



HAL
open science

Effets d'un implant cochléaire sur la dynamique des oscillations posturales : intérêt de l'orientation précoce des sourds par le médecin généraliste

Benoît Seigle

► To cite this version:

Benoît Seigle. Effets d'un implant cochléaire sur la dynamique des oscillations posturales : intérêt de l'orientation précoce des sourds par le médecin généraliste. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. hal-01932467

HAL Id: hal-01932467

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01932467>

Submitted on 23 Nov 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

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

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

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de Médecine Générale

par

Benoît SEIGLE

le 13 juin 2018

EFFETS D'UN IMPLANT COCHLEAIRE

SUR LA DYNAMIQUE DES OSCILLATIONS POSTURALES :

intérêt de l'orientation précoce des sourds par le médecin généraliste

Examineurs de la thèse :

Président et Directeur

Mme. le Professeur Cécile PARIETTI-WINKLER

Juges

{ *M. le Professeur* *Roland Jaussaud*
M. le Docteur en médecine *Mathias Poussel*
M. le Docteur en Sciences *Julien Frère*

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de Médecine Générale

par

Benoît SEIGLE

le 13 juin 2018

EFFETS D'UN IMPLANT COCHLEAIRE

SUR LA DYNAMIQUE DES OSCILLATIONS POSTURALES :

intérêt de l'orientation précoce des sourds par le médecin généraliste

Examineurs de la thèse :

Président et Directeur

Mme. le Professeur Cécile PARIETTI-WINKLER

Juges

{ *M. le Professeur* *Roland Jaussaud*
M. le Docteur en médecine *Mathias Poussel*
M. le Docteur en Sciences *Julien Frère*

Président de l'Université de Lorraine : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen de la Faculté de Médecine Professeur Marc BRAUN

Vice-doyens Pr Karine ANGIOI-DUPREZ,

Vice-Doyen Pr Marc DEBOUVERIE,

Vice-Doyen Assesseurs :

Premier cycle : Pr Guillaume GAUCHOTTE

Deuxième cycle : Pr Marie-Reine LOSSER

Troisième cycle : Pr Marc DEBOUVERIE

Innovations pédagogiques : Pr Bruno CHENUUEL

Formation à la recherche : Dr Nelly AGRINIER

Affaires juridiques et Relations extérieures : Dr Frédérique CLAUDOT

Vie Facultaire et SIDES : Pr Laure JOLY

Relations Grande Région : Pr Thomas FUCHS-BUDER

Chargés de mission Bureau de docimologie : Dr Guillaume VOGIN

Commission de prospective facultaire : Pr Pierre-Edouard BOLLAERT

Orthophonie : Pr Cécile PARIETTI-WINKLER

PACES : Dr Mathias POUSSEL

Plan Campus : Pr Bruno LEHEUP

International : Pr Jacques HUBERT

DOYENS HONORAIRES

Professeur Jean-Bernard DUREUX - Professeur Jacques ROLAND -

Professeur Patrick NETTER - Professeur Henry COUDANE

PROFESSEURS HONORAIRES

Etienne ALIOT - Jean-Marie ANDRE - Alain AUBREGE - Gérard BARROCHE Alain BERTRAND
- Pierre BEY Marc-André BIGARD - Patrick BOISSEL – Pierre BORDIGONI - Jacques BORRELLY
- Michel BOULANGE Jean-Louis BOUTROY – Serge BRIANÇON - Jean-Claude BURDIN - Claude
BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT Jean-François CHASSAGNE - François
CHERRIER Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY - Emile de LAVERGNE Jean-Pierre
DESCHAMPS - Jean DUHEILLE - Jean-Bernard DUREUX - Gilbert FAURE - Gérard FIEVE
Bernard FOLIGUET Jean FLOQUET - Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER -
Professeur Jean-Luc GEORGE - Alain GERARD Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ -
Simone GILGENKRANTZ - Gilles GROSDIDIER - Oliéro GUERCI - Philippe HARTEMANN
Gérard HUBERT - Claude HURIET Christian JANOT - Michèle KESSLER - François KOHLER
Jacques LACOSTE - Henri LAMBERT - Pierre LANDES - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel
LAXENAIRE - Alain LE FAOU Jacques LECLERE - Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS - Jean-
Pierre MALLIÉ - Philippe MANGIN – Jean-Claude MARCHAL – Yves MARTINET Pierre
MATHIEU - Michel MERLE - Pierre MONIN Pierre NABET – Patrick NETTER - Jean-Pierre
NICOLAS - Pierre PAYSANT Francis PENIN - Claude PERRIN - Luc PICARD - François PLENAT
- Jean-Marie POLU Jacques POUREL - Francis RAPHAEL - Antoine RASPILLER – Denis

REGENT - Michel RENARD Jacques ROLAND - Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT - Michel SCHWEITZER - Daniel SIBERTIN-BLANC - Claude SIMON Danièle SOMMELET - Jean-François STOLTZ - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Gérard VAILLANT - Paul VERT Hervé VESPIGNANI - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Jean-Pierre VILLEMOT - Michel WEBER

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Etienne ALIOT - Professeur Gérard BARROCHE - Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Jean-Pierre CRANCE Professeur Gilbert FAURE - Professeur Bernard FOLIGUET – Professeur Alain GERARD - Professeur Gilles GROSDIDIER Professeur Philippe HARTEMANN - Professeur François KOHLER - Professeur Alain LE FAOU - Professeur Jacques LECLERE Professeur Yves MARTINET – Professeur Patrick NETTER - Professeur Jean-Pierre NICOLAS – Professeur Luc PICARD - Professeur François PLENAT - Professeur Jean-François STOLTZ

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

PRATICIENS HOSPITALIERS (Disciplines du Conseil National des Universités)

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1ère sous-section : (Anatomie)

Professeur Marc BRAUN – Professeure Manuela PEREZ

2ème sous-section : (Histologie, embryologie et cytogénétique)

Professeur Christo CHRISTOV

3ème sous-section : (Anatomie et cytologie pathologiques)

Professeur Jean-Michel VIGNAUD – Professeur Guillaume GAUCHOTTE

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1ère sous-section : (Biophysique et médecine nucléaire)

Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER

2ème sous-section : (Radiologie et imagerie médicale)

Professeur René ANXIONNAT - Professeur Alain BLUM - Professeur Serge BRACARD - Professeur Michel CLAUDON Professeure Valérie CROISÉ-LAURENT - Professeur Jacques FELBLINGER - Professeur Pedro GONDIM TEIXEIRA

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION 1ère sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Professeur Jean-Louis GUEANT - Professeur Bernard NAMOUR - Professeur Jean-Luc OLIVIER

2ème sous-section : (Physiologie)

Professeur Christian BEYAERT - Professeur Bruno CHENUUEL - Professeur François MARCHAL

4ème sous-section : (Nutrition)

Professeur Didier QUILLIOT - Professeure Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT - Professeur Olivier ZIEGLER

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1ère sous-section : (Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)

Professeur Alain LOZNIOWSKI – Professeure Evelyne SCHVOERER

2ème sous-section : (Parasitologie et Mycologie)

Professeure Marie MACHOUART

3ème sous-section : (Maladies infectieuses ; maladies tropicales)

Professeur Thierry MAY - Professeure Céline PULCINI - Professeur Christian RABAUD

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1ère sous-section : (Épidémiologie, économie de la santé et prévention)

Professeur Francis GUILLEMIN - Professeur Denis ZMIROU-NAVIER

3ème sous-section : (Médecine légale et droit de la santé)

Professeur Henry COUDANE

4ème sous-section : (Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)

Professeure Eliane ALBUSSON - Professeur Nicolas JAY

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1ère sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Professeur Pierre FEUGIER

2ème sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie)

Professeur Thierry CONROY - Professeur François GUILLEMIN - Professeur Didier PEIFFERT -
Professeur Frédéric MARCHAL

3ème sous-section : (Immunologie)

Professeur Marcelo DE CARVALHO-BITTENCOURT - Professeure Marie-Thérèse RUBIO

4ème sous-section : (Génétique)

Professeur Philippe JONVEAUX - Professeur Bruno LEHEUP

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

1ère sous-section : (Anesthésiologie-réanimation)

Professeur Gérard AUDIBERT - Professeur Hervé BOUAZIZ - Professeur Thomas FUCHS-BUDER
Professeure Marie-Reine LOSSER - Professeur Claude MEISTELMAN

2ème sous-section : (Réanimation)

Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT - Professeur Sébastien GIBOT - Professeur Bruno LÉVY

3ème sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)

Professeur Pierre GILLET - Professeur Jean-Yves JOUZEAU

4ème sous-section : (Thérapeutique ; addictologie)

Professeur François PAILLE - Professeur Patrick ROSSIGNOL – Professeur Faiez ZANNAD

49ème Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE,
HANDICAP ET RÉÉDUCATION

1ère sous-section : (Neurologie)

Professeur Marc DEBOUVERIE - Professeur Louis MAILLARD - Professeur Luc TAILLANDIER -
Professeure Louise TYVAERT

2ème sous-section : (Neurochirurgie)

Professeur Jean AUQUE - Professeur Thierry CIVIT - Professeure Sophie COLNAT-COULBOIS -
Professeur Olivier KLEIN

3ème sous-section : (Psychiatrie d'adultes ; addictologie)
Professeur Jean-Pierre KAHN - Professeur Raymund SCHWAN

4ème sous-section : (Pédopsychiatrie ; addictologie)
Professeur Bernard KABUTH

5ème sous-section : (Médecine physique et de réadaptation)
Professeur Jean PAYSANT

*50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE
PLASTIQUE*

1ère sous-section : (Rhumatologie)

Professeure Isabelle CHARY-VALCKENAERE - Professeur Damien LOEUILLE

2ème sous-section : (Chirurgie orthopédique et traumatologique)

Professeur Laurent GALOIS - Professeur Didier MAINARD - Professeur Daniel MOLE - Professeur
François SIRVEAUX

3ème sous-section : (Dermato-vénéréologie)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ

4ème sous-section : (Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)

Professeur François DAP - Professeur Gilles DAUTEL - Professeur Etienne SIMON

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

1ère sous-section : (Pneumologie ; addictologie)

Professeur Jean-François CHABOT - Professeur Ari CHAOUAT

2ème sous-section : (Cardiologie)

Professeur Edoardo CAMENZIND - Professeur Christian de CHILLOU DE CHURET - Professeur
Yves JUILLIERE Professeur Nicolas SADOUL

3ème sous-section : (Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)

Professeur Thierry FOLLIGUET - Professeur Juan-Pablo MAUREIRA

4ème sous-section : (Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)

Professeur Sergueï MALIKOV - Professeur Denis WAHL – Professeur Stéphane ZUILY

52ème Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1ère sous-section : (Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI - Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

3ème sous-section : (Néphrologie)

Professeur Luc FRIMAT - Professeure Dominique HESTIN

4ème sous-section : (Urologie)

Professeur Pascal ESCHWEGE - Professeur Jacques HUBERT

*53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE, CHIRURGIE GÉNÉRALE ET MÉDECINE
GÉNÉRALE*

*1ère sous-section : (Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ;
addictologie)*

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Jean-Dominique DE KORWIN -
Professeure Gisèle KANNY Professeure Christine PERRET-GUILLAUME – Professeur Roland
JAUSSAUD – Professeure Laure JOLY

2ème sous-section : (Chirurgie générale)

Professeur Ahmet AYAV - Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD

3ème sous-section : (Médecine générale)

Professeur Jean-Marc BOIVIN – Professeur Paolo DI PATRIZIO

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

1ère sous-section : (Pédiatrie)

Professeur Pascal CHASTAGNER - Professeur François FEILLET - Professeur Jean-Michel HASCOET Professeur Emmanuel RAFFO - Professeur Cyril SCHWEITZER

2ème sous-section : (Chirurgie infantile)

Professeur Pierre JOURNEAU - Professeur Jean-Louis LEMELLE

3ème sous-section : (Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)

Professeur Philippe JUDLIN - Professeur Olivier MOREL

4ème sous-section : (Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)

Professeur Bruno GUERCI - Professeur Marc KLEIN - Professeur Georges WERYHA

55ème Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1ère sous-section : (Oto-rhino-laryngologie)

Professeur Roger JANKOWSKI - Professeure Cécile PARIETTI-WINKLER

2ème sous-section : (Ophtalmologie)

Professeure Karine ANGIOI - Professeur Jean-Paul BERROD

3ème sous-section : (Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)

Professeure Muriel BRIX

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

61ème Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Professeur Walter BLONDEL

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeure Sandrine BOSCHI-MULLER - Professeur Pascal REBOUL

65ème Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Professeure Céline HUSELSTEIN

=====

PROFESSEUR ASSOCIÉ DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Professeur associé Sophie SIEGRIST

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1ère sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON

2ème sous-section : (Histologie, embryologie et cytogénétique)

Docteure Chantal KOHLER

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1ère sous-section : (Biophysique et médecine nucléaire)

Docteur Antoine VERGER (stagiaire)

2ème sous-section : (Radiologie et imagerie médicale)

Docteur Damien MANDRY

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION 1ère sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Docteure Shyue-Fang BATTAGLIA - Docteure Sophie FREMONT - Docteure Isabelle AIMONE-GASTIN Docteure Catherine MALAPLATE-ARMAND - Docteur Marc MERTEN - Docteur Abderrahim OUSSALAH *2ème sous-section : (Physiologie)*

Docteure Silvia DEMOULIN-ALEXIKOVA - Docteur Mathias POUSSEL – Docteur Jacques JONAS (stagiaire)

3ème sous-section : (Biologie Cellulaire)

Docteure Véronique DECOT-MAILLERET

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1ère sous-section : (Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)

Docteure Corentine ALAUZET - Docteure Hélène JEULIN - Docteure Véronique VENARD

2ème sous-section : (Parasitologie et mycologie)

Docteure Anne DEBOURGOGNE

Remerciements à ma Directrice et Présidente de jury

Madame le Professeur Cécile PARIETTI-WINKLER

Vous me faites l'honneur de présider et de co-diriger cette thèse.

Vous qui m'avez manifesté votre confiance, c'est avec un profond respect que je vous exprime mes remerciements pour toute l'aide que vous m'avez apportée.

Echanger avec vous allie toujours l'enchantement à l'enrichissement personnel.

Pour votre bienveillance, soyez assurée de ma sincère gratitude.

Remerciements à nos Juges

Monsieur le Professeur Roland Jaussaud

Professeur en Médecine Interne

Vous me faites l'honneur d'accepter d'être membre du jury.

Monsieur le Docteur en Médecine Mathias Poussel

Maître de Conférence et Praticien Hospitalier

Vous me faites l'honneur d'accepter d'être membre du jury.

