissement du membre inférieur, Mouvements de compensation

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE : Université Toulouse III - Paul Sabatier, Faculté de médecine Toulouse Purpan, 37 Allées Jules Guesde 31000 Toulouse

Directeur de thèse : David GASQ