Monsieur le Docteur Julien Frère

Maître de Conférence à la Faculté des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives de Nancy

*Vous me faites l'honneur d'accepter d'être membre du jury.
Nos chemins se croisent encore, mais cette fois sans hasard.*

Remerciements aux personnes ayant contribué à l'élaboration de notre thèse

Monsieur le Professeur Paolo Di-Patrizio
Coordonateur du Département de Médecine Générale

*Cher Professeur, vous me faites l'honneur de co-diriger ce travail.
Je tiens à vous exprimer mes plus sincères remerciements et de ma profonde reconnaissance.
J'en profite pour saluer votre investissement sans faille au service de la Médecine Générale.*

Monsieur le Docteur Charles Hoffmann,
*Pour m'avoir permis de reprendre la recherche, pour ta confiance et ta bienveillance.
Bonne continuation à toi, mon ami, dans ta nouvelle vie.*

Monsieur le 'futur' Docteur Dimitri Fabre,
*Pour son implication permanente et précieuse durant tout ce travail de thèse, et pour son
amitié et ses repas passés ensemble à discuter de tout et de rien.*

Ma femme,
Pour ta précieuse assistance et tes encouragements.

Ma mère,
Pour son aide pour les relectures

Aux amis relecteurs,
Pour leur courage et leur bienveillance.

Remerciements aux personnes croisées sur le chemin de mes études

Professeur Delignières,

Qui pour moi, est l'Incarnation du Chercheur : curieux, bienveillant et passionné.

Docteur Alexandre Grosjean

Qui m'a donné goût à la Médecine d'Urgence.

Docteur Vincent Thomas,

Qui m'a toujours soutenu dans mes démarches pour le DESC de MU et qui m'a ouvert des possibilités inattendues.

Robin et Mathias,

Pour les soirées passées ensemble, pour tous ses bons moments partagés et ses stages durant l'externat. Mathias tu resteras le meilleur des GDS de nous trois.

Tous mes co-internes notamment Piotr, Kamel, Jean TR, Franck-Maxime, toute l'équipe du Service d'Accueil des Urgences de Bar-le-Duc (Dimitri, Milène, Fabien et les autres), toute l'équipe du Service de Pédiatrie de Thionville (Elodie, Flo, Docteur Schneider, Docteur Ahmed Laroui et les autres), toute l'équipe du Service de Gériatrie de Toul (Dr Fiorani, Aurélie, Cath, Carole et les autres), toutes l'équipe du Service de Médecine Polyvalente de Yutz (Dr Schmitt et Dr Giaimis, Rachel, Véro, Claudia, Diane, Audrey, Margaux et les autres) mes deux Maîtres de Médecine Générale, ainsi que toute la tribu de l'internat de Bar-le-Duc,

Qui ont marqués mon internat.

Remerciements à ma famille et mes amis

Titam,

D'être toujours présente et d'avoir toujours acceptée de me suivre et de m'encourager dans mes projets. Tu as été les fondations solides et inébranlables qui m'ont permis d'en être là aujourd'hui.

Mes enfants, Zoé et Tom,

Qui me procure tant de bonheur.

Maman,

Pour son soutien inconditionnel et son aide durant toutes ses années d'études, et il y en a eu bien plus que prévu.

Bouboule,

Pour ton soutien et ton amour fraternel.

Ma belle-famille,

Merci pour tout et surtout de faire semblant depuis plusieurs années de comprendre où j'en suis dans mes études : c'est bientôt fini.

Guigui,

Mon fidèle ami depuis si longtemps, merci d'être présent si souvent et d'être devenu au fil du temps un frère.

Nas, Julien,

Mes amis incontestés, toujours présents dans les moments difficiles.

Piotr et Elsa,

Merci à vous deux, pour toutes les soirées passées ensemble, tous les bons moments partagés et tous les bons moments à venir.

Ratiba, Hélène, Lucie et les autres

Un grand remerciement à vous et les autres que je n'ai pas cités mais avec qui j'ai partagé de très bons moments durant ses dernières années.

Serment d'Hippocrate

"Au moment d'être admis à exercer la médecine,
Je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé
Dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté,
Sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions.

J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies,
Vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité.

Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage
De mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir
Hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés.

Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira
pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances.

Je ne prolongerai pas abusivement les agonies.

Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission.

Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences.

Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer
Au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ;
Que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque".

Table des matières :

INTRODUCTION.....	16
Cadre théorique	18
I. L'équilibre	18
I.1. Posture et Equilibre	18
I.2. Les théories du contrôle postural	19
II. Le centre de pression (CP)	27
II.1. Généralités.....	27
II.2. L'implant cochléaire et le centre de pression	29
II.3. Limites des analyses traditionnelles du CP	31
III. Approche des systèmes dynamiques complexes.....	33
III.1. Formalisme de la théorie géométrique des systèmes dynamiques.....	33
III.2. Entropies, complexité et systèmes physiologiques	35
EXPERIMENTATION	38
CONCLUSION	53
BIBLIOGRAPHIE	55

INTRODUCTION

Les sourds sont des patients particuliers pour le médecin généraliste. Leur prise en charge reste compliquée du fait de la difficulté à communiquer. **Pourtant le médecin généraliste a un rôle majeur** en amont de la prise en charge de ce handicap, notamment en proposant au patient une-implantation cochléaire.

Durant le cursus de médecine, il n'existe d'enseignement spécifique, ni sur la population sourde, ni sur leur prise en charge (recommandations de la Haute Autorité de Santé pour le patient sourd adulte de 2007).

Pourtant le rapport coût/bénéfice de l'implantation cochléaire, qui a fait l'objet de nombreuses études durant ces dernières années, a été démontré comme étant largement. L'implantation cochléaire est devenue à présent un standard de prise en charge de la surdité profonde, et bénéficie, en France, d'un remboursement par la Sécurité Sociale depuis 2009 (Wyatt et al. 1996; Fugain et al. 2000).

Les recommandations de la Haute Autorité de Santé de 2007 (mises à jour en 2012) mettent en avant les bénéfices de la restauration de l'audition.

Actuellement, **ces recommandations ne sont plus à jour**. En effet, l'implantation cochléaire ne se limite pas à une simple restauration de l'audition.

Ce travail a mis en lumière un avantage non négligeable, car concomitant à l'implant cochléaire, qui est **une amélioration importante de la fonction d'équilibration**.

D'autant plus que **qu'il n'existe pas de limite d'âge pour être implanté**, et que la littérature montre qu'avec l'avancée en âge le système posturale se dégrade (Seigle, 2010) probablement lié à la dégénérescence naturelle des différents systèmes impliqués dans la posture.

Ainsi, l'implantation cochléaire chez un patient sourds profonds et âgé, lui apporte un confort inestimable et une intégration sociale retrouvée, grâce à ce double bénéfice : **la restauration de l'audition ET l'amélioration de la fonction posturale.**

L'implant cochléaire est une prothèse auditive électrique qui permet de restaurer la perception du monde sonore environnant et l'intelligibilité de la parole chez des patients sourds profonds. Lors de la mise en place chirurgicale, l'effraction labyrinthique nécessaire à l'insertion dans la cochlée de la partie implantable peut entraîner un dysfonctionnement du système vestibulaire pouvant induire des troubles de l'équilibre (Buchman et al., 2004 ; Krause et al., 2009a ; Krause et al., 2009b ; Melvin et al., 2009 ; Ogawa et, 2010).

L'objectif de cette thèse vise à évaluer les effets de l'implantation cochléaire sur la fonction d'équilibration à moyen et long terme afin de **montrer l'intérêt d'une orientation précoce, par le médecin généraliste**, de cette population vers un chirurgien ORL.

En effet, nous voulons signifier que la **mise en place précoce de ce système** permet d'améliorer, de manière significative la **qualité de vie des sourds** par une amélioration de la fonction d'équilibration.

Ce travail a été réalisé dans le cadre d'un Programme Hospitalier de Recherche Clinique. C'est une étude longitudinale à visée évaluative, de type « avant- après », contrôlée, non randomisée, où les patients vont devoir réaliser les mêmes tests d'équilibre une semaine avant et après l'opération, puis à 45 jours et à un an.

L'originalité de ce travail est d'utiliser des méthodes non linéaires pour l'analyse des oscillations posturales (Seigle et al. 2009, Ramdani et al. 2010, Hoffmann et al. 2017)

Ce travail de thèse cherche à montrer l'absence de détérioration de la fonction d'équilibration post-chirurgie avec l'absence de différence significative de l'index postural utilisé avant et après la mise en place de l'implant cochléaire. De même, l'objectif est de montrer l'amélioration de la fonction d'équilibration un an après la pose de l'implant.

Pour la Médecine Générale, cette thèse permet de redéfinir la prise en charge des patients sourds, avec une orientation plus précoce et systématique chez un ORL, afin de déterminer l'intérêt de la mise en place d'un implant cochléaire.

Cadre théorique

I. L'équilibre

I.1. Posture et Equilibre

La posture correspond à l'organisation des segments corporels en une position globale. Chez l'homme, la posture est indispensable, car elle intervient dans les mouvements finalisés, la locomotion et l'équilibre du corps. Selon Massion (1998), **deux principales fonctions de la posture** émergent. La première est **la fonction d'interface avec le monde extérieur** permettant de percevoir et d'agir. En effet, certaines parties du corps servent de référence pour définir la position du corps par rapport aux objets dans l'espace (Massion, 1998). A titre d'exemple, l'emplacement de la tête sert de cadre de référence pour percevoir les mouvements de la tête et du corps, dans le respect du monde extérieur, afin d'ajuster au mieux leurs positions et leurs orientations. La seconde correspond à **la fonction antigravitaire** consistant à préserver l'équilibre, en maintenant la projection du centre de gravité (CG) à l'intérieur du polygone de sustentation (McCollum and Leen, 1989 ; Figure 1). Dans ce contexte, le système postural a pour mission de résister aux forces de gravité et aux forces de réactions résultantes, à l'aide du tonus musculaire et du tonus postural (Massion *et al.*, 1995).

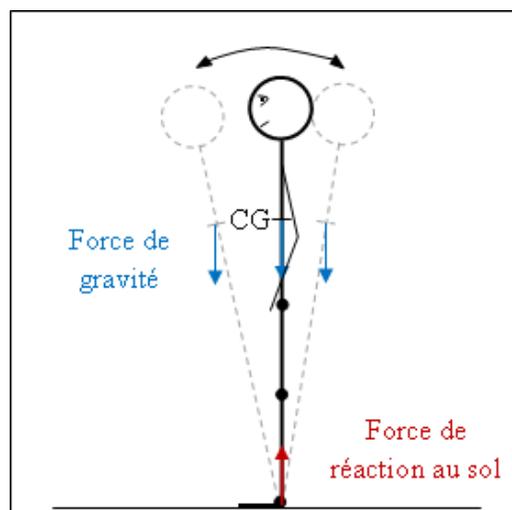


Figure 1. Illustration de la fonction antigravitaire de la posture.

Parmi les postures existantes, la position d'équilibre se distingue par une particularité : selon une des lois de Newton, l'équilibre statique d'un solide correspond à l'état où la résultante des forces et des moments de forces agissant sur lui, est nulle. L'homme doit faire face à la gravité, et par conséquent, aux forces de réaction au sol durant le maintien de l'équilibre. De plus, le corps de l'homme est un système poly-articulé, dont les éléments présentent des fluctuations inhérentes à leurs caractères biologiques.

Si on demande à une personne de maintenir une position droite, érigée et immobile, la respiration, l'activité cardiaque, mais également le bruit neural, engendrent de faibles et inévitables mouvements corporels (Loram *et al.*, 2001 ; Collins and DeLuca 1993 ; Hunter and Kearney, 1981; Fitzpatrick *et al.*, 1992). De plus, l'activité tonique posturale orthostatique (ATPO) entraîne également des déplacements du corps. L'ATPO correspond aux réflexes posturaux, immobilisant les articulations à partir d'une contraction permanente de divers groupes musculaires squelettiques, pour s'opposer aux forces de pesanteur (Meyer and Baron, 1982). La régulation de l'ATPO se réalise à partir d'un contrôle automatique par les voies réflexes, avec ou sans boucle de rétroaction.

Afin de mieux comprendre les mécanismes de régulation posturale, plusieurs approches théoriques ont été proposées.

I.2. Les théories du contrôle postural

L'équilibre résulte d'une régulation, par une multitude d'informations issues du système oculo-vestibulaire, du système proprioceptif ou encore du système musculaire. L'ensemble participe à la régulation posturale et au maintien de l'équilibre, par des ajustements réflexes et des mouvements volontaires impliquant différents niveaux du système nerveux (SN). Ils impliquent une stratégie visant à diminuer le nombre de degrés de liberté du système. Le contrôle de la posture et de la stabilité est le reflet de la capacité de l'organisme à réagir aux stimulations de l'environnement.

Il existe différentes conceptions du contrôle de la station debout. Pour Sherrington (1906), Magnus (1924) et Rademaker (1931), le maintien de la posture s'explique par des voies réflexes parallèles et hiérarchiques, liées à la gravité. Les positions de référence de chaque segment corporel sont contrôlées de manière réflexe, afin de réguler les positions souhaitées,

ce qui laisse entendre que le maintien de l'équilibre serait, en conséquence, contrôlé de manière inconsciente par les voies réflexes.

Depuis, la conception de l'équilibre a bien évolué. Ces trente dernières décennies notamment, sont apparues de nombreuses approches du contrôle postural, abordant la régulation de l'équilibre à différents niveaux : neurosensoriel, neurocomportemental mais également biomécanique. La liste des différentes approches, que nous proposons ici, est non exhaustive.

Dans l'**approche neurosensorielle** du contrôle postural, le rassemblement de nombreux réseaux de neurones permet la gestion de la posture (Horak and Macpherson, 1996). Ces réseaux prennent en compte le rôle des afférences proprioceptives, visuelles et vestibulaires, et la part de l'activité réflexe (Fitzpatrick et al 1992, Duysens et al 2000). Ils retiennent également le rôle de l'intégration corticale et cérébelleuse des informations sensorielles, dans le maintien de l'équilibre, afin de faire face aux contraintes intrinsèques et environnementales, par la création d'une organisation segmentaire spécifique à ces dernières.

En ce qui concerne, l'approche **neurocomportementale**, deux principales théories coexistent. La première est l'approche écologique du maintien de l'équilibre qui stipule que le mouvement engendre la perception et la perception entraîne l'action (Riccio, 1988). Dans ce cadre, Riccio (1988) parle d'équilibre dynamique. Cette approche sous-entend que les oscillations posturales ne sont pas aléatoires car elles résultent des activités des différents systèmes physiologiques (respiratoire, cardiaque, musculaire et nerveux). Les oscillations posturales servent dès lors à prendre de l'information et à explorer ses limites de stabilité (Riley *et al.*, 1997 ; Riley and Clark, 2003 ; Pellicchia *et al.*, 2005). Elle est à contre courant des interprétations classiques qui associent des déplacements du centre de pression (CP) élevés à une mauvaise stabilité posturale. Le CP se définit comme le point d'application de la résultante des forces de réaction au sol.

La seconde théorie est issue l'approche cognitiviste. Elle se base sur l'existence de la prédominance d'un contrôle cérébral sur les structures neuromusculaires sous jacentes au maintien de l'équilibre (Woodworth, 1899). Ainsi, le maintien de l'équilibre est réalisé en boucle ouverte à partir de programmes moteurs sans prise en compte de feedback et/ou en boucle fermée à l'aide de schémas corporels définissant les programmes moteurs et intégrant un contrôle en feedback (Adams, 1971 ; Schmidt, 1988, 1991)

En ce qui concerne les approches **biomécaniques**, elles se divisent en deux catégories.

La première correspond aux *modèles du pendule inversé*.

Gurfinkel et Osevets (1972), Gurfinkel (1973), Nashner et McCollum (1985) définissent le contrôle postural à la manière d'un pendule inversé à un degré de liberté. Les oscillations du corps s'effectuent autour de l'axe de l'articulation de la cheville et autour d'une position de référence (Gurfinkel *et al.*, 1995) (Figure 2). Dans ce modèle, les muscles sont considérés comme agissant tels des ressorts qui permettent au CP de se déplacer en phase avec le CG (Day *et al.*, 1993). Le système nerveux central, dont le rôle est prépondérant dans cette approche, ajuste la raideur des articulations de manière appropriée à l'activité musculaire avec un objectif de contrôle des oscillations du CG (Winter *et al.*, 1998). L'hypothèse de Winter *et al.* (1995) stipule que la distance horizontale entre le CP et la projection du CG est proportionnelle à l'accélération des déplacements du centre de pression dans l'axe sagittal. En d'autres termes, plus le CP est rapidement déplacé au moindre changement de position du CG mieux le pendule est stabilisé (Winter *et al.*, 1998). Ainsi, il n'est pas possible d'assimiler le CP à la projection du CG dans le polygone de sustentation (Gurfinkel, 1973). En effet, suite à des enregistrements simultanés du CP et du CG (Schieppati *et al.*, 1994; Winter *et al.*, 1998), il a été montré que le CP est régulé de manière à conserver et à ajuster le centre de gravité au plus proche de sa position moyenne. Ainsi, les déplacements du CP stabilisent le CG. Selon Winter *et al.* (1997), chez l'homme, 95% des phénomènes de stabilisation en station debout correspondraient à cette stratégie du CP.

Myklebust *et al.* (1995) montrent une des limites de ce modèle concernant son incapacité à reproduire des séries temporelles comparables à celles obtenues expérimentalement lors d'une tâche de maintien de la station debout. Ce phénomène s'explique selon eux par l'application d'une force de perturbation constante (comme celles créées par les systèmes respiratoires ou cardiaques) au niveau des multiples entrées du pendule inversé avec des paramètres linéaires. Dans cette étude, est également mis en avant le caractère déterministe non linéaire de la dynamique du CP. Dans ce travail de thèse, nous nous inscrivons dans cette même démarche conceptuelle qui consiste à étudier les aspects dynamiques du CP. Tous ces concepts liés à l'étude de la structure dynamique des oscillations posturales seront détaillés dans la partie III de ce document.

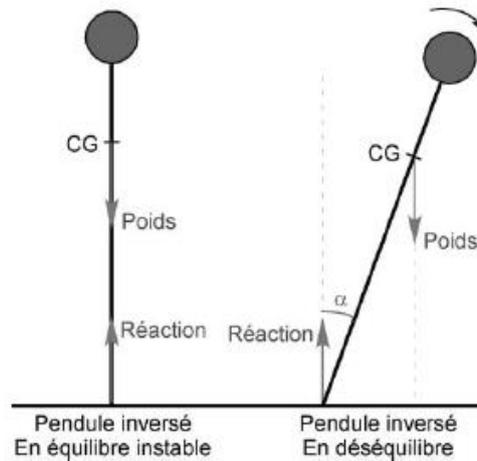


Figure 2. Exemple de pendule mécanique en situation d'équilibre instable et de déséquilibre.
(Figure issue de la thèse de Genthon, 2006)

Certains auteurs ont proposé des modèles plus sophistiqués du pendule inversé (Figure 3) avec un (Rosenblum *et al.*, 1989, 1998) ou plusieurs composants (Rosenblum and Firsov, 1992). Ce type de modèle prend en considération le fait que le système nerveux central réalise simultanément des contrôles en feedback et en feedforward en prenant aussi en compte le délai (Williams, 1981). Dans ce contexte, les variables contrôlées sont la raideur des articulations et les forces élastiques. Ces dernières sont gouvernées par le système cortical au niveau central, et ajustées par la coactivation et l'activation réciproque des muscles au niveau musculaire (Humphrey and Reed, 1983). L'aspect non linéaire des systèmes sensoriels est pris en compte grâce, notamment, aux caractéristiques non linéaires des récepteurs tendineux et des muscles (Gurfinkel *et al.*, 1982 ; Collins and De Luca, 1994).

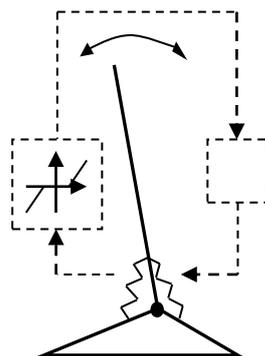


Figure 3. Schéma du modèle du pendule inversé à une composante (Adapté de Rosenblum *et al.*, 1989). Les lignes de pointillé représentent les boucles de feedback avec un délai τ . Les propriétés non linéaires des récepteurs proprioceptifs sont modélisées par la fonction linéaire par morceaux.

Toujours dans l'idée de modéliser au mieux la régulation des oscillations posturales, Peterka (2000) propose un modèle du pendule inversé intégrant des feedback à délais associés aux délais dans la transmission neurale et le traitement des signaux sensoriels et moteurs. Un des éléments clé de ce modèle est son contrôleur PID (Figure 4). Il correspond à un contrôleur à trois composants : un composant est proportionnel à l'erreur angulaire, un autre est proportionnel à la dérivée de l'erreur angulaire et le dernier génère une force corrective en proportion à l'intégrale mathématique du signal d'erreur angulaire (Johansson *et al.*, 1988). Ce modèle suppose d'une part que l'écart angulaire entre la position debout est détecté par les systèmes sensoriels, d'autre part que cette information sensorielle est utilisée pour générer des forces correctives qui compensent les perturbations. Le modèle de Peterka suggère une stratégie de contrôle continu en feedback de la station debout dont une des particularités réside en son caractère phénoménologique permettant de reproduire de manière fiable des caractéristiques spécifiques des déplacements du CP issus de séries expérimentales (Peterka, 2000 ; Maurer and Peterka, 2005). D'après Peterka, la présence d'un contrôleur PID implique que le SNC est capable d'estimer les déplacements du CG dans l'espace à partir des informations sensorielles. Maurer et Peterka (2005) utilisent également ce modèle afin de montrer que les séries temporelles synthétiques (Figure 5) reproduisent également les valeurs expérimentales de différents paramètres (paramètres traditionnels et fréquentiels Prieto et al 1996) classiquement utilisés pour caractériser les déplacements du CP

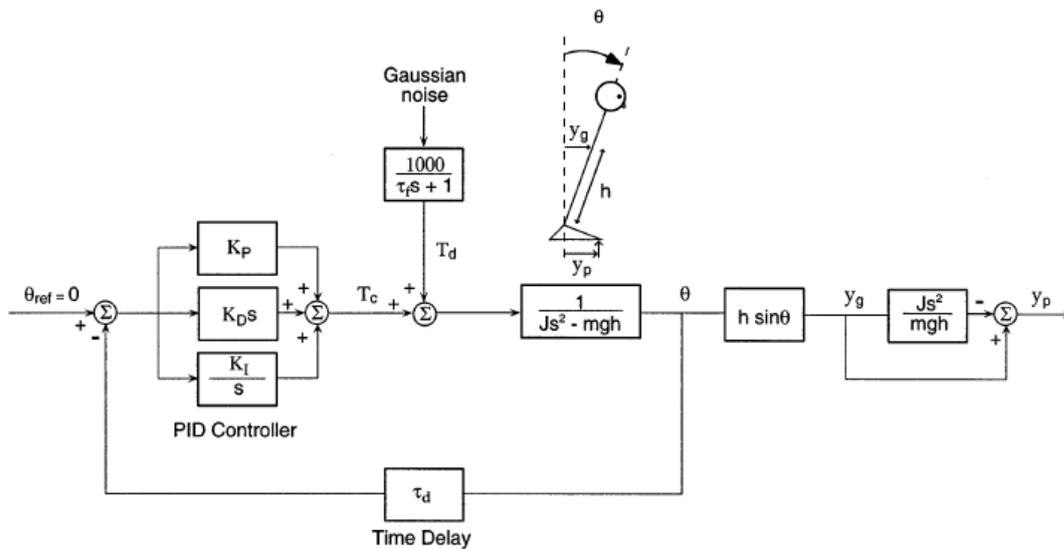


Figure 4. Modèle du simple pendule inversé piloté par un contrôleur PID (Peterka, 2000)

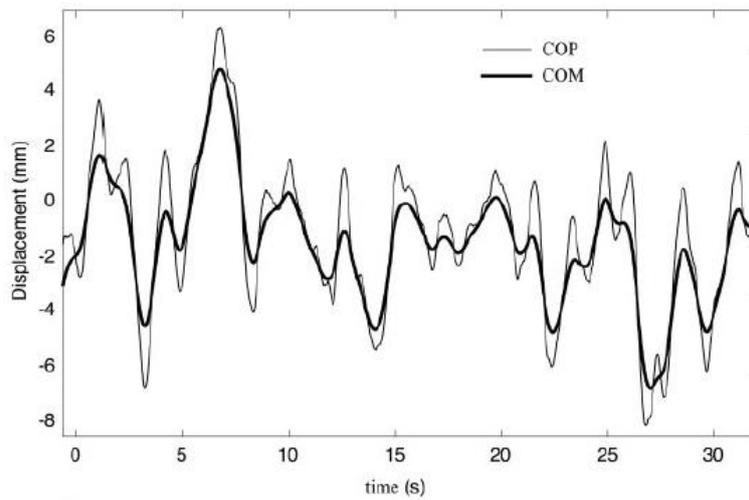


Figure 5. Simulations de séries temporelles en AP montrant les déplacements du CP (COP) et du CG (COM) pour des paramètres prédéfinies (Maurer et Peterka, 2005).

Ils montrent que des valeurs spécifiques de raideur, d'amortissement, de délai, et du niveau de bruit intervenant dans le modèle permettent de reproduire les données expérimentales. Ainsi, une sélection des paramètres du modèle appropriée peut générer des déplacements du CP permettant de distinguer des adultes jeunes et âgés. Ce modèle permet donc de faire des liens entre des caractéristiques physiologiques et une évolution des caractéristiques des déplacements du CP avec l'âge. Il faut également noter que certains auteurs sont conscients du fait que ce modèle masquerait la complexité potentielle du traitement de l'information sensorielle requise pour le contrôle postural lors de la station debout (Mergner *et al.*, 1997, 2002; Peterka, 2002 ; Maurer et Peterka, 2005).

La seconde catégorie des approches biomécanique correspond aux *stratégies posturales*.

D'après Nashner et McCollum (1985), il existe trois stratégies posturales pour préserver sa station debout érigée étant donné que l'homme n'est pas capable de mémoriser toutes les postures possibles afin de maintenir son équilibre et ne pas chuter. Ces stratégies permettent de réduire le nombre de degré de liberté à gérer et de faire face à une perturbation antéropostérieure du système postural. Elles correspondent à la stratégie de Cheville, à la stratégie de Hanche et à la stratégie Verticale (Figure 6). Le choix préférentiel entre elle est guidé par la contrainte exercée par l'environnement sur le système postural. Ainsi en position

érigée sans perturbation, l'homme oscillerait davantage avec une stratégie de Cheville, rejoignant ainsi la théorie du pendule inversé.

Ces stratégies de maintien de l'équilibre en station debout sont modulables lors d'une perturbation appliquées à la posture (Horak and Nashner, 1986) ou lorsqu'un changement de position des pieds s'effectue (Day *et al.*, 1993 ; McIlroy and Maki, 1997) ou encore lorsque le support sous ces derniers est modifié (Horak and Nashner, 1986; Martin, 1990). Bardy *et al.* (1999) propose une alternative à ces stratégies posturales en introduisant la notion de coordination posturale. Pour Bardy *et al.* (1999), il n'existe pas de stratégies posturales distinctes pour maintenir l'équilibre. Pour ces auteurs, il émerge une coordination posturale entre les chevilles et les hanches afin de réguler son équilibre suite à une contrainte exercée par l'environnement sur le système postural.

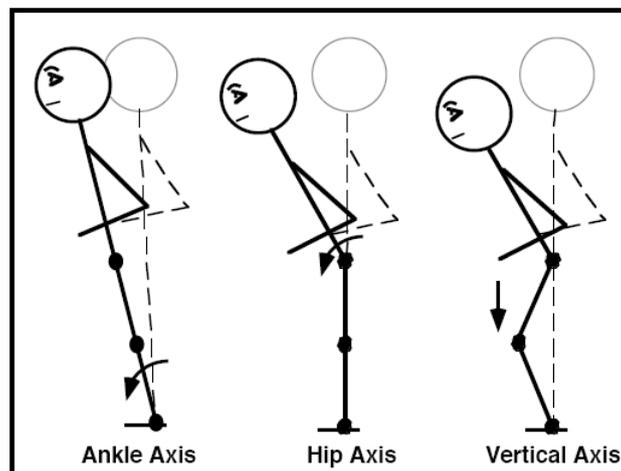


Figure 6. Schéma représentatif des trois stratégies posturales, dans le plan sagittal (Nashner et McCollum, 1995)

Toutes ces théories témoignent de la complexité du contrôle postural et de la diversité des approches pour aborder le maintien de la station debout. Sur le plan expérimental, il existe différentes variables pour l'étude de l'équilibre dont l'activité musculaire, l'activité encéphalique, les déplacements de la cheville, de la hanche, les coordinations posturales ou bien les déplacements du CP. Chacune de ces variables décrivent une fonction, un système du contrôle postural ou le système postural dans sa globalité. Dans ce travail, nous avons fait le choix théorique de retenir le CP comme la variable décrivant la dynamique globale du système postural. Nous nous inscrivons dans le cadre de l'analyse dynamique des séries temporelles tout en faisant des liens avec certaines approches développées précédemment.

Avant d'aborder les notions liées à l'approche dynamique et les méthodologies associées, nous présentons dans la section suivante les principaux résultats de la littérature concernant le CP en position orthostatique.

II. Le centre de pression (CP)

II.1. Généralités

Historiquement, Vierordt (1860) fut le premier à avoir réalisé des observations instrumentalisées de l'homme en station debout. Néanmoins, Ranquet (1953) fut précurseur dans l'usage de la stabilométrie pour mesurer les déplacements du corps de l'homme en station debout. Depuis, de nombreux chercheurs (Teasdale *et al.*, 1992 ; Prieto *et al.*, 1996 ; Riley *et al.*, 1999 ; Costa *et al.*, 2007 ; Roerdink *et al.*, 2006; Hoffmann *et al.* 2017) utilisent la stabilométrie dans le but de quantifier les déplacements du CP ou analyser sa dynamique (Figure 7). En effet, à l'aide d'une plateforme de force, la stabilométrie rend compte de l'activité posturale en fournissant une mesure objective des oscillations posturales. La stabilométrie est un outil qui rend possible des comparaisons statistiques à partir des paramètres stabilométriques des signaux de CP.

Les données stabilométriques recueillies correspondent, d'une part au statokinésigramme représentant les positions successives du CP et d'autre, part au stabilogramme fournissant les paramètres de base de surface du statokinésigramme (mm^2), de longueur de ce dernier (mm) et de projection moyenne dans les deux plans sagittal (Y) et frontal (X). La surface correspond à l'ellipse de confiance contenant 90% des positions échantillonnées du CP. La longueur du statokinésigramme (mm) représente la longueur du chemin parcouru par le CP durant l'enregistrement. Le Y moyen et le X moyen (mm) représentent respectivement la position moyenne par rapport à l'axe AP et par rapport à l'axe ML. Parmi les autres paramètres disponibles citons: le quotient de Romberg qui est le rapport des paramètres de Surface ou de Longueur (Henriksson *et al.*, 1967) en YO divisé par YF, la vitesse moyenne du déplacement du CP témoignant de la précision du contrôle postural (Norris *et al.*, 2005 ; Rival *et al.*, 2004). Ces paramètres traditionnels décrivent de manière intéressante la cinématique des déplacements du CP en fournissant une description globale du système postural (Prieto *et al.*, 1996).

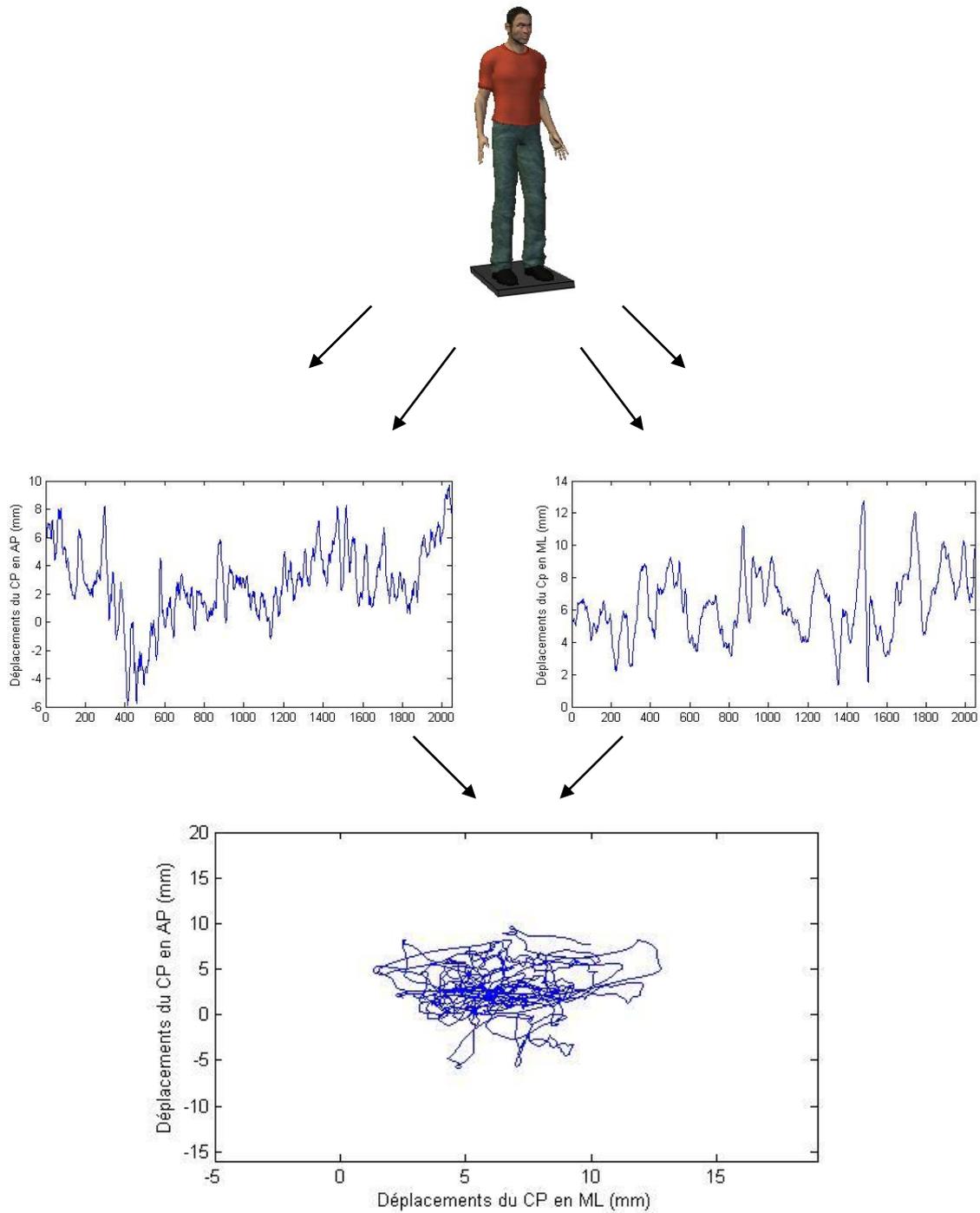


Figure 7. Schéma du protocole stabilométrique des différentes études (en haut). Représentation des déplacements du CP en AP (graphique à droite) et en ML (graphique à gauche) d'un sujet âgée en condition yeux ouverts. Le graphique du bas représente les déplacements du CP en 2-D (statokinésigramme).

En général, une petite surface et une petite vitesse moyenne des déplacements du CP sont interprétées comme les signes d'une bonne stabilité. Dans ce contexte, Simoneau *et al.* (1995) ont mis en évidence le poids de chaque entrée sensorielle et ses conséquences sur les déplacements du CP chez une population jeune (Figure 8). Ainsi ils démontrent que le retrait d'un ou plusieurs systèmes sensoriels impliqués dans l'équilibration se traduit par une augmentation plus ou moins importante des déplacements du CP suggérant une stabilité posturale altérée. Dans cette étude, ils abordent également la notion de compensation de l'altération d'une entrée sensorielle par les autres et donc de redondance de l'information.

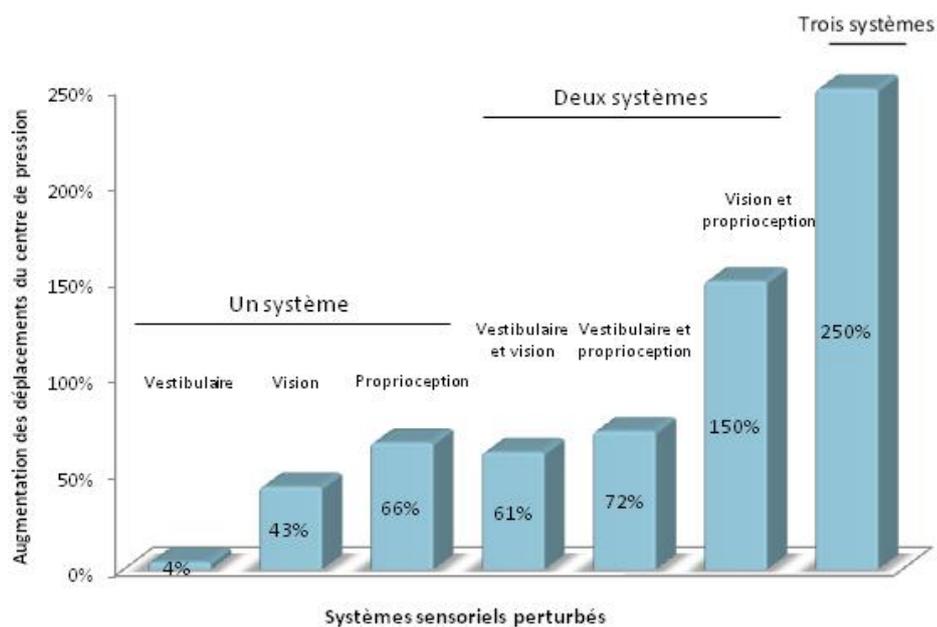


Figure 8. Effets de l'altération d'une ou plusieurs entrées sensorielles au niveau de la régulation des déplacements du CP (Traduite et issue de Simoneau et al., 1995)

II.2. L'implant cochléaire et le centre de pression

L'implant cochléaire est une prothèse auditive électrique partiellement implantable dont l'indication est retenue au terme d'un bilan pluridisciplinaire chez des patients présentant une surdité profonde bilatérale. L'implantation cochléaire restaure non seulement la perception du monde sonore environnant mais également l'intelligibilité de la parole, ce qui permet une véritable réintégration sociale des patients sourds profonds. Le rapport coût/bénéfice de l'implantation cochléaire, qui a fait l'objet de nombreuses études durant ces dernières années,

a été démontré largement favorable, ce qui a fait de l'implantation cochléaire un standard de prise en charge de la surdité profonde et a permis en France son remboursement par la Sécurité Sociale depuis 2009 (Wyatt et al. 1996; Fugain et al. 2000). Le premier implant cochléaire a été posé au Service ORL du CHU de Nancy en 2001.

Lors de la mise en place chirurgicale, l'effraction labyrinthique nécessaire à l'insertion dans la cochlée de la partie implantable peut entraîner un dysfonctionnement du système vestibulaire. Le vestibule étant l'un des capteurs impliqués dans la fonction d'équilibration, l'altération de la fonction vestibulaire se traduit chez les patients par des vertiges, des troubles de l'équilibre et de la perception de la verticalité gravitaire (Buchman et al., 2004 ; Krause et al., 2009a; Krause et al., 2009b ; Melvin et al., 2009 ; Ogawa et, 2010).

De nombreuses études ont tenté d'évaluer les conséquences de l'implantation cochléaire sur l'équilibre. La majorité d'entre elles ne s'est intéressée qu'à la fonction vestibulaire, mesurée généralement par vidéonystagmographie (VNG). Le dysfonctionnement vestibulaire après implantation apparaît très variable, allant de 6 à 70% des cas selon les études et ne semble pas être corrélé à la symptomatologie (Buchman et al., 2004 ; Jacot et al., 2009 ; Krause et al., 2009a; Krause et al., 2009b ; Melvin et al., 2009 ; Ogawa et, 2010). Très peu d'études ont évalué les conséquences de l'implantation sur le contrôle de la posture et leurs résultats apparaissent contradictoires. Suarez et al. en 2007 ainsi que Kluenter et al. en 2009 indiquent que le contrôle postural des patients serait altéré à la fois avant et après l'implantation. En revanche, Schwab et al. (2010) ont montré que les troubles de l'équilibre étaient réduits par l'activation de l'implant deux mois après intervention. En 2004, Buchman et al. ont montré que les performances posturales semblaient s'améliorer après implantation, cependant l'hétérogénéité de la population et son faible effectif à terme ne permettent pas de conclure quand à l'influence de l'implantation cochléaire sur l'équilibration.

En revanche, Parietti-Winkler *et al.* (2015) a montré dans une étude récente que l'implantation cochléaire n'entraîne pas, à long terme après la chirurgie (1 an), de dégradation des performances posturales, certains résultats suggérant même une amélioration de ces performances. La compensation vestibulaire, qui correspond à la mise en œuvre de mécanismes adaptatifs centraux en cas d'atteinte vestibulaire, n'explique pas à elle seule cette amélioration. La réhabilitation de l'audition, qui contribue à l'orientation (Colonius and Arndt, 2001; Corneil et al., 2002), pourrait permettre la mise en œuvre de nouveaux réseaux

neuronaux, conduisant à l'élaboration de nouvelles stratégies sensori-motrices et comportementales d'équilibration. (Parietti-Winkler et al., 2015).

En effet, l'équilibration est une fonction sensori-motrice qui assure en permanence la stabilité dynamique de la posture en modifiant l'orientation du corps dans l'espace gravitaire (Massion, 1994). L'orientation du corps dans cet espace est permise, entre autres, par l'utilisation des informations visuelles et graviceptives (propriosomesthésiques). L'intégration de nouveaux indices auditifs permis par l'implantation cochléaire pourrait modifier favorablement ces perceptions d'orientation spatiale visuelle et posturale, pouvant ainsi expliquer l'amélioration des performances d'équilibration. Toutefois, aucune étude n'a montré l'évolution de ces perceptions d'orientation chez des patients ayant bénéficié d'une implantation cochléaire.

II.3. Limites des analyses traditionnelles du CP

Bien que ces paramètres classiques autorisent facilement la comparaison des conditions entre elles voire même le poids des différentes entrées sensorielles, ils possèdent malgré tout certaines limites dont leur incapacité à faire le lien avec une réalité physiologique objective (Piirtola and Era, 2006). En effet, aucun de ces paramètres n'est corrélé avec un indicateur physiologique de l'état de santé globale d'une personne. De plus, certaines études n'arrivent pas à différencier une population d'une autre ou ne discriminent pas les valeurs issues de différentes situations expérimentales (Horak, 1992 ; Woollacott and Shumway, 2002). L'étude d'Horak (1992) l'illustre en étudiant des personnes âgées souffrant de troubles neurologiques (maladie de Parkinson). Ces dernières possèdent des déplacements du CP considérés comme normaux par rapport à ceux d'une population jeune. Ce résultat s'explique par une probable stratégie qui consiste à augmenter la raideur du système neuromusculaire des sujets produisant des déplacements du CP à l'intérieur d'une petite surface. Ils concluent en mettant en cause l'efficacité des mesures globales et cinématiques des déplacements du CP pour évaluer les problèmes de stabilité de la personne âgée pathologique. Newell *et al.* (1993) préconisent de ne pas associer systématiquement les concepts de variabilité et de stabilité. Pour ces auteurs, il s'avère impossible de généraliser l'interprétation commune qui stipule qu'une importante variabilité du CP implique une mauvaise stabilité. Newell *et al.* (1993) préconisent de prendre en considération la dynamique posturale au travers de l'étude de

l'attracteur du système (Kantz and Schreiber, 2004) qui représente l'organisation de la dynamique du CP. Ces auteurs expliquent qu'il existe différents types d'attracteurs (point fixe et cycle limite par exemple) qui, une fois déterminés, se prêtent à la caractérisation de la stabilité de la dynamique du mouvement en fonction de sa capacité de résistance à une perturbation. Pour vérifier leurs hypothèses, ils mesurent les déplacements du CP d'un groupe de personnes saines et de deux groupes de personnes atteintes de deux types de dyskinésie. Leurs résultats suggèrent que la mesure classique de la variabilité (écart type et coefficient de variation en antéropostérieure et en médiolatéral) est similaire entre les groupes tandis que la dimension de corrélation (Grassberger and Procaccia, 1983) témoigne de dynamiques différentes. Ainsi, pour Newell *et al.*, la mesure de la variabilité des déplacements du CP est insuffisante pour déterminer la stabilité posturale d'une personne. De même, dans un autre contexte, Woollacott (2000) affirme que la quantité des déplacements du CP ne se corrèle pas nécessairement avec le niveau du contrôle postural. Toutes ces limites ont engendré l'apparition de nouvelles méthodes d'analyse des déplacements du CP pour améliorer la compréhension des mécanismes du maintien de l'équilibre.

Ainsi, certains chercheurs ont utilisé des méthodes issues du traitement du signal pour étudier les séries temporelles de CP. La plus répandue dans les années 1990 fut l'analyse spectrale des déplacements du CP (McClenaghan *et al.*, 1996 ; Ferdjallah *et al.*, 1999). L'objectif de ces méthodes correspond à l'exploration des signaux du CP dans le domaine fréquentielle à l'aide de la transformée de Fourier (TF). Ces approches linéaires présentent parfois un biais méthodologique car elles ne peuvent rigoureusement s'appliquer qu'à des signaux stationnaires. Or, ce n'est pas toujours le cas des données du CP (Caroll and Freedman, 1993). Pour pallier à ce biais, certains auteurs ont utilisé la méthode des ondelettes (Meyer, 1995) qui permet d'analyser le contenu fréquentiel avec une localisation temporelle. Lacour *et al.* (2008) font une revue de littérature sur l'analyse par la méthode des ondelettes les séries temporelles des déplacements du CP et démontrent les avantages de cette méthode par rapport aux mesures classiques dans le cadre du paradigme de la double tâche pour caractériser des changements posturales chez le sujet âgé.

Ces dernières années, de nombreuses études se sont intéressées à la structure temporelle des déplacements du CP (Newell *et al.*, 1993 ; Yamada, 1995 ; Myklebust *et al.*, 1995 ; Riley *et al.*, 1999 ; Sabatini, 2000 ; Roerdink *et al.*, 2006 ; Costa *et al.*, 2007) introduisant ainsi l'utilisation de nouvelles méthodologies basées sur la théorie des systèmes dynamiques est apparue.

III. Approche des systèmes dynamiques complexes

III.1. Formalisme de la théorie géométrique des systèmes dynamiques

Un système dynamique se définit comme un ensemble de processus qui évolue dans le temps. D'un point de vue mathématique, un système dynamique est généralement formalisé par un ensemble d'équations différentielles ordinaires (EDO). Ces EDO décrivent les lois qui gouvernent l'évolution temporelle des états du système. Elles définissent la relation entre les variables dynamiques décrivant le système ainsi que leurs dérivées par rapport au temps. A chaque instant t , l'état du système est totalement déterminé par les valeurs des différentes variables au même instant t . Si le système est purement déterministe, son évolution peut être parfaitement prédite par la connaissance des lois gouvernant sa dynamique et de ses conditions initiales (Théorème de Cauchy-Lipsitz ; Guckenheimer and Holmes, 1990 ; Strogatz, 2000). Mathématiquement, un système dynamique est généralement défini par un formalisme continu ou discret. Dans le premier cas, il s'écrit sous la forme :

$$\dot{X} = f(X) \tag{1}$$

où X est un vecteur formé par les variables dynamiques du système, le symbole \dot{X} correspond à la dérivée de X par rapport au temps et f est la fonction définissant la dynamique du système. Dans le cas du formalisme discret, le système s'écrit :

$$X_{n+1} = f(X_n) \tag{2}$$

où l'index n est associé à une discrétisation du temps.

Ce type de formalisme permet de proposer une approche géométrique pour l'étude des systèmes déterministes dont l'outil principal est la représentation de la dynamique du système dans un *espace des phases* (Poincaré, 1908 ; Guckenheimer and Holmes, 1990). Ce dernier correspond à un espace euclidien dans lequel l'évolution temporelle du système est représentée par des trajectoires où chaque point représente un état du système à un instant donné. L'espace des phases se définit par les variables dynamiques du système. Les trajectoires qui correspondent à l'évolution du système dans le temps forment le portrait en phase du système (Guckenheimer and Holmes, 1990 ; Strogatz, 2000). Le portrait en phase

d'un système correspond à son attracteur. Ce dernier se définit comme un ensemble, une courbe ou un espace vers lequel un système évolue de façon irréversible en l'absence de perturbations (Strogatz, 2000 ; Kantz and Schreiber, 2004). Parmi les attracteurs, on peut observer des comportements dits chaotiques. Ces phénomènes chaotiques se caractérisent par une sensibilité aux conditions initiales (SCI) qui peut induire en pratique une variabilité qui n'a aucun caractère aléatoire (Lorenz 1963 ; Strogatz, 2000). La SCI correspond à la divergence exponentielle de trajectoires initialement très proches.

Il existe également des systèmes dynamiques exhibant des comportements stochastiques. Ces derniers correspondent aux processus dont il est impossible de prédire les états futurs avec certitude. On ne peut qu'estimer des probabilités d'occurrence de tel ou tel état futur. Le formalisme des EDO ne s'applique pas aux processus stochastiques. Ces derniers s'appréhendent à partir d'équations différentielles stochastiques (EDS) dont la plus connue est l'équation de Langevin:

$$\dot{X} = f(X) + g(X)\gamma(t) \quad (3)$$

Où γ correspond à un bruit blanc gaussien. f et g sont des fonctions déterministes.

Dans le cas des EDS, il n'existe pas de solutions uniques mais ce qu'on appelle des fonctions de densité de probabilité des solutions qui peuvent être obtenues à partir d'équations de Fokker-Planck (Risken, 1996). Ces dernières sont des équations aux dérivées partielles déterministes permettant de connaître la manière dont la fonction de densité de probabilité évolue dans le temps. Elles se composent d'un premier terme représentant la partie déterministe du système et d'un terme correspondant à la partie stochastique du phénomène.

On peut noter que de nombreux systèmes dynamiques n'exhibent pas de comportements purement déterministes ou uniquement stochastiques comme, par exemple, certains systèmes biologiques (Lipsitz and Goldberger, 1992 ; Vaillancourt and Newell, 2002). Ainsi, il existe certaines méthodes permettant de différencier les parties déterministes et stochastiques d'un système dont celle développée par Friedrich *et al.* (2000). Cette méthode s'applique à des séries temporelles et permet de séparer, sous certaines conditions, la partie déterministe de la partie stochastique du système. Le processus étudié doit notamment satisfaire à des conditions statistiques (processus de Markov, Kantz and Schreiber, 2004). De plus, la méthode exige des séries relativement longues.

III.2. Entropies, complexité et systèmes physiologiques

La complexité n'a pas la même définition selon le domaine dans laquelle on l'étudie. Cette notion est souvent associée à la notion d'entropie.

Historiquement, la thermodynamique est le premier domaine introduisant la grandeur physique d'entropie (Clausius, 1865). Cette dernière correspond à la mesure du degré de désordre d'un système au niveau microscopique. Dans ce contexte, plus il y a de désordre dans un système et plus son entropie augmente.

Dans le cadre de la théorie de l'information est apparue l'entropie de Shannon (Shannon and Weaver, 1949). Cette dernière correspond à la quantité d'information contenue ou délivrée par une source d'information (signal électrique, fichier informatique quelconque...). Dans ce contexte, la notion de complexité est associée à la notion de quantité d'information et à la notion de redondance de cette dernière qui se traduit par une entropie plus ou moins importante. Ainsi, plus la source émet d'informations différentes sur le message à transmettre, plus l'entropie est grande et plus la complexité est importante, et inversement. Concernant la redondance, plus la source est redondante, moins elle contient d'information donc moins l'entropie est élevée. Il existe également l'entropie de Rényi (Rényi, 1961 ; Kantz and Schreiber, 2004) correspondant à une généralisation à plusieurs ordres de l'entropie de Shannon. Elle permet de quantifier le désordre dans un système.

Dans le contexte des systèmes dynamiques, Kolmogorov introduit (1958), avec Sinai (1959), la notion d'entropie de Kolmogorov-Sinai (KS) permettant de quantifier la prédictibilité d'un système déterministe chaotique. Grassberger et Procaccia (1983) sont les premiers à proposer un algorithme estimant l'entropie de KS pour des séries temporelles générées par des systèmes chaotiques. Takens (1983) modifie cette formule de l'entropie KS. Ensuite, Eckman et Ruelle (1985) apportent une modification de la formule de Takens permettant de calculer l'entropie de KS de manière plus directe. Plus récemment, Pincus (1991) crée l'approximate entropy (ApEn) correspondant à un changement de l'algorithme d'estimation de l'entropie proposé par Eckman et Ruelle (1985). Contrairement à d'autres entropies, l'ApEn s'applique aux systèmes chaotiques mais aussi aux systèmes ayant caractère stochastique. Richman et Moorman (2000) propose la SampEn (plus de détails dans la partie III.3 du chapitre 1). Elle

est une dérivée de l'AppEn et s'applique aux systèmes déterministes et stochastiques comme les systèmes biologiques.

Au niveau de ces derniers, la définition de la complexité est assez floue. De plus, elle ne s'associe pas obligatoirement à la notion d'entropie. Malgré tout, certains auteurs proposent donc des mesures d'entropies et des concepts adaptés à leur objet d'étude (Richman and Moorman, 2000 ; Tononi, 2004). Dans le cadre de la théorie de l'information intégrée de la conscience, l'objectif de Tononi (2004) est de définir la notion de conscience et un moyen pour la quantifier. Pour cet auteur, il y a deux problèmes fondamentaux. Le premier est de comprendre dans quelle mesure un système est conscient comme par exemple : pourquoi certaines parties du cerveau sont importantes pour l'expérience consciente, alors que d'autres, tout aussi riche en neurones et connexions, ne le sont pas ? Le deuxième problème correspond à la compréhension des conditions déterminant le type de conscience d'un système. Ainsi, selon lui pour résoudre ces problèmes, il faut déterminer comment un système physique peut produire la conscience : la quantité et le niveau de conscience dans un premier temps et la qualité et contenu dans un second temps. Dans ce contexte, la conscience correspond alors à la capacité du système à intégrer de l'information. Elle est générée par le système thalamocortical dont l'organisation semble parfaitement adaptée à l'intégration de l'information (Tononi, 2004 pour plus de détails). Dans ce cadre, cette théorie affirme que la quantité de conscience à la disposition d'un système peut être mesurée à partir d'une entropie Φ . De même, cette théorie prédit la dépendance exclusive de la conscience à la capacité du système à intégrer de l'information. Ainsi, nous pouvons prédire qu'un niveau de conscience élevé, en termes d'intégration de l'information avec un réseau de neurones important, sera caractérisé par une entropie élevée.

Contrairement à Tononi (2004), beaucoup d'études sur la complexité des systèmes physiologiques ne s'attachent pas aux calculs d'entropies (Colins and DeLuca, 1993 ; Goldberger *et al.*, 1995 ; Yamada, 1995 ; Duarte and Zatsiorsky, 2000 ; Amound *et al.*, 2007 ; Seigle *et al.*, 2009).

Ainsi, dans le domaine des systèmes physiologiques complexes, le concept de complexité s'associe à différentes notions comme la régularité, la prédictibilité et les corrélations temporelles. Dans ce cadre, un système complexe est un système constitué de plusieurs composants interdépendants qui interagissent en synergie de façon non-linéaire (Lipsitz and

Goldberger 1992 ; Goldberger *et al.*, 2002 ; Vaillancourt and Newell, 2002). Les systèmes complexes exhibent généralement un caractère holistique. L'aspect holistique souligne le fait que le tout est différent de la somme des parties c'est-à-dire qu'il n'est pas possible d'isoler la fonction d'un sous système particulier par rapport à l'ensemble du système. D'autre part, les systèmes complexes se caractérisent également par des processus qui opèrent à des échelles spatiales et temporelles pouvant être très larges (Vaillancourt and Newell, 2002). D'autres concepts sont parfois associés à la complexité comme la présence de corrélations à long terme ainsi que le caractère chaotique du système. La notion d'émergence est également souvent employée pour caractériser les systèmes complexes. L'émergence est une notion liée au principe d'auto-organisation développé, notamment, dans la théorie dynamique du contrôle moteur par Haken (1977, 1983). Dans ce cadre théorique l'auto-organisation correspond à un contrôle non centralisé au niveau du système nerveux central, et distribué entre les différents éléments constituant du système. L'influence réciproque entre ces éléments produit l'émergence d'une forme particulière de mouvement, d'un patron de coordination spécifique. C'est la combinaison de structures et l'émergence qui permettent l'auto-organisation. L'émergence d'un comportement est le résultat d'un changement de structure ou la création d'une nouvelle structure dans un système donné. Au niveau de la posture, Bardy *et al.* (1999) montrent l'émergence de certaines coordinations posturales sous certaines conditions.

Dans le cadre de ce travail de thèse, l'utilisation de méthode et de concepts issues de la théorie des systèmes dynamiques se justifient par le fait que le système postural correspond à un système complexe. En effet, il se compose de plusieurs sous systèmes interdépendants ayant des interactions non linéaires caractérisées par des processus qui opèrent à des échelles spatiales et temporelles différentes.

EXPERIMENTATION

(Soumis dans le journal *Gait and Posture*)

How Unilateral Cochlear Implantation affects the Dynamics of Postural Sway ?

Benoît Seigle^{1,*}, Dimitri Fabre Adinolfi^{1,2}, Charles P. Hoffmann¹, Paolo Di Patrizio³, Julien Frère^{1,2}, Cécile Parietti-Winkler^{1,2}

¹ ENT department, University Hospital of Nancy, 29 avenue du Maréchal de Lattre de Tassigny, F-54000 Nancy, FRANCE

² Laboratory "Développement, Adaptation et Handicap" (DevAH - EA 3450), Faculty of Sports Science and Faculty of Medecine, University of Lorraine, 9 avenue de la Forêt de Haye, F-54505 Vandoeuvre-lès-Nancy, France

³ Family Medicine department, Faculty of Medecine, University of Lorraine, 9 avenue de la Forêt de Haye, F-54505 Vandoeuvre-lès-Nancy, France

Acknowledgments: The authors would like to thank Marie Catillon and Carole Trisoire for reading the manuscript and for his valuable suggestions. Then, the authors would like to thank Pr Philippe Perrin for having kindly made available the equipment.

Funding and conflict of interest: No sources of funding were used to assist in the preparation of this study. The authors have no conflicts of interest that are directly relevant to the content of this study.

ABSTRACT

Background: Cochlear implant is a partially implantable electrical hearing aid which has been retained after a multidisciplinary assessment in patients with a profound bilateral deafness. Cochlear implantation is considered invasive and would have immediate consequences for vestibular disorders such as vertigo. Research question: With new methods of analysis, our study aims to see the real effect of the implantation of the operative suites and to show the interest of the cochlear implants on the long-term postural control. Methods: We used the sample entropy (SampEn) parameter to evaluate the complexity of postural sway velocity time series using the sensory organization test. Patients performed postural assessments three days before surgical cochlear implantation, then three times after surgery, at six and forty five days, and one year. Results: Our results demonstrated that SampEn values don't change after the surgical cochlear implantation. On the other hand, the SampEn values increases significantly after one year in parallel with the reeducation speech therapist and the return of the audition. Firstly, our results highlights that although patients have dizziness, vertigo or imbalance problems reported in literature, it does not appear that the postural control is altered and less adapted to a changing environment after surgery. And secondly, our results, on the restoration of complexity over time and the addition of a sensory input, are in line with the theory of complexity loss of physiological systems stating that increasing the number of their structural components leads to a increase in complexity. Conclusion: Complexity analysis, like SampEn values, appears to be a valuable tool for investigating the effect of cochlear implantation over time. And, unilateral cochlear implantation seems to be an interesting alternative to allow the deaf to regain autonomy by improving their postural capacity.

INTRODUCTION

Cochlear implant is a partially implantable electrical hearing aid indication of which has been retained after a multidisciplinary assessment in patients with a profound bilateral deafness. The surgical procedure consists in inserting a multielectrode array into the cochlea. The cochlea and the vestibular system are two sensorial entries in the same anatomical entity.

Several authors show vestibular damage following the cochlear implant surgery and after the activation of the cochlear implant [1] causing postoperative vestibular symptoms such as vertigo, dizziness, or imbalance [2-6]. These results suggest a significative postoperative deterioration of balance control.

Several studies attempted to evaluate the consequences of cochlear implantation on balance system. The majority of them focused only on the vestibular function that is usually measured by videonystagmography (VNG). The vestibular dysfunction after implantation appears to vary widely, ranging from 6 to 70% of cases according to studies and does not appear to be correlated with symptomatology [2-5]. The impact of implantation on postural control has been rarely assessed and the results appear to be contradictory. On the one hand Suarez et al. [7] and Klüenter et al. [8] indicate that postural control of patients would be impaired both before and after implantation. On the other hand, Schwab et al. [9] showed that balance disorders were reduced by activation of the implant two months after surgery. Parietti-Winkler et al [10] has shown by measuring postural oscillations that cochlear implantation does not generate degradation of postural performance in long-term post-surgery (1 year), with some results suggesting an improvement in this performance. For Parietti-Winkler et al., vestibular compensation does not explain this improvement alone. The recovery of auditory information, which contributes to the orientation of the human in their environment [11-12], could allow the implementation of new neural networks, leading to the development of new sensorimotor and behavioral strategies of equilibration explained such results. Parietti-Winkler et al. investigated postural control using descriptive parameters like the sway area, the sway path or length. Many studies used traditional parameters to the quantification of postural oscillations in order to evaluate balance control [13-14]. In this context, lesser values for these parameters are interpreted as indicators of stability [13-15]. There are many contradictory results when using these parameters. Indeed, the association of the notion of stability with the notion of variability has certain limits [15-20]. For example, Seigle et al. [21] show that a young subject may have greater variability of their postural oscillations, under certain conditions, without being in difficulty to maintain his postural control. In their study, Seigle et al. used alternative methods leading to a finer and more precise analysis of postural oscillations. This alternative methods, called dynamics analysis, allow to apprehend the postural control in an innovative theoretical framework associated with robust mathematical tools.

Indeed some authors focused on the extraction of dynamical invariants such as entropies [16,22-26] calculated to investigate the effect of visual feedback [22,26], cognitive task [27], stroke [23] aging [26] or neuronal disease [28] on the postural control. The evolution of this parameter is integrated in a more general concept: the theory of “loss of complexity” to explain some of the effects of age and sickness on physiologic systems [19, 29]. The two main ideas of this theory are [29]: (i) the output of a healthy system reveals a complex variability that relates to long-range correlations and nonlinear interactions, and (ii) this complexity is broken down by aging and disease, reducing the adaptive capabilities of the organism. Concretely, studies have shown the complexity of the postural system decreases (i) when the difficulty of the task is increased [28,30] or (ii) in the case of motor control deficit [26,28,31]. From a clinical point of view, the parameters related to this theory make it possible to have reliable indicators of an improvement or a deterioration of a system following a pathology, a reeducation, a surgery ...

This study aims to quantify the effect of cochlear implantation on the dynamics of postural control using Sample Entropy parameters [26,28,31]. The use of nonlinear parameters will allow to obtain a finer analysis of changes in postural oscillation dynamics. This study will analyze the immediate effects of cochlear implantation on postural control and, in the longer term, the effect of restoring hearing on posture. In view of the literature and the theory of the loss of complexity, our hypotheses are to observe a decrease in the complexity of postural oscillations after the surgery and to observe with time a restoration of this complexity, largely due to the restoration of sensorial input.

METHODS

Participants

Nine patients (mean age = 56 years, mean height = 166 cm, mean weight = 85. kg) with deafness underwent cochlear implantation. Patients were compared to a healthy control group ($n = 6$, mean age = 56 years, mean height = 178 cm, mean weight = 76.5. kg). The patients performed postural assessment three days before surgery (BS) and three times after surgery (AS), at six days (AS₆), forty five days (AS₄₅) to the activation of implants, and after one year (AS_{1Y}). A speech therapy rehabilitation to make intelligible and meaning to the words was instituted after the activation of cochlear implants. Participants of the control group were

submitted to posturographic tests only once. Each participant provided written informed consent prior to participation in the study. All procedures were approved by the local ethics committee and complied with the Declaration of Helsinki.

Sensory organization test (SOT)

The SOT was performed on a computerized dynamic balance platform (Equitest[®], NeuroCom System[®], Natus Medical Inc., Pleasanton, CA, USA). The testing consists in selectively disrupting visual inputs and/or the support surface to assess the relative contribution of visual, somatosensory and vestibular afferences to the maintenance of upright posture. It is composed of three 20 s trials in six conditions that combined three visual conditions with two platform support conditions: (Condition 1 – C1) patient's eyes were open, or (C2) closed with fixed surrounding and support; (C3) the support was fixed and patient's eyes were open within a sway-referenced surrounding (i.e., the visual surround follows the anteroposterior sways of the patient's center of gravity); For conditions 4-6, somatosensory information is disrupted by a sway-referenced support (i.e., the support surface follows the anteroposterior sways of the patient's center of gravity) while patient's eyes were open (C4), or closed (C5), or open within a sway-referenced surrounding (C6). Participants were instructed to maintain an upright stance, as stable as possible, and to keep their arms held alongside their body.

The CoP time series was extracted from the Equitest[®] software at a sampling rate of 100 Hz. The recording lasted 20 s so the obtained time series had 2000 samples length. Data were low-passed filtered using a 4th-order Butterworth with a 20 Hz cutoff frequency. As previously suggested in the literature, the CoP velocity signals has been used in this study to explore the dynamical features of postural sway [17,28]. CoP velocity was calculated in the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions using the first difference of the original data (x_i): $v_i = x_{i+1} - x_i$. Differenced (v_i) time series were used to compute dynamical measures.

Sample Entropy (SampEn)

The SampEn is a quantification of the regularity of a signal which is conceptually associated to its predictability, and often to the complexity of the dynamics of the underlying system. Basically, the SampEn increases with the irregularity of the time series.

Formally, the calculation of *SampEn* was based on the following equation used by previous authors [30]:

$$SampEn(m, r, N) = -\log\left(\frac{A(r)}{B(r)}\right),$$

where each coarse-grained time series was calculated by the negative natural logarithm of the conditional probability that a time series of length N , having repeated himself for m samples within a tolerance r , will also repeat itself for $m+1$ samples, excluding the selected on itself (i.e., self-matches). $A(r)$ and $B(r)$ were the total number of template matches of length $m+1$ and m , respectively, within a tolerance r . Parameters for the analysis were set at $m=3$ and $r=0.30$ for both AP and ML directions. The PhysioToolkit-PhysioNet SampEn software was used for the estimation of the SampEn values [32].

Statistical analysis

All data were examined for normality and homogeneity of variance using Skewness and Kurtosis. A one-way repeated measure ANOVA was used to test for any significant effect of conditions (C1, C2, C3, C4, C5, C6) on the changes in SampEn values in the control group and to determine the healthy profile of complexity of CoP trajectories. Two repeated measures ANOVA with group (Deaf, control) as a between factor and conditions (C1, C2, C3, C4, C5, C6) as within-group factors were performed to compare Deaf's to controls' complexity of CoP time series at BS and AS_{1year}. In addition, repeated measures ANOVA with conditions (C1, C2, C3, C4, C5, C6) and time (BS, AS₆, AS₄₅, AS_{1year}) as within-group factors were performed to evaluate the significance of pre- and post-surgery cochlear implantation change in complexity of CoP trajectories over time. The Tuckey's post-hoc test was performed when a more detailed analysis of the mains and interactions effects were

required. A significance level of $p < 0.05$ was used for all comparisons. This procedure was conducted for each AP and ML direction.

RESULTS

Healthy vs Deaf groups: before surgery

The SampEn of both AP and ML direction CoP time series in the Deaf group were significantly lower than those of the control group ($F(1,17)=53.46$, $p < 0.001$; $F(1,17)=91.53$, $p < 0.001$; respectively; Figure 1). The complexity of CoP time series changed significantly according to the conditions (AP: $F(5,85)=156.73$, $p < 0.01$; ML: $F(5,85)=89.29$, $p < 0.001$) for the two groups. Detailed analysis showed that the SampEn of AP time series in the patient group was lower than those in the control group in C2 to C6 (all p s < 0.001). In ML direction, the Deaf group exhibited lower complexity for the C3 to C6 conditions compared to healthy controls (all p s < 0.001). These results suggested that C3 to C6 are the most sensitive conditions to disturb the dynamics of the postural system and, so, to reflect the specific changes in complexity of patients with vestibular pathology.

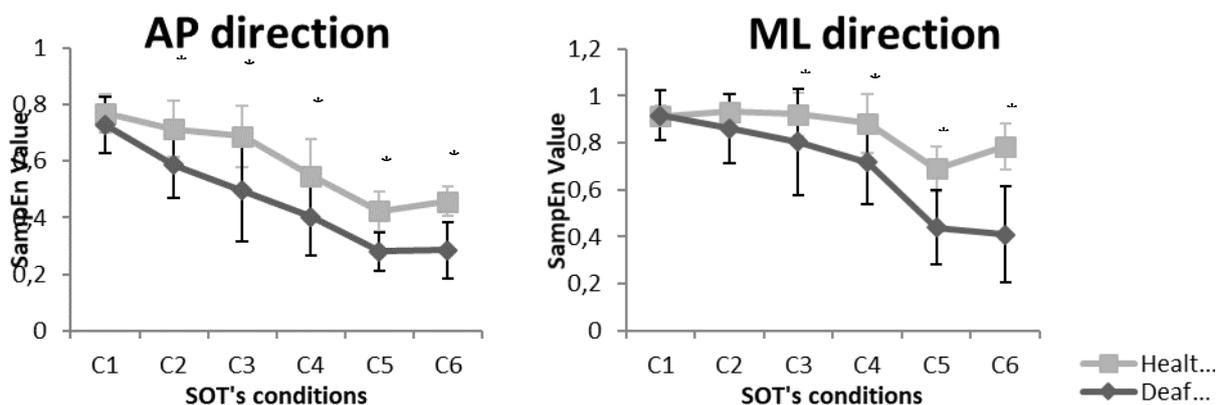


Fig1. Complexity profile under the six SOT's conditions comparing Deaf group to control group before surgery. *Error bars* represent standard errors. *Indicates significant differences between the two groups ($*p < 0.05$).

For healthy group, none significant effect of time have find about the dynamics of postural oscillations compared to deaf group.

At short and long term after surgical cochlear implantation

Time has a major effect on AP direction CoP time series (AP: $F(3,78)=3,83$, $p=0.013$, Figure 2), where the SampEn of AP time series increased with time: no significant difference after cochlear implantation (BS vs. AS₆, $p=0.91$), or after 45 days (BS vs. AS₄₅, $p=0.07$; AS₆ vs. AS₄₅, $p=0.06$) but increased at AS_{1Y} (BS vs. AS_{1Y}, $p=0.008$). A main effect of SOT conditions was also found (AP: $F(5,130)=141,55$, $p<0.001$; ML: $F(5,130)=85,271$, $p<0.001$). ANOVA revealed a significant time×conditions interaction only in AP direction ($F(15,390)=2,05$, $p=0,011$). Pairwise comparisons revealed no significant difference among the four evaluation stages for conditions 1-4 and 6 for AP direction CoP time series. However, post hoc tests showed only a significantly higher complexity in C5 at AS_{1Y} compared to BS ($p<0.05$).

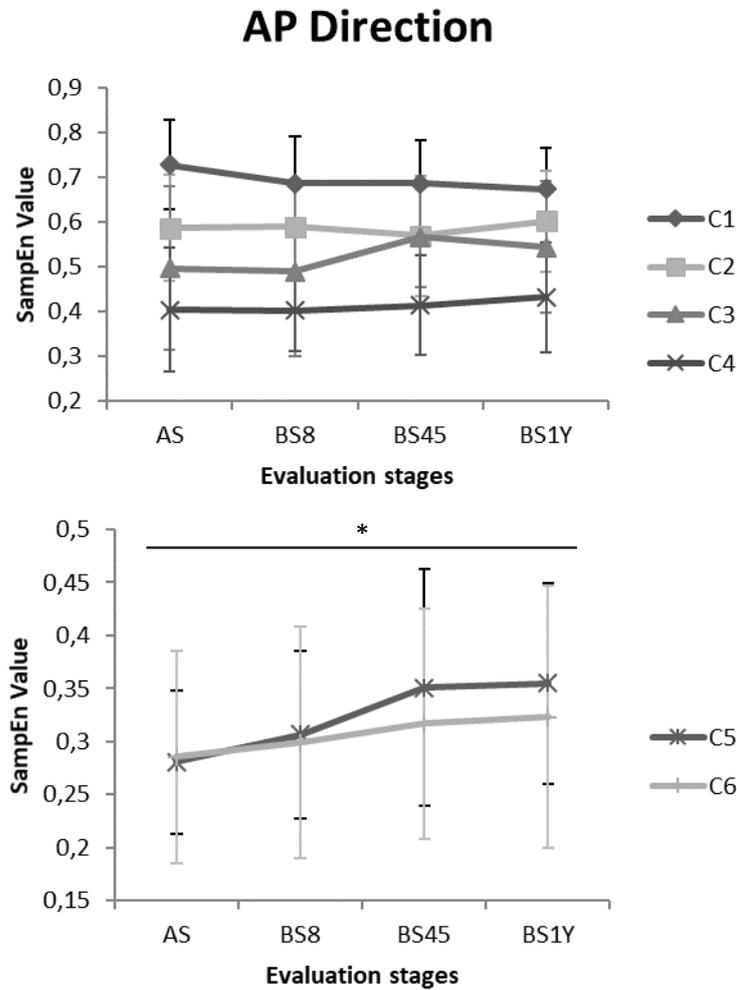


Fig2. Complexity profile of Deaf group under the six SUI's conditions among the six evaluation stages. *Error bars* represent standard errors. *Indicates significant differences ($*p<0.05$).

DISCUSSION

Healthy vs Deaf groups: before surgery.

The main results are the SampEn values distinguishing both groups before surgery. In fact, deaf group presented a significantly lower complexity in CoP time series compared to the healthy group to the conditions when posture maintenance is more complicated by the absence or disruption of sensory information (C2 to C6). This result is aligned with the commonly proposed view of a loss of complexity of physiological and behavioral systems

when the number of their structural components is reduced and/or the coupling existing between these components is altered. In this study we showed that the postural system in deaf person is less adaptable to changes in the environment than a healthy person. This result is consistent with previous studies concerning the impact of others pathologies [23, 28] or aging [21] on postural dynamics.

At short term after cochlear implantation surgery

As explained in the introduction, several studies [2-6] have shown that cochlear implantation can generate a vestibular damage immediately after surgery because surgery consist in an effraction of an entity composed by two sensory captors. In this study we expected to observe an immediate decrease of complexity in CoP times series, then a progressive restoration of complexity over time reflecting vestibular damage and the following vestibular compensation. Similar time effect has been already discuss in a previous study of Hoffmann et al. [28] related to the balance in vestibular schwannoma patients after the surgery removal of the tumor. The results of Hoffmann et al. are consistent with the theory of complexity loss that advancing in age and disease predict, with the deterioration of physiological systems, a decrease of complexity of CoP trajectories. In our study, we showed that patients with unilateral cochlear implants have no significant impairment of postural dynamics early after surgery (AS vs AS₆). This result is very important because it highlights that although patients have dizziness, vertigo or imbalance problems [2-3,6], it does not appear that the postural control is altered and less adapted to a changing environment.

At long term effect after cochlear implantation surgery.

Forty days after the surgery and before the activation of implant, we did not observe any significant difference on the evolution of postural oscillation dynamics.

One year after cochlear implantation and the activation of the implant, the complexity of postural control changes in C5 condition and in AP direction with the increased of SampEn values. In this condition, the complexity of AP direction CoP time series was restored, but this complexity stay always significantly lower than the values of the healthy groups. We can hypothesis that deaf group improves their postural regulation thanks to the contribution of

auditory information. Indeed we observe significant results after the activation of the implant. In fact, the contribution of new sensory information completely changes the regulation of the postural system to a best adaptation of changing environment traduced by an increased complexity. The recovery of auditory information treatment, which contributes to the orientation [11-12], could allow the implementation of new neural networks, leading to the development of new sensorimotor and behavioral strategies of equilibration. This result is consistent with the theory of complexity loss stating that reducing the number of the structural components of the system leads to a decrease in complexity, and vice-versa increasing the number of components can increase complexity of the system. This result is consistent with previous studies on the recovery of complexity after removal of vestibular tumor [28] and after stroke [23]. This result show that the beneficial effect of speech therapy rehabilitation on the restoration of auditory information relevant to postural control. With linear parameters, Parietti-Winkler et al [10] has shown that cochlear implantation does not generate degradation of postural performance in long-term post-surgery (1 year) with the same protocol of our study. In fact, the authors don't use the same methods to quantify the effect of cochlear implantation. Our results clearly show the methodological and clinical interest of non-linear parameters in the analysis of postural oscillations. Similarly, this study highlights a limitation of traditional parameters on their inability to detect fine changes in a system.

Why not use the Equilibrium Scores of SOT?

SOT is currently one of the main tools used to study balance disorders in research and for clinical purpose. Hoffman et al. [28] discussed some limitations of this method based on the calculation of ES like the sensitivity to the amplitude of postural fluctuations and the shortcut between stability and variability which results in erroneous interpretations. In fact a significant variability of the postural oscillations does not mean an altered or less effective stability [16,21]. Similarly, another limitation of this method is the fact that a fall produces a score of zero. Thus a patient who falls after 3 seconds of acquisition before the surgery and who will fall after 15 seconds after one year of surgery will have the same score whereas the patient will have improved. The use of non-linear methods makes possible to go beyond its limitations and to be able to estimate as well as possible the postural system's adaptation to the changes linked to a pathology, to the advancement of age, to a surgery etc. The clinical use of its parameters would better assess the progress of patients using SOT.

CONCLUSION

The main results of this study are the absence of alteration of the postural dynamics early after the surgery and the restoration of complexity of postural oscillations with time. This improvement is certainly due to the restoration of hearing and the implementation by the central nervous system of this new sensory information allowing a better adaptation resulting in a more efficient postural system. This study shows the interest of cochlea implantation in deaf people for a better postural regulation and ultimately a lower risk of fall, and probably a better quality of life with the return of hearing and quality of balance. Then, this result is evidence of the beneficial effect of speech therapy rehabilitation on the restoration of auditory information relevant to postural control. Auditory information is therefore a sensory modality in its own right in the maintenance of postural control. On the other hand, this study shows improved complexity after cochlear implantation but this complexity is not similar to healthy subjects. It raises the question of the interest of a bilateral implantation or a longer auditory rehabilitation to restore a similar complexity of healthy subjects.

From a purely methodological point of view, this study shows the interest of the use of dynamic parameters. Indeed, they allow, because of their attachment to a theoretical field, to bring a new point of view to this clinical problematic like the effect of a cochlear implant on the postural control. For example, SOT is used in many hospitals for rehabilitation purposes and to quantify an improvement in postural control. This study does not take into account its calculated score and shows that dynamic methods can still quantify a change in the dynamics of postural oscillations.

REFERENCES

1. Filipo R, Patrizi M, La Gamma R, D'Elia C, La Rosa G, Barbara M. Vestibular impairment and cochlear implantation. *Acta Oto-Laryngologica*. 2006; 126(12): 1266–1274.
2. Krause E, Louza JP, Hempel JM, Wechtenbruch J, Rader T, Gürkov R. Effect of cochlear implantation on horizontal semicircular canal function. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2009a;266:811-7.

3. Krause E, Wechtenbruch J, Rader T, Gürkov R. Influence of cochlear implantation on sacculus function. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2009b;140:108-113.
4. Melvin TA, Della Santina CC, Carey JP, Migliaccio AA. The effects of cochlear implantation on vestibular function. *Otol Neurotol.* 2009;30:87-94.
5. Ogawa Y, Hayashi M, Otsuka K, Shimizu S, Inagaki T, Hagiwara A, Yamada T, Suzuki M. Subjective visual vertical in patients with ear surgery. *Acta Otolaryngol.* 2010;130:576- 82.
6. Batuecas-Caletrio A, Klumpp M, Santacruz-Ruiz S, Gonzalez FB, Sánchez EG, Arriaga M. Vestibular function in cochlear implantation: correlating objectiveness and subjectiveness. *The Laryngoscope,* 2015
7. Suarez H, Angeli S, Suarez A, Rosales B, Carrera X, Alonso R. Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2007;71:629-37.
8. Kluentner HD, Lang-Roth R, Guntinas-Lichius O. Static and dynamic postural control before and after cochlear implantation in adult patients. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 2009; 266(10):1521–1525.
9. Schwab B, Durisin M, Kontorinis G. Investigation of balance function using dynamic posturography under electrical-acoustic stimulation in cochlear implant recipients. *International Journal of Otolaryngology* 2010(2010):Article ID 978594.
10. Parietti-Winkler C, Lion A, Montaut-Verient B, Grosjean R, Chays A, Perrin PhP, Gauchard G. Effects of unilateral cochlear implantation on balance control and sensory organization in adult patients with profound hearing loss. *BioMed research international,* 2015:2015.
11. Colonius H, Arndt P. A two-stage model for visual-auditory interaction in saccadic latencies. *Percept Psychophys.* 2001;63:126-47.
12. Corneil BD, Van Wanrooij M, Munoz DP, Van Opstal AJ. Auditory-visual interactions subserving goal-directed saccades in a complex scene. *J Neurophysiol.* 2002;88:438-54.
13. Simoneau GG, Ulbrecht JS, Derr JA, Cavanagh PR. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait and Posture* 1995;3, 115-122.

14. Teasdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait and Posture* 2001;14, 203-210.
15. Woollacott M.H. Systems contributing to balance disorders in older adults. *Journal of Gerontology* 2000;55A(8), M424-M428.
16. Newell KM. Degrees of freedom and the development of postural center of pressure profiles. In: Newell KM, Molenaar PCM, editors. *Applications of nonlinear dynamics to development process modeling*. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates; 1998, p. 63-83.
17. Carroll J, Freedman W. Nonstationarity properties of postural sway. *J Biomech* 1993;26(4-5):409-16.
18. Ramdani S, Seigle B, Lagarde J, Bouchara F, Bernard PL. On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. *Med Eng Phys* 2009;31(8):1023-31.
19. Goldberger AL. Non-linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *Lancet* 1996;347(9011):1312-4.
20. Riley MA, Balasubramaniam R, Turvey MT. Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait Posture* 1999;9(1):65-78.
21. Seigle B, Ramdani S, Bernard PL. Dynamical structure of center of pressure fluctuations in elderly people. *Gait and Posture* 2009;30:223-226.
22. Sabatini AM. Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2000;38:617-624.
23. Roerdink M, De Haart M, Daffertshofer A, Donker SF, Geurts AC, Beek PJ. Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Exp Brain Res* 2006;174(2):256-69.
24. Costa M, Priplata AA, Lipsitz LA, Wu Z, Huang NE, Goldberger AL, Peng CK. Noise and poise: Enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic resonance-based therapy. *Europhysical Letters* 2007;77:68008.
25. Duarte M, Sternad D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research* 2008;191:265-276

26. Ramdani S, Seigle B, Varoqui D, Bouchara F, Blain H, Bernard PL. Dynamical analysis of center of pressure velocity fluctuations: effects of vision and aging. *Annals of Biomedical Engineering* 2010;1-11.
27. Cavanaugh J, Mercer V, Stergiou N. Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* 2007;4: 42.
28. Hoffmann C P, Seigle B, Frère J, Parietti-Winkler C. Dynamical analysis of balance in vestibular schwannoma patients. *Gait & Posture* 2017;54:236-241.
29. Goldberger AL, Peng CK, Lipsitz LA. What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging* 2002;23:23-26.
30. Roerdink M, Hlavackova P, Vuillerme N. Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: A comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science* 2010;doi:10.1016/j.humov.2010.04.005.
31. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2000;278(6):H2039-49.
32. Goldberger AL, Amaral LA, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PC, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* 2000;101(23):e215-2

CONCLUSION

D'un point de vue théorique, cette étude de la structure dynamique des déplacements du CP a permis de montrer la robustesse de la validité de l'hypothèse de la perte de complexité avec l'avancée en âge et la pathologie.

Dans le cadre de la restauration d'une entrée sensorielle, et donc d'un élément significatif dans le contrôle postural, cette étude montre bien que la complexité d'un système dépend la richesse de ce dernier et de la qualité des éléments le composant.

Ce travail a un réel impact sur l'intérêt de l'implant cochléaire dans l'amélioration de la fonction d'équilibration. Il met d'une part en avant **l'absence de conséquences postopératoires** de l'effraction vestibulaire induite par la fixation de l'implant, et d'autre part le bénéfice à long terme d'une telle opération au niveau du **contrôle postural**.

D'un point de vue méthodologique, nous sommes conscients que la simple caractérisation de la dynamique posturale est insatisfaisante à long terme et que les analyses dynamiques permettent à l'heure actuelle une compréhension restreinte des mécanismes de contrôle postural.

Malgré tout, la capacité de ces dernières à définir l'efficacité du système postural peut permettre de **quantifier la capacité du système postural d'un individu à réagir à une perturbation extérieure**, une opération ou une pathologie. Dans ce travail, une analyse de la dynamique des oscillations posturales permet de mettre en avant des changements fins de la régulation du système postural.

La Sample Entropy semble être une méthode robuste et adaptée pour la quantification de la dynamique des fluctuations posturales dans le cadre de pathologie ORL.

En effet, notre équipe a déjà montré récemment l'efficacité de cette méthode dans le cadre de tumeur de Schwanome (Hoffmann *et al.* 2017).

D'un point de vue clinique, ce travail démontre l'intérêt de l'implant cochléaire pour les patients sourds profonds. La Haute Autorité de Santé pourrait mettre à jour ses recommandations sur la prise en charge des patients sourd en mettant en avant l'intérêt de la restauration de l'audition et celui de l'amélioration des performances posturales.

Le nombre de patients orientés vers des spécialistes ORL est encore largement insuffisants alors que les bénéfices d'une telle opération s'avèrent, au vu de notre étude, incontestables. Les patients recrutés, pour ce travail, étaient tous adultes et sourds depuis plusieurs années. Aucun n'a été orienté par son médecin généraliste spécifiquement pour discuter d'une implantation cochléaire. Ceci témoigne du **manque de sensibilisations et de recommandations pour les médecins généralistes** concernant les **prises en charge** possible de la surdité en fonction de sa profondeur.

Une des perspectives de ce travail est l'utilisation des ces outils dynamiques pour la caractérisation d'autres pathologies, voire **l'évaluation de l'efficacité des thérapeutiques** (rééducation auditives, rééducation posturales, implants cochléaires bilatérales, prothèses auditives ...) dans le suivi des pathologies ORL.

Pour finir, une autre des perspectives serait une analyse plus complète des pathologies ORL en utilisant conjointement différentes mesures de type électro-myographiques, encéphalographiques voire de l'imagerie cérébrale, en complément de l'analyse des oscillations posturales.

BIBLIOGRAPHIE

Bardy, B.G., Marin, L., Stoffregen, T.A., & Bootsma, R.J. (1999). Postural coordination modes considered as emergent phenomena. *Journal of experimental psychology : Human perception and performance*, 25(5):1284–301.

Batuecas-Caletrio A, Klumpp M, Santacruz-Ruiz S, Gonzalez FB, Sánchez EG, Arriaga M. Vestibular function in cochlear implantation: correlating objectiveness and subjectiveness. *The Laryngoscope*, 2015

Carroll, J., & Freedman, W. (1993). Nonstationarity properties of postural sway. *Journal of Biomechanics*, 26, 409-416.

Cavanaugh J, Mercer V, Stergiou N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 4: 42.

Collins, J.J., & DeLuca, C.J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95, 308-318.

Colonus H, Arndt P. (2001). A two-stage model for visual-auditory interaction in saccadic latencies. *Percept Psychophys*, 63:126-47.

Corneil BD, Van Wanrooij M, Munoz DP, Van Opstal AJ. (2002). Auditory-visual interactions subserving goal-directed saccades in a complex scene. *J Neurophysiol*, 88:438-54.

Costa, M., Priplata, A.A., Lipsitz, L.A., Wu, Z., Huang, N.E., Goldberger, A.L., & Peng, C.K. (2007). Noise and poise: Enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic resonance-based therapy. *Europhysical Letters*, 77, 68008.

- Day, B.L., Steiger, M.J., Thompson, P.D., & Marsden, C.D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *Journal of Physiology*, 469, 479-499.
- Duarte M, Sternad D.(2008). Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research*, 191:265-276
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V. (2000). On the fractal properties of natural human standing. *Neuroscience Letters*, 283, 173-176.
- Duysens, J., Clarac, F., & Cruse, H. (2000). Load-regulating mechanisms in gait and posture: Comparative aspects. *Physiological reviews*, 80(1), 83-133.
- Eckmann, J.P., & Ruelle, D. (1985). Ergodic theory of chaos and strange attractors. *Reviews of Modern Physics*, 57, 617-656.
- Filipo R, Patrizi M, La Gamma R, D'Elia C, La Rosa G, Barbara M. (2006). Vestibular impairment and cochlear implantation. *Acta Oto-Laryngologica*, 126(12): 1266–1274.
- Fitzpatrick, R., Gorman, R.B., Burke, D., & Gandevia, S.C. (1992). Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics. *Journal of Physiology*, 458, 69-83.
- Friedrich, R., Siegert, S., Peinke, J., Lück, S., Siefert, M., Lindemann, M., Raethjen, J., Deuschl, G., & Pfister, G. (2000). Extracting model equations from experimental data. *Physics Letters A*, 271 {3}, 217-222.
- Genthon, N. (2006). *Déficiences unilatérales et adaptation de la fonction posturale. Rôle de chacun des appuis dans le maintien de la station debout*. Thèse de doctorat en Sciences et techniques des activités physiques et sportives, Université de Savoie, Grenoble, France.
- Goldberger A.L. (1996) Non-linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *Lancet*, 347(9011):1312-4.
- Golberger, A.L., Amaral, L.A.N., Hausdorff, J.M., Ivanov, P.C., Peng, C.K., & Stanley, H.E. (2002b). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academic of Sciences USA*, 99(1), 2466-2472.

Goldberger, A.L., Amaral, L.A.N., Glass, L., Hausdorff, J.M., Mark, P.C.I.R.G., Mietus, J.E., Mooby, G.B., Peng, C.K., & Stanley, H.E. (2000). Physio- bank, physiotookit, and physionet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, 101, e215-e220. (available at <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>).

Goldberger, A.L., Peng, C.K. & Lipsitz, L.A. (2002a). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging*, 23, 23-26.

Goldberger, A.L. (1995). Non linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *Lancet*, 347, 1312-1314.

Goldberger AL, Amaral LA, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PC, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*;101(23):e215-2

Grassberger, P., & Procaccia, I. (1983). Estimation of the kolmogorov entropy from a chaotic signal. *Physical Review A*, 28, 2591-2593.

Guckenheimer, J., & Holmes, P. (1990). *Nonlinear oscillations, dynamical systems, and bifurcations of vector fields*. Copernicus.

Gurfinkel, V.S. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie*, 14 (C), 1-18.

Gurfinkel, V.S., Ivanenko, Y.P., Levik, Y.S., & Babakova, I.A. (1995). Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, 68(1), 229-243.

Gurfinkel, V.S., & Osevets, M. (1972). Dynamics of the vertical posture in man. *Biophysics*, 17, 496-506.

Gurfinkel, V.S., Lipshits, M., & Popov, K. (1982). Thresholds of kinestatic sensitivity in upright posture. *Fiziologija Cheloveka*, 8, 981-988.

Haken, H. (1977). *Synergetics, an introduction: Nonequilibrium phase transitions and selforganization in physics, chemistry, and biology* (1st edition). Heidelberg: Springer Verlag.

- Haken, H. (1983). *Advanced synergetics: Instability hierarchies of self-organizing systems and devices* (1st edition). Heidelberg: Springer Verlag.
- Henriksson, N.G., Johansson, G., Olsson, L.G., & Ostlund, H. (1967). Electric analysis of the Romberg test. *Acta Otolaryngol*, 224, 272-279.
- Hoffmann C.P, Seigle B, Frère J, Parietti-Winkler C. (2017). Dynamical analysis of balance in vestibular schwannoma patients. *Gait & Posture*, 54:236-241.
- Horak, F.B. (1992). Effects of neurological disorders on disorders on postural movement strategies in the elderly. In: B. Vellas, M. Toupet, L. Rubenstein, J.L. Albaredo, Y. Christen (Eds.). *Falls, Balance and Gait Disorders in the Elderl* (pp 137-152). Paris: Elsevier.
- Horak, F.B., & Macpherson, J.M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In L.B. Rowell, & J.T. Shepherd (Eds.), *Handbook of physiology* (pp. 255-292). New York: Oxford University Press.
- Horak, F.B., & Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55, 1369-1381.
- Humphrey, D., & Reed, D. (1983). Separate cortical systems for control of joint stiffness reciprocal activation and coactivation of antagonist muscles. In: *Motor control mechanisms in health and disease* (pp 347-372). Raven Press, NY.
- Hunter, I.W., & Kearney, R.E. (1981). Respiratory components of human postural sway. *Neurosciences Letters*, 25, 155-159.
- Johansson, R., Magnusson, M., & Akesson, M. (1988) Identification of human postural dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35, 858-869.
- Kantz, H., & Schreiber, T. (2004). *Nonlinear time series analysis*. Cambridge: Cambridge University Press, second edition.
- Kolmogorov, A.N. (1958). A new invariant of transitive dynamical systems. *Dolk Akad Nauk SSSR*, 119, 861-864.

- Kluenter HD, Lang-Roth R, Guntinas-Lichius O. (2009). Static and dynamic postural control before and after cochlear implantation in adult patients. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 266(10):1521–1525.
- Krause E, Louza JP, Hempel JM, Wechtenbruch J, Rader T, Gürkov R. (2009a). Effect of cochlear implantation on horizontal semicircular canal function. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 266:811-7.
- Krause E, Wechtenbruch J, Rader T, Gürkov R. (2009b). Influence of cochlear implantation on sacculus function. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2009b;140:108-113.
- Lipsitz, L.A., & Goldberger, A.L. (1992). Loss of complexity and aging, author. *Journal of the American Medical Association*, 267(13), 1806-1809.
- Loram, I.D., Kelly, S.M., & Lakie, M. (2001). Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance? *Journal of Physiology*, 532, 879-891.
- Lorenz, E.N. (1963). Deterministic nonperiodic flow. *Journal of Atmospheric Science*, 20, 130-141.
- Magnus, R. (1924). *Der Körperstellung*. Springer, Berlin.
- Massion, J. (1998). Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), 465-472.
- Massion, J., Fabre, J.C., Mouchnino, L., & Obadia, A. (1995). Body orientation and regulation of the center of gravity during movement under water. *Journal of Vestibular Research*, 5, 211-221.
- Maurer, C., & Peterka, R.J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93, 189-200.
- Myklebust, J.B., Prieto, T., & Myklebust, B. (1995). Evaluation of nonlinear dynamics in postural steadiness time series. *Annals of Biomedical Engineering*, 23, 711-719.
- McCollum, G., & Leen, T.K. (1989). Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior*, 21(3), 225-244.

- McIlroy, W.E., & Maki, B.E. (1997). Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 12(1), 66-70.
- Melvin TA, Della Santina CC, Carey JP, Migliaccio AA. (2009). The effects of cochlear implantation on vestibular function. *Otol Neurotol*, 30:87-94.
- Meyer, J., & Baron, J.B. (1982). Les processus impliqués dans les régulations posturales. In : *Éléments de neurophysiologie des comportements moteurs* (pp 39-77). Azemar & Rippol. Insep Publication.
- Nashner, L., & McCollum, G. (1985). The organization of postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 26, 135-172.
- Newell K.M. (1998). Degrees of freedom and the development of postural center of pressure profiles. In: Newell KM, Molenaar PCM, editors. Applications of nonlinear dynamics to development process modeling. *New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates*, p. 63-83.
- Newell, K.M., Van Emmerik, R.E.A., Lee, D., & Sprague, R.L. (1993). On postural stability and variability. *Gait and Posture*, 1(4), 225-230.
- Ogawa Y, Hayashi M, Otsuka K, Shimizu S, Inagaki T, Hagiwara A, Yamada T, Suzuki M. (2010). Subjective visual vertical in patients with ear surgery. *Acta Otolaryngol*, 130:576- 82.
- Parietti-Winkler C, Lion A, Montaut-Verient B, Grosjean R, Chays A, Perrin PhP, Gauchard G. (2015). Effects of unilateral cochlear implantation on balance control and sensory organization in adult patients with profound hearing loss. *BioMed research international*, 2015.
- Pellecchia, G., Shockley, K., Riley, M.A., & Orden, G.V. (2005). Application of Recurrence Quantification Analysis: Influence of Cognitive Activity on Postural Fluctuations. In: M.A.
- Peterka, R.J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics*, 82,335-343.
- Piirtola, M., & Era, P. (2006). Force Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People-A Review. *Gerontology*, 52, 1-16.

- Pincus, S.M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academic of Sciences USA*, 88, 2297-2301.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffmann, R.G., Lovett, E.G., & Myklebust, B.M. (1996). Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transaction Biomedical Engineering*, 43, 956-966.
- Rademaker, G.G.J. (1931). *Das stehen: Statische Reactionen, Gleichwichtsreaktionen und Muskeltonus unter besonders Berucksichtigung ihres Verhaltens bei kleinhirnlosen Tieren*. Springer, Berlin.
- Ranquet, J. (1953) *Essai d'objectivation de l'équilibre normal et pathologique*. Thèse en Médecine, Paris, 83 pages.
- Ramdani S, Seigle B, Lagarde J, Bouchara F, Bernard PL. (2009)/ On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. *Med Eng Phys*, 31(8):1023-31.
- Ramdani S, Seigle B, Varoqui D, Bouchara F, Blain H, Bernard PL. (2010). Dynamical analysis of center of pressure velocity fluctuations: effects of vision and aging. *Annals of Biomedical Engineering*, 1-11.
- Rényi, A. (1961). On measures of information and entropy. In: *Proceedings of the 4th Berkeley Symposium on Mathematics, Statistics and Probability*, 1, pp 547-561.
- Riccio, G.E., & Stoffregen, T.A. (1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human Movement Science*, 7, 265-300.
- Richman, J.S., & Moorman, J.R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal Physiology: Heart and Circulatory Physiology*, 278, 2039-2049.
- Riley, M.A., & Clark, S. (2003). Recurrence analysis of human postural sway during the sensory organization test. *Neuroscience letters*, 342(1-2), 45-48.
- Riley, M.A., Balasubramaniam, R., & Turvey, M.T. (1999). Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait and Posture*, 9, 65-78.

- Riley, M.A., Wong, S., Mitra, S., & Turvey, M.T. (1997). Common effects of touch and vision on postural parameters. *Experimental Brain Research*, 117,165-170.
- Risken, H. (1996). *The Fokker–Planck Equation: Methods of Solutions and Application*. Springer Series in Synergetics, Springer, second edition.
- Roerdink M, Hlavackova P, Vuillerme N. (2010). Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: A comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science*, doi:10.1016/j.humov.2010.04.005.
- Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S.F., Geurts, A.C., & Beek, P.J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, 174, 256-269.
- Rosenblum, M.G., Feldman, M.S., & Firsov, G.I. (1989). Investigation of the biomechanical system. In: *Methods and Software of Computer-Aided Experiment in Machine Dynamics* (Nauka, Moscow), 259-277.
- Rosenblum, M., Firsov, G.I., Kuuz, R., & Pompe, B. (1998). Human postural control: Force plate experiments and modelling. *Nonlinear analysis of physiological data*, 283-306.
- Sabatini, A.M. (2000). Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38, 617-624.
- Schieppati, M., Hugon, M., Grasso, M., Nardone, A., & Galante, M. (1994). The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in Parkinsonians. *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, 93, 286-298.
- Schwab B, Durisin M, Kontorinis G. (2010). Investigation of balance function using dynamic posturography under electrical-acoustic stimulation in cochlear implant recipients. *International Journal of Otolaryngology*, :Article ID 978594.
- Seigle, B. (2010). *Dynamique des fluctuations posturales et influence de l'avancée en âge*. Thèse de doctorat en Sciences et techniques des activités physiques et sportives, Université de Montpellier, Montpellier, France.
- Seigle, B., Ramdani, S., & Bernard, P.L. (2009). Dynamical structure of center of pressure fluctuations in elderly people. *Gait and Posture*, 30,223-226.

- Shannon, C.E., & Weaver, W. (1949). *The mathematical theory of information*. Urbana: University of Illinois Press, 97.
- Shaw, P.J.A. (2003). *Multivariate statistics for the Environmental Sciences*. London: Hodder-Arnold.
- Sherrington, C.S. (1906). *The Integrative Action of the Nervous System*. Constable, London.
- Simoneau, G.G., Ulbrecht, J.S., Derr, J.A., & Cavanagh, P.R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait and Posture*, 3, 115-122.
- Sinai, A.G. (1959). On the concept of entropy of a dynamical system. *Dokl Akad Nauk SSSR*, 124, 768-771.
- Strogatz, S.H. (2000). *Nonlinear dynamics and chaos: With applications to physics, biology, chemistry, and engineering*. Westview Press.
- Suarez H, Angeli S, Suarez A, Rosales B, Carrera X, Alonso R. (2010). Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 71:629-37.
- Takens, F. (1983). *Invariants related to dimension and entropy*. In: Atas do 13. Col. brasileiro de Matematicas, Rio de Janeiro, Brasil.
- Teasdale N, Simoneau M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait and Posture*, 14, 203-210.
- Teasdale, N., Stelmach, G.E., & Breuing, A. (1992). Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface configurations. *Journal of Gerontology*, 46, 238-44.
- Tononi, G. (2004). An information integration theory of consciousness. *BMC neuroscience*, 5(1), 42.
- Vaillancourt, D.E., & Newell, K.M. (2002). Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiology of Aging*, 23, 1-11.
- Vierordt Karl von (1860) *Grundriss der Physiologie des Menschen*. H. - nLaupp, Tuebingen.

- Williams, W. (1981). A system oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in position and motion sense. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 7, 23-77.
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193-214.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211-21.
- Winter, D.A., Prince, F., & Patla, A. (1997). Validity of the inverted pendulum model of balance in quiet standing. *Gait and Posture*, 5, 153-154.
- Woodworth, R.S. (1899). The accuracy of voluntary movement. *Psychological review*, 3(2), 1-114.
- Woollacott M.H. (2000). Systems contributing to balance disorders in older adults. *Journal of Gerontology*, 55A(8), M424-M428.
- Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*, 16, 1-14.
- Yamada, N. (1995). Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science*, 14, 711-726.

VU

NANCY, le **29 mars 2018**
Le Président de Thèse

NANCY, le **3 avril 2018**
Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur Cécile PARIETTI-WINKLER

Professeur Marc BRAUN

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE/ 10230
NANCY, le **9 avril 2018**
LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE,

Professeur Pierre MUTZENHARDT

RESUME:

Background: Cochlear implant is a partially implantable electrical hearing aid which has been retained after a multidisciplinary assessment in patients with a profound bilateral deafness. Cochlear implantation is considered invasive and would have immediate consequences for vestibular disorders such as vertigo. **Research question:** With new methods of analysis, our study aims to see the real effect of the implantation of the operative suites and to show the interest of the cochlear implants on the long-term postural control. **Methods:** We used the sample entropy (SampEn) parameter to evaluate the complexity of postural sway velocity time series using the sensory organization test. Patients performed postural assessments three days before surgical cochlear implantation, then three times after surgery, at six and forty five days, and one year. **Results:** Our results demonstrated that SampEn values don't change after the surgical cochlear implantation. On the other hand, the SampEn values increases significantly after one year in parallel with the reeducation speech therapist and the return of the audition. Firstly, our results highlights that although patients have dizziness, vertigo or imbalance problems reported in literature, it does not appear that the postural control is altered and less adapted to a changing environment after surgery. And secondly, our results, on the restoration of complexity over time and the addition of a sensory input, are in line with the theory of complexity loss of physiological systems stating that increasing the number of their structural components leads to a increase in complexity. **Conclusion:** Complexity analysis, like SampEn values, appears to be a valuable tool for investigating the effect of cochlear implantation over time. And, unilateral cochlear implantation seems to be an interesting alternative to allow the deaf to regain autonomy by improving their postural capacity.

TITRE: How Unilateral Cochlear Implantation affects the Dynamics of Postural Sway ?

THÈSE : MÉDECINE GÉNÉRALE– ANNÉE 2018

MOTS CLES : Surdit , posture, analyse dynamique, complexité, implants cochléaire

INTITULÉ ET ADRESSE :
UNIVERSIT  DE LORRAINE
Faculté de Médecine de Nancy
9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex
