



**Mesure de l'activité et de la participation par
séquençage vidéographique: application à l'item D550 de
la CIF (Classification Internationale du
Fonctionnement, du Handicap et de la Santé) manger**

Nicolas Fraisse

► **To cite this version:**

Nicolas Fraisse. Mesure de l'activité et de la participation par séquençage vidéographique: application à l'item D550 de la CIF (Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé) manger. Sciences du Vivant [q-bio]. 2007. hal-01733710

HAL Id: hal-01733710

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01733710>

Submitted on 14 Mar 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-theses-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>

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ,
NANCY 1
Année 2007

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY
N°

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée
par

Nicolas FRAISSE

le 16 novembre 2007

**MESURE DE L'ACTIVITE ET DE LA PARTICIPATION PAR
SEQUENÇAGE VIDEOGRAPHIQUE.**

APPLICATION A L'ITEM D550 DE LA CIF (Classification Internationale du
Fonctionnement, du Handicap et de la Santé) : MANGER.

Examineurs de la thèse :

M. J.M. ANDRE Professeur de Médecine Physique et Réadaptation	Président
M. F. SIRVEAUX Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.....	Juge
M. J. PAYSANT Professeur de Médecine Physique et Réadaptation	Juge
M. N. MARTINET Docteur en Médecine Physique et Réadaptation.....	Juge

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université : Professeur Jean-Pierre FINANCE

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Patrick NETTER

Vice-Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Henry COUDANE

Assesseurs :

du 1^{er} Cycle : **M. le Professeur François ALLA**

du 2^{ème} Cycle : **M. le Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI**

du 3^{ème} Cycle : **M. le Professeur Marc BRAUN**

de la Vie Facultaire : **M. le Professeur Bruno LEHEUP**

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX

Professeur Jacques ROLAND

=====

PROFESSEURS HONORAIRES

Jean LOCHARD – René HERBEUVAL – Gabriel FAIVRE – Jean-Marie FOLIGUET

Guy RAUBER – Paul SADOUL – Raoul SENAULT

Jacques LACOSTE – Jean BEUREY – Jean SOMMELET – Pierre HARTEMANN – Emile de LAVERGNE

Augusta TREHEUX – Michel MANCIAUX – Paul GUILLEMIN – Pierre PAYSANT

Jean-Claude BURDIN – Claude CHARDOT – Jean-Bernard DUREUX – Jean DUHEILLE –

Jean-Marie GILGENKRANTZ – Simone GILGENKRANTZ

Pierre ALEXANDRE – Robert FRISCH – Michel PIERSON – Jacques ROBERT

Gérard DEBRY – Michel WAYOFF – François CHERRIER – Oliéro GUERCI

Gilbert PERCEBOIS – Claude PERRIN – Jean PREVOT – Jean FLOQUET

Alain GAUCHER – Michel LAXENAIRE – Michel BOULANGE – Michel DUC – Claude HURIET – Pierre
LANDES

Alain LARCAN – Gérard VAILLANT – Daniel ANTHOINE – Pierre GAUCHER – René-Jean ROYER

Hubert UFFHOLTZ – Jacques LECLERE – Francine NABET – Jacques BORRELLY

Michel RENARD – Jean-Pierre DESCHAMPS – Pierre NABET – Marie-Claire LAXENAIRE – Adrien
DUPREZ – Paul VERT -

Bernard LEGRAS – Pierre MATHIEU – Jean-Marie POLU - Antoine RASPILLER – Gilbert THIBAUT

Michel WEBER – Gérard FIEVE – Daniel SCHMITT – Colette VIDAILHET – Alain BERTRAND – Hubert
GERARD

Jean-Pierre NICOLAS - Francis PENIN – Michel STRICKER – Daniel BURNEL – Michel VIDAILHET –
Claude BURLET –

Jean-Pierre DELAGOUTTE – Jean-Pierre MALLIÉ – Danièle SOMMELET – Professeur Luc PICARD

Professeur Guy PETIET

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (*Anatomie*)

Professeur Jacques ROLAND – Professeur Gilles GROSDIDIER

Professeur Pierre LASCOMBES – Professeur Marc BRAUN

2^{ème} sous-section : (*Cytologie et histologie*)

Professeur Bernard FOLIGUET

3^{ème} sous-section : (*Anatomie et cytologie pathologiques*)

Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

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

2^{ème} sous-section : (*Radiologie et imagerie médicale*)

Professeur Luc PICARD – Professeur Denis REGENT – Professeur Michel CLAUDON

Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER

Professeur René ANXIONNAT

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (*Biochimie et biologie moléculaire*)

Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER – Professeur Bernard NAMOUR

2^{ème} sous-section : (*Physiologie*)

Professeur Jean-Pierre CRANCE

Professeur François MARCHAL – Professeur Philippe HAOUZI

3^{ème} sous-section : (*Biologie Cellulaire (type mixte : biologique)*)

Professeur Ali DALLOUL

4^{ème} sous-section : (*Nutrition*)

Professeur Olivier ZIEGLER

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (*Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière*)

Professeur Alain LOZNIEWSKI

2^{ème} sous-section : (*Parasitologie et mycologie*)

Professeur Bernard FORTIER

3^{ème} sous-section : (*Maladies infectieuses ; maladies tropicales*)

Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

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

Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON

Professeur Francis GUILLEMIN – Professeur Denis ZMIROU-NAVIER – Professeur François ALLA

2^{ème} sous-section : (*Médecine et santé au travail*)

Professeur Guy PETIET – Professeur Christophe PARIS

3^{ème} sous-section : (*Médecine légale et droit de la santé*)

Professeur Henry COUDANE

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

Professeur François KOHLER – Professeur Éliane ALBUISSON

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (*Hématologie ; transfusion*)

Professeur Christian JANOT – Professeur Thomas LECOMPTE – Professeur Pierre BORDIGONI

Professeur Pierre LEDERLIN – Professeur Jean-François STOLTZ – Professeur Pierre FEUGIER

2^{ème} sous-section : (*Cancérologie ; radiothérapie*)

Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY

Professeur Pierre BEY – Professeur Didier PEIFFERT – Professeur Frédéric MARCHAL

3^{ème} sous-section : (*Immunologie*)

Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marie-Christine BENE

4^{ème} sous-section : (*Génétique*)

Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

**48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE**

1^{ère} sous-section : (*Anesthésiologie et réanimation chirurgicale*)

Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Dan LONGROIS – Professeur Hervé BOUAZIZ

Professeur Paul-Michel MERTES

2^{ème} sous-section : (*Réanimation médicale*)

Professeur Henri LAMBERT – Professeur Alain GERARD

Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT – Professeur Bruno LÉVY

3^{ème} sous-section : (*Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique*)

Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET

4^{ème} sous-section : (*Thérapeutique*)

Professeur François PAILLE – Professeur Gérard GAY – Professeur Faiez ZANNAD

49^{ème} Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE,

HANDICAP et RÉÉDUCATION

1^{ère} sous-section : (*Neurologie*)

Professeur Gérard BARROCHE – Professeur Hervé VESPIGNANI

Professeur Xavier DUCROCQ

2^{ème} sous-section : (*Neurochirurgie*)

Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE

Professeur Thierry CIVIT

3^{ème} sous-section : (*Psychiatrie d'adultes*)

Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN

4^{ème} sous-section : (*Pédopsychiatrie*)

Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC

5^{ème} sous-section : (*Médecine physique et de réadaptation*)

Professeur Jean-Marie ANDRE – Professeur Jean PAYSANT

**50^{ème} Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE
PLASTIQUE**

1^{ère} sous-section : (*Rhumatologie*)

Professeur Jacques POUREL – Professeur Isabelle VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie orthopédique et traumatologique*)

Professeur Daniel MOLE

Professeur Didier MAINARD – Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS

3^{ème} sous-section : (*Dermato-vénéréologie*)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD

4^{ème} sous-section : (*Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique*)

Professeur François DAP

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIORESPIRATOIRE et VASCULAIRE

1^{ère} sous-section : (*Pneumologie*)

Professeur Yves MARTINET – Professeur Jean-François CHABOT – Professeur Ari CHAOUAT

2^{ème} sous-section : (*Cardiologie*)

Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE – Professeur Nicolas SADOUL

Professeur Christian de CHILLOU

3^{ème} sous-section : (*Chirurgie thoracique et cardiovasculaire*)

Professeur Jean-Pierre VILLEMOT

Professeur Jean-Pierre CARTEAUX – Professeur Loïc MACE

4^{ème} sous-section : (*Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire*)

52^{ème} Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF et URINAIRE

1^{ère} sous-section : (*Gastroentérologie ; hépatologie*)

Professeur Marc-André BIGARD

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie digestive*)

3^{ème} sous-section : (*Néphrologie*)

Professeur Michèle KESSLER – Professeur Dominique HESTIN (Mme) – Professeur Luc FRIMAT

4^{ème} sous-section : (*Urologie*)

Professeur Philippe MANGIN – Professeur Jacques HUBERT – Professeur Luc CORMIER

53^{ème} Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE

1^{ère} sous-section : (*Médecine interne*)

Professeur Denise MONERET-VAUTRIN – Professeur Denis WAHL

Professeur Jean-Dominique DE KORWIN – Professeur Pierre KAMINSKY

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Gisèle KANNY – Professeur Abdelouahab BELLOU

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie générale*)

Professeur Patrick BOISSEL – Professeur Laurent BRESLER

Professeur Laurent BRUNAUD – Professeur Ahmet AYAV

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

1^{ère} sous-section : (*Pédiatrie*)

Professeur Pierre MONIN

Professeur Jean-Michel HASCOET – Professeur Pascal CHASTAGNER – Professeur François FEILLET –

Professeur Cyril SCHWEITZER

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie infantile*)

Professeur Michel SCHMITT – Professeur Gilles DAUTEL – Professeur Pierre JOURNEAU

3^{ème} sous-section : (*Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale*)

Professeur Michel SCHWEITZER – Professeur Jean-Louis BOUTROY

Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Patricia BARBARINO – Professeur Bruno DEVAL

4^{ème} sous-section : (*Endocrinologie et maladies métaboliques*)

Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

55^{ème} Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{ère} sous-section : (*Oto-rhino-laryngologie*)

Professeur Claude SIMON – Professeur Roger JANKOWSKI

2^{ème} sous-section : (*Ophtalmologie*)

Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD – Professeur Karine ANGIOI-DUPREZ

3^{ème} sous-section : (*Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie*)

Professeur Jean-François CHASSAGNE

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeur Sandrine BOSCHI-MULLER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (*Anatomie*)

Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Thierry HAUMONT

2^{ème} sous-section : (*Cytologie et histologie*)

Docteur Edouard BARRAT

Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER

3^{ème} sous-section : (*Anatomie et cytologie pathologiques*)

Docteur Béatrice MARIE

Docteur Laurent ANTUNES

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

Docteur Marie-Hélène LAURENS – Docteur Jean-Claude MAYER

Docteur Pierre THOUVENOT – Docteur Jean-Marie ESCANYE – Docteur Amar NAOUN

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (*Biochimie et biologie moléculaire*)

Docteur Jean STRACZEK – Docteur Sophie FREMONT

Docteur Isabelle GASTIN – Docteur Marc MERTEN – Docteur Catherine MALAPLATE-ARMAND

2^{ème} sous-section : (*Physiologie*)

Docteur Gérard ETHEVENOT – Docteur Nicole LEMAU de TALANCE – Docteur Christian BEYAERT

Docteur Bruno CHENUEL

4^{ème} sous-section : (*Nutrition*)

Docteur Didier QUILLIOT – Docteur Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (*Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière*)

Docteur Francine MORY – Docteur Christine LION

Docteur Michèle DAILLOUX – Docteur Véronique VENARD

2^{ème} sous-section : (*Parasitologie et mycologie*)

Docteur Marie-France BIAVA – Docteur Nelly CONTET-AUDONNEAU – Docteur Marie MACHOUART

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (*Epidémiologie, économie de la santé et prévention*)

Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE

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

Docteur Pierre GILLOIS

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (*Hématologie ; transfusion*)

Docteur François SCHOONEMAN

2^{ème} sous-section : (*Cancérologie ; radiothérapie : cancérologie (type mixte : biologique)*)

Docteur Lina BEZDETNAYA épouse BOLOTINE

3^{ème} sous-section : (*Immunologie*)

Docteur Anne KENNEL – Docteur Marcelo DE CARVALHO BITTENCOURT

4^{ème} sous-section : (*Génétique*)

Docteur Christophe PHILIPPE

48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,

PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

1^{ère} sous-section : (*Anesthésiologie et réanimation chirurgicale*)

Docteur Jacqueline HELMER – Docteur Gérard AUDIBERT

3^{ème} sous-section : (*Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique*)

Docteur Françoise LAPICQUE – Docteur Marie-José ROYER-MORROT – Docteur Nicolas GAMBIER

50^{ème} Section : RHUMATOLOGIE

1^{ère} sous-section : (*Rhumatologie*)

Docteur Anne-Christine RAT

**54^{ème} Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-
OBSTÉTRIQUE,**

ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

5^{ème} sous-section : (*Biologie et médecine du développement et de la reproduction*)

Docteur Jean-Louis CORDONNIER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5^{ème} section : SCIENCE ÉCONOMIE GÉNÉRALE

Monsieur Vincent LHUILLIER

40^{ème} section : SCIENCES DU MÉDICAMENT

Monsieur Jean-François COLLIN

60^{ème} section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE ET GÉNIE CIVILE

Monsieur Alain DURAND

61^{ème} section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Monsieur Jean REBSTOCK – Monsieur Walter BLONDEL

64^{ème} section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Mademoiselle Marie-Claire LANHERS

Monsieur Franck DALIGAULT

65^{ème} section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY

Madame Ketsia HESS – Monsieur Pierre TANKOSIC – Monsieur Hervé MEMBRE – Monsieur Christophe
NEMOS

Madame Natalia DE ISLA

66^{ème} section : PHYSIOLOGIE

Monsieur Nguyen TRAN

67^{ème} section : BIOLOGIE DES POPULATIONS ET ÉCOLOGIE

Madame Nadine MUSSE

68^{ème} section : BIOLOGIE DES ORGANISMES

Madame Tao XU-JIANG



MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale

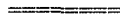
Professeur associé Alain AUBREGE

Docteur Francis RAPHAEL

Docteur Jean-Marc BOIVIN

Docteur Jean-Louis ADAM

Docteur Elisabeth STEYER



PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Michel BOULANGE – Professeur Alain LARCAN - Professeur Daniel ANTHOINE

Professeur Paul VERT - Professeur Pierre MATHIEU - Professeur Gilbert THIBAUT

Mme le Professeur Colette VIDAILHET – Professeur Alain BERTRAND - Professeur Jean-Pierre NICOLAS

Professeur Michel VIDAILHET – Professeur Marie-Claire LAXENAIRE - Professeur Jean-Marie
GILGENKRANTZ

Mme le Professeur Simone GILGENKRANTZ - Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE – Professeur Danièle
SOMMELET - Professeur Luc PICARD - Professeur Guy PETIET



DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Norman SHUMWAY (1972)

Université de Stanford, Californie (U.S.A)

Professeur Paul MICHELSEN (1979)

Université Catholique, Louvain (Belgique)

Professeur Charles A. BERRY (1982)

Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)

Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)

Brown University, Providence (U.S.A)

Professeur Mamish Nisbet MUNRO (1982)

Massachusetts Institute of Technology (U.S.A)

Professeur Mildred T. STAHLMAN (1982)

Wanderbilt University, Nashville (U.S.A)

Harry J. BUNCKE (1989)

Université de Californie, San Francisco (U.S.A)

Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)

Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)

Professeur Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)

Université de Pennsylvanie (U.S.A)

Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)

Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)

Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)

Université d'Helsinki (FINLANDE)

Professeur James STEICHEN (1997)

Université d'Indianapolis (U.S.A)

Professeur Duong Quang TRUNG (1997)

Centre Universitaire de Formation et de Perfectionnement des

Professionnels de Santé d'Hô Chi Minh-Ville (VIÊTNAM)

À notre Maître et Président de thèse

Monsieur le Professeur Jean-Marie ANDRE,

Professeur de Médecine Physique et Réadaptation

À la faculté de médecine de Nancy

Chevalier dans l'ordre national de la Légion d'Honneur.

*Vous nous faites l'honneur d'accepter la présidence
de cette thèse et nous vous en remercions.*

*Votre disponibilité et votre accueil toujours
chaleureux ont rendu ces années passées à vos côtés
très agréables.*

*Profiter de votre enseignement et de votre esprit de
synthèse fut pour nous un grand privilège, et nous
vous en sommes reconnaissant.*

*Veillez trouver ici le témoignage de notre profond
respect.*

À notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur François SIRVEAUX

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

À la faculté de médecine de Nancy.

Vous nous faites l'honneur de vous intéresser à notre travail et d'accepter de le juger, nous vous en remercions.

Nous avons été sensible à la gentillesse avec laquelle vous nous avez accueilli.

Veillez trouver ici l'expression de notre respectueuse gratitude.

À notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Jean PAYSANT

Professeur de Médecine Physique et Réadaptation

À la faculté de médecine de Nancy.

Vous avez beaucoup participé à ce travail, nous vous remercions de l'intérêt que vous lui avez porté.

Nous sommes heureux de pouvoir vous témoigner notre reconnaissance pour votre gentillesse, votre prévenance, et la qualité de vos conseils.

Veillez trouver le témoignage de notre affection respectueuse.

À notre Juge

Monsieur le Docteur Noël MARTINET

Docteur de Médecine Physique et Réadaptation

À l'Institut Régional de Réadaptation.

Votre présence au sein de ce Jury nous honore.

*Vos connaissances médicales et techniques dans le
domaine de l'appareillage ont toujours été pour nous
source d'admiration.*

*Nous vous remercions pour votre gentillesse, la
chaleur de votre accueil, et votre disponibilité.*

Veillez trouver ici l'assurance de notre sympathie.

À tous les médecins qui ont participé à notre formation et que nous avons côtoyés au cours de notre internat :

Monsieur le Professeur J.M. André
Monsieur le Docteur J.M. Beis
Madame le Docteur E. Blangy
Madame le Docteur M. Braun
Monsieur le Docteur B. Brugerolle de la fraissinette
Madame le Docteur L. Chellig
Monsieur le Docteur R. Chomiki
Madame le Docteur C. Demet
Madame le Docteur A. Finance
Madame le Docteur A. Foisneau-Lotin
Monsieur le Docteur D. Fort
Madame le Docteur A. Fraser
Madame le Docteur C. Frenay-Le Chapelain
Madame le Docteur C. Haoulani
Madame le Docteur S. Henry-Catala
Madame le Docteur I. Heymann
Monsieur le Docteur L. Le Chapelain
Madame le Docteur I. Loiret
Madame le Docteur D. Marçon
Monsieur le Docteur N. Martinet
Monsieur le Professeur J. Paysant
Madame le Docteur B. Pontier
Madame le Docteur S. Ragot-Mandry
Madame le Docteur S. Regef
Madame le Docteur G. Rivet
Madame le Docteur M. Saint-Eve
Monsieur le Docteur J.L. Tassin
Madame le Docteur M.O. Thisse
Madame le Docteur A. Vielh-Benmeridja

À tout le personnel de l'Institut Régional de Réadaptation.

À Hélène pour son aide depuis le début de notre internat.

Au service de documentation de la Réédoc.

À **Céline**, ton Amour est une source de joie permanente et un soutien indispensable. Que mon Amour pour toi t'apporte autant de bonheur que j'en reçois de toi. Ton aide fut précieuse et juste, ce travail est aussi le tien.

À **notre petite fille**, qu'on attend avec impatience.

À **mes Parents** qui m'ont soutenu, conseillé, guidé, mais surtout supporté, durant toutes ces années, je vous dois une part de la réussite de mon parcours et de grands moments de bonheur. Trouvez dans l'Amour que je vous porte, mes éternels remerciements.

À **mon frère Jérôme et à Carole**, je ne peux rêver meilleurs alliés dans la vie. Merci Jérôme de m'avoir fait grandir à tes côtés.

À **mon grand-père, et mes deux grand-mères**, à toute ma famille. Vous êtes le ciment indispensable à notre vie.

À **Eliane et Jean-Louis**, merci de m'avoir accueilli si chaleureusement, merci pour tous ces bons moments passés ensemble. Trouvez dans ces remerciements le signe de mon affection sans limites.

À **Anne et Francis, Estelle et Matthieu**, votre aide pour ce travail a été fondamentale... Merci de votre amitié et de votre gentillesse.

À **Thierry et Fabienne, Benoît, Cécile et Eliot, Amélie et Awéna, Nathalie et Florent**. Pour toutes ces merveilleuses années et cette indéfectible amitié.

À **Christophe, Estelle, Axel, Louane, Vincent, Géraldine, Louise, Alice, Ivan, Anaïs, Nicolas, Carole, Antoine, Mathias, Karim, Hélène et leur futur enfant, Mathieu, Fanny Guillaume, Robert et Catherine**. Une amitié de 15 ans qui grandit tous les jours.

À Séverine et Pierre-Alain, Catherine et Arnaud, Sandrine et Clément, Céline et David, Sarah et Nicolas, Pascale et Nicolas, Bertrand. Des amis indispensables pour passer les épreuves et surtout de bonnes soirées.

À Séverine, merci pour tes talents de relecture et pour ton aide précieuse dans la réalisation de ce travail.

À Sabine, Jérôme, Mélanie, Marie, Aline, Rosa, David, Jean-Michel, Carole et Dominique, André, Eric, Philippe, Catherine, Aïcha, Monique, Christine et Nicolas, Philippe, Audrey et Greg, David. Merci pour tous ces bons moments passés ensemble à Nancy.

À Alice, Sandrine, Gabrielle, Isabelle, Magalie.

À Jessica, Amélie, Hélène, Christina, Samia, Mathieu, Baptiste.

SERMENT

"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 MATIERES

1. INTRODUCTION.....	- 29 -
2. FONCTIONS ORGANIQUES ET STRUCTURES ANATOMIQUES DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR. LES PRE-REQUIS POUR LA REALISATION D'UNE ACTIVITE.....	- 31 -
2.1. LA GONIOMETRIE	- 32 -
2.2. LE TESTING MUSCULAIRE	- 34 -
3. ACTIVITÉS HUMAINES ET PARTICIPATION	- 36 -
3.1. DEFINITIONS.....	- 37 -
3.2. METROLOGIE DU GESTE APPLIQUEE A LA MESURE DE L'ACTIVITE DE MANGER.....	- 40 -
3.2.1. PARTICULARITES DES MOUVEMENTS DU MEMBRE SUPERIEUR	- 40 -
3.2.2. CAPTEURS DE SURFACE	- 43 -
3.2.2.1. LES GONIOMETRES ELECTRONIQUES	- 43 -
3.2.2.2. L'ANALYSE ACCELEROMETRIQUE	- 46 -
3.2.3. ANALYSE DU GESTE PAR DES INSTRUMENTS DE MESURE DISTANTS DU SUJET.....	- 49 -
3.2.3.1. LES TESTS DE FONCTIONNALITE DU MEMBRE SUPERIEUR	- 50 -
3.2.3.2. METHODES OPTOCINEMATIQUES ET PHOTOGRAMMETRIQUES.....	- 53 -
3.2.4. CAPTEURS INTEGRES DANS LES OBJETS	- 61 -
3.2.5. LES ANALYSES AMBULATOIRES.....	- 62 -
3.3. CONCLUSION.....	- 66 -
4. MESURE DE L'ACTIVITE ET DE LA PARTICIPATION PAR SEQUENÇAGE VIDEOGRAPHIQUE : APPLICATION A L'ITEM D550 DE LA CIF : MANGER	- 67 -
4.1. INTRODUCTION	- 68 -
4.2. SUJETS ET METHODE.....	- 69 -
4.2.1. PROTOCOLE D'ETUDE	- 69 -
4.2.2. LE SYSTEME CAPTIV L-3000®	- 71 -
4.2.3. DESCRIPTION D'UN REPAS AVEC LE CAPTIV L-3000®	- 76 -
4.3. RESULTATS	- 80 -
4.3.1. PREMIERE PARTIE : PRE-ETUDE. PRISE ALIMENTAIRE EN CONDITIONS CONTROLEES CHEZ SEPT VOLONTAIRES : ANALYSE DE L'ACTIVITE DE MANGER	- 80 -
4.3.2. DEUXIEME PARTIE : ANALYSE DE CINQ VOLONTAIRES EN CONDITIONS LIBRES	- 84 -
4.3.2.1. ANALYSE DES DUREES.....	- 84 -
4.3.2.2. ANALYSE DE LA PARTICIPATION	- 89 -
4.3.3. TROISIEME PARTIE : ANALYSE EN CONDITIONS CONTROLEES DES CINQ SUJETS DE LA 2 ^{EME} PHASE DU PROTOCOLE	- 94 -

5. DISCUSSION	- 96 -
5.1. ANALYSE DES DURÉES	- 97 -
5.1.1. ATTRAPER LA FOURCHETTE	- 97 -
5.1.2. PRISE DE LA FOURCHETTE.....	- 98 -
5.1.3. TRANSPORT DE LA FOURCHETTE	- 98 -
5.1.4. PRISE DE L'ALIMENT.....	- 98 -
5.1.5. TRANSPORT DE L'ALIMENT	- 99 -
5.1.6. DÉPOSE DE L'ALIMENT.....	- 99 -
5.1.7. RETOUR DE LA FOURCHETTE	- 100 -
5.2. ANALYSE DE LA PARTICIPATION	- 100 -
5.2.1. ACTIVITE ET PARTICIPATION	- 100 -
5.2.2. ANALYSE DES INTERACTIONS ENTRE LES INDIVIDUS	- 101 -
5.2.3. ANALYSE DES ACTIVITES INTERCURRENTES.....	- 102 -
5.2.4. ATTENTION DIVISÉE ET ATTENTION DIRIGÉE.....	- 104 -
5.3. LE SYSTEME CAPTIV L-3000®	- 107 -
6. CONCLUSION.....	- 110 -
BIBLIOGRAPHIE.....	- 114 -
ANNEXES	- 120 -

TABLEAUX

Tableau I : cotation musculaire selon Daniels	- 34 -
Tableau II : Récapitulatif des amplitudes du membre supérieur utilisées pour la prise alimentaire	- 44 -
Tableau III : Diagramme des aires fonctionnelles de Jilly.	- 52 -
Tableau IV : Durées et valeurs du pic d'accélération des différentes phases de la prise d'un verre	- 57 -
Tableau V : Définitions des codes utilisés pour le séquençage de la prise alimentaire.	- 72 -
Tableau VI : Définitions des codes utilisés pour les différentes activités intercurrentes (ou distractions).....	- 74 -
Tableau VII : Présentation des temps (en secondes) minimums, maximums et moyens, ainsi que l'écart type de la moyenne, pour chaque code et proportion en durée totale d'enregistrement.....	- 77 -
Tableau VIII : Effectif des transitions entre les différentes séquences qui composent le repas	- 78 -
Tableau IX : Effectif des événements simultanés	- 79 -
Tableau X : Durée totale de la prise de 6 morceaux de pomme (temps en secondes)	- 81 -
Tableau XI : Temps moyens de chacun des sujets pour chaque code de la prise alimentaire	- 82 -
Tableau XII : Durée effective de la prise alimentaire pour les cinq volontaires (temps en minutes).....	- 85 -
Tableau XIII : Temps moyens de chacun des sujets et pour chaque code de la prise alimentaire	- 85 -
Tableau XIV : Temps moyens (en secondes) pour chaque phase en fonction de l'aliment	- 86 -
Tableau XV : Temps moyens des codes de distraction et d'interruption de mouvement (stop) de chacun des sujets et pour chaque plat.....	- 90 -
Tableau XVI : Effectif des simultanés entre les activités intercurrentes (distractions) et les différentes phases de l'activité première (la prise alimentaire).	- 91 -
Tableau XVII : Effectif des transitions entre les différentes phases de la prise alimentaire et entre celles-ci et les distractions sur l'ensemble des volontaires	- 92 -
Tableau XVIII : Durées moyennes des différentes phases pour chacun des individus (temps en secondes).....	- 95 -

FIGURES

Figure 1 : interactions entre les composantes de la CIF [1]	- 39 -
Figure 2 : profil accélérométrique d'après Castiello [81]	- 55 -
Figure 3 : écran de codage de la séquence vidéo.....	- 75 -
Figure 4 : Courbes temporelles d'une prise alimentaire obtenues avec CAPTIV L-3000®	- 76 -
Figure 5 : Sujet 4.....	- 93 -
Figure 6 : Sujet 3.....	- 94 -
Figure 7: Activité et participation d'une prise alimentaire. (1) Activité dans des conditions contrôlées. (2) et (3) Participation	- 103 -

1 - INTRODUCTION

« Je ne peux comprendre un tout que si je connais particulièrement les parties, mais je ne peux comprendre les parties que si je connais le tout. »

Cette citation de Blaise Pascal permet de résumer la complexité de l'analyse des mouvements du membre supérieur, et le cheminement de leur étude au cours des dernières années. On a d'abord cherché à comprendre le fonctionnement de chaque articulation, de chaque muscle, puis la cinématique du geste. Plus tardivement, les recherches se sont orientées vers des activités fonctionnelles, initialement dans des laboratoires du mouvement avant d'en sortir avec le développement des analyses ambulatoires. C'est ce parcours que nous nous proposons d'exposer dans notre première partie.

Mais l'analyse d'une activité gestuelle ne peut se résumer à ce découpage en petites parties, il faut l'intégrer dans un environnement déterminant pour le déroulement du geste. La Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF), adoptée en 2001 par l'Organisation Mondiale de la Santé [1], définit ainsi deux concepts : **l'activité** qui est l'exécution d'une tâche, et la **participation**, qui constitue le fait de prendre part à une situation de la vie réelle. Nous nous proposons de mettre en place un protocole d'étude qui illustrera comment, dans l'analyse d'une activité gestuelle, il faut prendre en compte cette participation et la manière dont l'environnement et les facteurs personnels interagissent sur ces deux notions.

2 - FONCTIONS ORGANIQUES ET STRUCTURES
ANATOMIQUES DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR. LES
PRE-REQUIS POUR LA REALISATION D'UNE ACTIVITE

Le premier niveau d'analyse des possibilités fonctionnelles d'un sujet nécessite de décrire ses capacités physiques. La goniométrie, le testing musculaire, l'ensemble du bilan anatomique, orthopédique (capsulo-ligamentaire, tendineux, osseux), mais aussi vasculaire et neurologique permettent de connaître quel est le potentiel du sujet pour réaliser une action, et comment, en cas de déficience, il va pouvoir la compenser pour accomplir sa tâche. C'est l'analyse des effecteurs (chapitre 7 de la CIF). L'intégrité de l'appareil locomoteur et de son fonctionnement doivent être évalués avant d'analyser une activité. La cinématique dépend du fonctionnement de chacun des effecteurs.

2.1. LA GONIOMETRIE

Le goniomètre est l'un des instruments les plus utilisés en pratique quotidienne de médecine physique et de réadaptation. Il s'agit initialement d'un simple rapporteur à deux bras dont l'un est mobile autour d'un axe et qui permet de mesurer l'amplitude d'une articulation. Au fil du temps, d'autres types de goniomètres de plus en plus complexes sont apparus. On trouve des goniomètres gravitationnels ou inclinomètres, ou encore des goniomètres à fluide. D'autres ont été développés spécialement pour certaines articulations : au niveau des doigts, ou des pieds pour la torsion entre l'avant et l'arrière-pied, ou encore pour le rachis cervical [2]. Les goniomètres permettent de relever rapidement les mesures angulaires, statiques des différentes articulations du corps humain dans la plupart de leurs plans de mobilité [3].

Nombreux sont les auteurs qui ont évalué la fiabilité des mesures obtenues avec ces instruments [4]. Leur utilisation est depuis longtemps validée, reconnue comme fiable et reproductible. Cependant il persiste plusieurs sources d'erreur [5], que chaque praticien se doit de connaître afin de pouvoir critiquer les résultats qu'il obtient.

La première cause d'erreur est liée au positionnement du goniomètre. Le repérage des reliefs osseux nécessaire pour orienter convenablement les bras du rapporteur peut être difficile, notamment chez les sujets obèses. Le délicat

placement du centre du rapporteur en regard du centre articulaire, ou encore l'alignement incertain du goniomètre avec le plan du mouvement [6] peuvent conduire à sur ou sous-estimer une amplitude articulaire.

Un deuxième écueil vient de la détermination de la mesure elle-même. Lorsque plusieurs examinateurs relèvent les mêmes amplitudes articulaires, il existe une imprécision inter-observateurs significative dont l'importance est de l'ordre de 5 à 10°. Elle n'est plus que de 3 à 4° dans les études en intra-observateurs [4, 7-13]. Cette imprécision dépend non seulement de la façon dont le praticien effectue sa mesure mais aussi de l'articulation étudiée. Boone [4] a démontré que l'erreur est plus importante pour le recueil des amplitudes aux membres inférieurs par rapport aux membres supérieurs.

Le dernier biais dans la mesure repose sur la position du patient et sa participation à l'examen. Lors de l'évaluation des amplitudes articulaires, il faut savoir repérer et corriger les éventuelles compensations que développe le sujet. Les difficultés rencontrées pour stabiliser les segments que l'on mobilise, notamment à cause des parties molles, introduisent une erreur significative. Par exemple lors de la mesure de l'abduction de hanche, il faut pouvoir maintenir correctement le bassin. L'absence de motivation du patient, ou la présence d'arcs réflexes douloureux, vont également diminuer le jeu articulaire et conduire l'examineur à déprécier l'amplitude articulaire réelle.

Les goniomètres permettent toutefois une bonne évaluation de la fonction articulaire. Ils sont aussi un outil essentiel pour suivre la progression de la récupération au cours de la rééducation du patient. Cependant il est préférable pour assurer une bonne cohérence dans ce suivi que les mesures soient réalisées par le même praticien et dans des conditions identiques [4, 14, 15].

Ils ne permettent qu'une analyse statique des amplitudes articulaires, ils n'autorisent pas une évaluation fonctionnelle des capacités des membres supérieurs ou inférieurs. Certains patients nous surprennent en réalisant des activités que l'on pensait impossibles avec un très faible débattement articulaire.

2.2. LE TESTING MUSCULAIRE

Proposé en 1958 par Daniels [16], le testing musculaire permet d'évaluer la force développée par le muscle pour lutter contre la pesanteur ou une résistance imposée par l'examineur. Elle est cotée en 6 grades de 0 à 5 :

Tableau I : cotation musculaire selon Daniels

COTATION	DÉFINITION
0	Absence de contraction musculaire volontaire.
1	Trace de contraction musculaire palpable sous les doigts. Mais aucun mouvement n'est observé.
2	La contraction musculaire entraîne un mouvement dans toute l'amplitude articulaire si le muscle n'est pas soumis à l'action de la pesanteur.
3	Contraction musculaire entraînant un mouvement dans toute l'amplitude articulaire et contre l'action de la pesanteur.
4	Contraction musculaire entraînant un mouvement dans toute l'amplitude articulaire et contre une résistance moyenne.
5	Contraction musculaire entraînant un mouvement dans toute l'amplitude articulaire et contre une résistance élevée.

Cette classification permet de suivre cliniquement la récupération de la force musculaire avec le programme de rééducation. Elle est pourtant soumise à une grande subjectivité [17]. Elle nécessite, pour être fiable, une immense rigueur de la part du praticien qui doit veiller à tester les muscles de la même manière lors de chaque bilan, en évitant les éventuelles compensations développées par le patient. La force opposée par l'examineur qui peut être variable, des bras de levier différents selon la prise utilisée, peuvent biaiser la cotation. Lors du testing musculaire on n'évalue pas seulement les propriétés contractiles des muscles, mais aussi d'autres facteurs confondants qu'il faut pouvoir reconnaître et prendre en compte : la motivation du patient, la douleur, la spasticité, l'âge ou le sexe, l'activité physique et professionnelle du patient sont autant d'éléments qui influencent directement la force du muscle. Pour les cotations au-delà de 3 sur 5, le testing

manuel reste suffisant dans la pratique clinique quotidienne, mais il ne permet plus d'obtenir une mesure objective de la force musculaire. Il faut alors recourir à des systèmes de mesure mécanique.

Pour ce faire, on utilise des instruments plus ou moins complexes allant d'un simple montage rudimentaire de poulies et de poids, en passant par des appareils dynamométriques, jusqu'aux complexes machines d'isocinétisme. Ces instruments permettent d'évaluer la force musculaire dans ses différentes composantes : isométrique ou anisométrique. Dans ce type de travail où la longueur du muscle varie, on distingue la contraction isotonique et isocinétique, à chaque fois selon les deux directions de la contraction musculaire, concentrique ou excentrique. La fiabilité des machines d'isocinétisme, ainsi que la reproductibilité de leurs résultats ont été testées. Ces appareils apparaissent être bien supérieurs au testing manuel, tant dans la mesure de la force que dans la reproductibilité du résultat [18, 19]. Ils deviennent de plus en plus l'outil de référence indispensable pour les sportifs de haut niveau, ou pour la recherche scientifique.

L'analyse des capacités fonctionnelles du membre supérieur se fait d'abord par des mesures statiques à la recherche de limitations articulaires ou de faiblesses musculaires. Cette évaluation est un pré-requis indispensable à l'analyse d'une activité. Elle doit éliminer une atteinte des fonctions organiques ou des structures anatomiques qui interviennent dans l'exécution de la tâche. La reproductibilité et la fiabilité de ces mesures ont été démontrées par de nombreux auteurs. Cette première analyse nous permet déjà d'entrevoir les difficultés que devra surmonter un patient et quels types de compensations il développera pour la réalisation des gestes nécessaires à ses activités de la vie quotidienne. Cependant le testing musculaire comme la goniométrie ne peuvent nous renseigner sur la cinématique des mouvements réalisés ni sur l'utilisation que fait, au quotidien, le patient de son membre supérieur.

3 - ACTIVITÉS HUMAINES ET PARTICIPATION

3.1. DEFINITIONS

Chaque domaine scientifique retient une définition particulière pour le terme d'activité. C'est la vitesse de dégradation d'un matériau radioactif en physique, ou la capacité d'une matière à faire tourner le plan de polarisation de la lumière en optique. En économie, c'est un ensemble de tâches accomplies par une personne dans le cadre de son travail. Dans d'autres domaines comme en astronomie, en chimie, ce terme prend encore des significations différentes.

En médecine, l'activité définit diverses notions. C'est, par exemple, l'efficacité d'un traitement, ou le fonctionnement d'un organe. La Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) fournit une autre définition de l'**activité**. C'est l'exécution d'une tâche ou le fait pour une personne de faire quelque chose. On considère ici l'activité comme un ensemble de processus utiles concourant à la réalisation d'une tâche. Au travers de cette définition, on peut regrouper toutes les études qui s'attachent à l'analyse cinématique du mouvement, celles qui mesurent les nombreux effecteurs impliqués dans sa réalisation comme les muscles ou les articulations, ou encore celles qui évaluent les effets de l'action du sujet sur l'objet qu'il manipule. Les premières études concernant le membre supérieur ont décrit une multitude de mouvements. Les capteurs utilisés étaient disposés sur le sujet. Goniomètres, accéléromètres, enregistrements électromyographiques ont fourni les premières données des activités du membre supérieur. Avec le développement des laboratoires du mouvement, les capteurs ont été positionnés autour du sujet. Les études se sont, de cette façon, affranchies d'un biais lié à la présence des appareils d'enregistrement. Enfin les mouvements ont été mesurés à l'aide de capteurs intégrés directement sur l'objet manipulé, afin d'évaluer les effets du geste sur son environnement.

Mais la CIF indique qu'il n'est pas possible de séparer la notion d'activité de celle de participation. La **participation** est le fait pour un sujet de prendre part à une situation de la vie quotidienne. C'est la réalisation d'une activité en relation avec d'autres personnes, et dans un environnement réel. On s'intéresse ici aux interactions sociales, à l'attention que met le sujet à effectuer ses tâches mais aussi aux conditions dans lesquelles il les exécute. Lorsqu'on regarde un individu en train de manger, on ne perçoit pas seulement l'action de s'alimenter, nécessaire à sa

survie. Ainsi que Cicéron l'écrivait dans sa Rhétorique (À Herennius, IV, 28) : « il faut manger pour vivre », c'est-à-dire ingurgiter les nutriments indispensables à l'organisme. On s'alimente dans un environnement particulier qui va définir la façon dont le sujet prend son repas. On rencontre une multitude de situations qui font du repas un moment spécifique consacré à l'alimentation. Il est, dans les sociétés humaines, souvent ritualisé : repas de famille ou d'affaire, pique-nique, déjeuner « sur le pouce », banquet, goûter, collation, souper aux chandelles... Au cours de ce repas, l'activité première qui était le fait de manger va être perturbée par diverses activités secondaires (parler avec les autres convives, écouter, passer des plats, ...). L'attention du sujet doit dans certains cas être divisée sur plusieurs tâches, dans d'autres elle sera réorientée vers une seule activité. Depuis plusieurs années ont été conduites des études où les sujets accomplissaient des tâches en attention divisée, c'est-à-dire en réalisant deux actions simultanément, versus la réalisation de ces mêmes tâches en attention dirigée. On entrevoit alors le rôle de l'environnement et des conditions extérieures au sujet dans l'exécution de son activité. On quantifie l'impact de la présence de distracteurs qui vont venir perturber le déroulement du geste.

L'environnement dans lequel se déroule l'activité joue un rôle déterminant. Il module, comme nous le verrons, la réalisation de l'activité elle-même. La séquence gestuelle pour manger un aliment solide est différente de celle utilisée pour amener un liquide à la bouche. L'environnement interagit également sur la participation en imposant aux sujets plusieurs activités simultanément, nécessitant un ajustement du contrôle attentionnel. Cette perception d'un environnement influant sur le déroulement de l'action est à l'origine de ce qu'on a appelé les mesures ambulatories. Ceci ne signifie pas forcément que les mesures sont enregistrées pendant que le sujet se déplace ou déambule. L'idée est plutôt de reprendre le sens médico-administratif du terme. Les actes ambulatories sont ceux qui ne nécessitent pas une hospitalisation du patient. Il s'agit d'étudier les mêmes activités, mais dans un environnement moins contrôlé, en-dehors des laboratoires du mouvement. L'analyse de l'activité se fera dans un environnement réel.

Enfin des facteurs personnels viennent également interagir avec l'activité et la participation. Le sexe, l'âge, le contexte social, l'éducation, les expériences

passées de chacun des intervenants apportent aussi une coloration particulière à ces paramètres.

Tous ces éléments sont repris dans la figure 1 de la CIF reproduite ci-dessous.

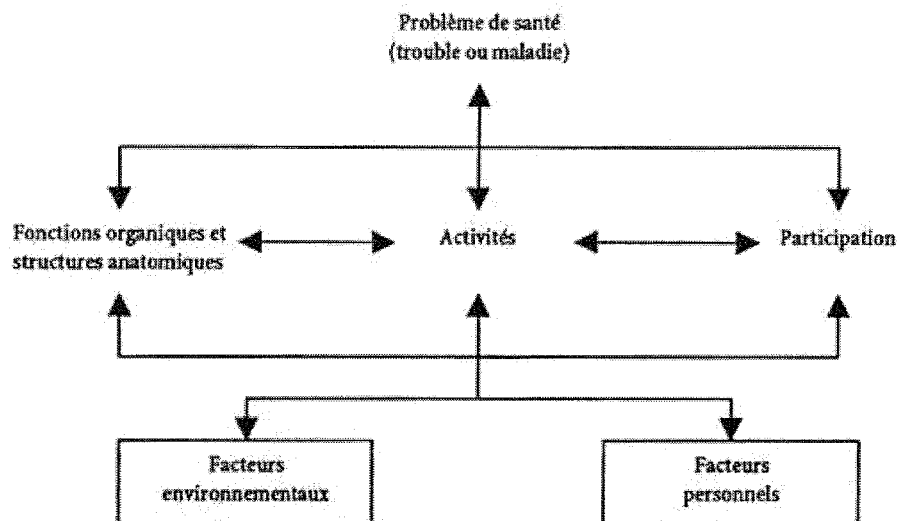


Figure 1 : interactions entre les composantes de la CIF [1]

La CIF précise la notion d'activité et de participation, en ajoutant les termes de capacité et performance. La capacité indique le plus haut niveau de fonctionnement qu'un individu puisse atteindre, à un moment donné. Elle se mesure, au mieux, dans un environnement dit uniforme, neutre ou normalisé. La performance décrit ce que font les individus dans leur environnement habituel. Elle introduit l'idée de l'implication d'un individu dans des situations de vie réelle. Le terme de « limitation d'activité » remplace le terme « d'incapacité » utilisé dans la classification internationale du handicap de 1980. Celui de « limitation de la participation » remplace la notion de « désavantage ».

Le handicap est un terme générique qui désigne dans la CIF, à la fois les déficiences (pertes ou anomalies des structures anatomiques ou des fonctions organiques), les limitations d'activité, et les restrictions de la participation. Il désigne les aspects négatifs de l'interaction entre les individus et le contexte dans lequel ils évoluent.

3.2. METROLOGIE DU GESTE APPLIQUEE A LA MESURE DE L'ACTIVITE DE MANGER

Il s'agit ici de comprendre comment se déroule le mouvement, sa cinématique. Plusieurs méthodes de mesure ont été développées. On peut les grouper en trois catégories en fonction des conditions dans lesquelles elles sont réalisées. La première concerne les études où les capteurs vont être placés sur le sujet, c'est le cas des goniomètres électroniques, des accéléromètres, des enregistrements électromyographiques. Dans une deuxième catégorie, les capteurs sont disposés autour du sujet. On retrouve dans ce groupe les méthodes optocinématiques ou les analyses vidéographiques. Dans la troisième classe, on retiendra les quelques études où les capteurs sont intégrés à l'objet manipulé.

3.2.1. PARTICULARITES DES MOUVEMENTS DU MEMBRE SUPERIEUR

La complexité des mouvements réalisés par le membre supérieur en comparaison à ceux du membre inférieur, rend beaucoup plus difficile leur analyse [20, 21]. Nous avons la possibilité, avec la main de saisir un objet, de le manipuler, de le lancer, ou encore de pointer le doigt vers une cible, mais aussi de réaliser des gestes symboliques. Aucun mouvement ne peut, à lui seul, couvrir l'ensemble des actions que peut réaliser le membre supérieur. Le geste choisi, en vue d'une étude, devrait idéalement explorer l'ensemble des potentialités du membre supérieur, autant dans les aspects articulaires et musculaires que d'un point de vue fonctionnel. Il doit également pouvoir être facilement isolé pour pouvoir être répété, dans les mêmes conditions, plusieurs fois par un seul sujet. Il n'existe pas de mouvement cyclique au membre supérieur qui pourrait être reproduit sur une longue période en vue d'une analyse, comme la marche pour le membre inférieur.

Tandis que l'on peut, pour apprécier le déroulement de la marche, se contenter d'une analyse dans seulement deux dimensions de l'espace et obtenir une description assez précise ou tout au moins suffisante pour la pratique quotidienne, ceci n'est pas possible pour le membre supérieur. Les activités quotidiennes qu'il est

à même de réaliser se déroulent dans les trois plans de l'espace et il n'est pas envisageable, sans perdre des données importantes, de réduire cette analyse à seulement deux dimensions. Nos difficultés à raisonner dans les trois plans rendent encore plus compliquée la description des mouvements de la main et donc leur compréhension.

La redondance est une autre particularité des gestes que l'on peut accomplir avec le membre supérieur. Il est possible d'atteindre une cible ou de manipuler un objet par de multiples conjonctions des trois principales articulations que sont l'épaule, le coude et le poignet. La saisie d'un objet peut se faire aussi par différentes prises. Il appartient au cortex moteur d'établir la meilleure séquence musculaire pour réaliser le mouvement le plus harmonieux, le plus rapide et le moins coûteux en énergie [22]. L'apprentissage est responsable de la sélection du programme moteur, et chacun d'entre nous se caractérise par sa façon particulière d'atteindre, de saisir et de manipuler un objet. Cette redondance explique les difficultés que rencontrent les ingénieurs pour modéliser la cinématique des mouvements du bras humain.

Il est plus facile de n'étudier qu'une seule articulation ou qu'une seule composante du mouvement. C'est sous l'aspect goniométrique, ou accélérométrique que l'on a d'abord décrit certains gestes, avant de pouvoir en faire une véritable analyse dans les trois dimensions. Ces mesures fonctionnelles que l'on peut aujourd'hui effectuer simplement sont d'une importance capitale. Elles rendent compte des véritables capacités du patient, nous permettent de mieux évaluer les conséquences de ses déficiences, de mesurer objectivement les progrès réalisés, et de fixer les objectifs de la prise en charge rééducative [23, 24].

Comparées à celles réalisées sur la locomotion, les recherches sur le fonctionnement du membre supérieur n'ont suscité un vif intérêt que bien plus tardivement. Cela notamment à cause des difficultés que nous venons d'évoquer et qui ont longtemps rendu impossible la publication de résultats cohérents [25]. Nombre d'auteurs ne les ont étudiés que dans une seule de leurs composantes, dans un seul plan de l'espace ou encore dans des conditions plus ou moins contraintes. Par la suite, le membre supérieur a été appréhendé plus librement et

intégralement, dans des mouvements simples, sur des tâches de pointage [26, 27]. Dès lors que la cinématique et la goniométrie de ces gestes rudimentaires ont été mieux comprises, on a pu éprouver ces connaissances sur des mouvements plus complexes. Certains auteurs ont analysé le port d'un objet sur des trajectoires définies, en faisant varier la taille de celui-ci ou bien la vitesse avec laquelle les sujets devaient le déplacer [22, 28, 29].

Plus récemment, on a essayé d'analyser des mouvements plus fonctionnels, plus proches de ceux réalisés tous les jours. Les premières études mises en place ont utilisé des capteurs de surface comme les goniomètres électroniques, ou les accéléromètres. Ils permettent une approche simplifiée de ces mouvements complexes. Mais c'est l'avènement des systèmes modernes d'optocinématisme dans les laboratoires du mouvement qui a permis d'accroître les connaissances sur la cinématique de nos gestes quotidiens comme la prise alimentaire, l'hygiène corporelle, ou encore ceux relevant de l'activité professionnelle. Le mouvement peut être analysé sans qu'il soit perturbé par la présence de capteurs de surface, grâce à des enregistreurs disposés tout autour du sujet et avec une précision plus importante.

De la même manière ces laboratoires du mouvement [30] tentent de mesurer les forces qui s'exercent sur le membre supérieur au cours de ses mouvements. Les plateformes de forces permettent sans difficulté de connaître la charge qui est supportée par une jambe au cours de la marche. Au niveau du bras cette approche est encore une fois plus délicate. Il n'y a souvent pas d'autre force que celle de l'inertie et de la gravité [21, 31]. Du fait de sa situation suspendue au corps, avec une extrémité libre, la mesure de la force de gravité est autrement plus complexe qu'au membre inférieur. Les premiers résultats fournis attestent que l'épaule est soumise à des forces allant jusqu'à deux à trois fois le poids du corps, pour les activités retenues par Anglin [31].

La miniaturisation des capteurs permet aujourd'hui de pouvoir les intégrer dans les objets que l'on souhaite faire manipuler par un sujet. C'est encore une troisième façon d'analyser les mouvements du membre supérieur sans que les instruments de mesure ne viennent le perturber, et d'évaluer les effets du geste sur l'environnement lui-même. Ces instruments sont surtout utilisés pour l'analyse de la

force de préhension. Certains ne peuvent mesurer que celle-ci, comme le dynamomètre de Jamar. D'autres sont capables de mesurer la pression exercée par la force de préhension selon la prise utilisée. Les plus connus sont le sphygmomanomètre, ou le vigorimètre de Martin. Le capteur tridimensionnel développé par Martinet, « le cube » [32] permet de connaître la force exercée par la main, dans les trois plans de l'espace, le nombre de faces saisies, et donc le type de prise utilisée.

3.2.2. CAPTEURS DE SURFACE

Les mesures sont réalisées à partir de capteurs disposés sur le sujet que l'on étudie. Il s'agit principalement des goniomètres, des accéléromètres ou des enregistrements électromyographiques. Initialement ils étaient reliés à un ordinateur par un fil, mais les progrès de la technologie ont permis de s'en affranchir, autorisant alors une plus grande liberté de mouvement pour le sujet.

3.2.2.1. LES GONIOMETRES ELECTRONIQUES

C'est une des méthodes les plus utilisées pour la réalisation d'études dynamiques des amplitudes articulaires [33]. Ces goniomètres sophistiqués, à centre fixe ou virtuel, ont maintenant largement fait la preuve de leur fiabilité [34-38]. Leur fonctionnement consiste à transformer un mouvement angulaire en un signal électrique qui sera enregistré et traité secondairement.

En 1980 Chao [38] décrit l'utilisation du goniomètre électronique triaxial à centre articulaire fixe. Il l'utilise pour l'analyse des mouvements du coude. Plusieurs tâches représentant les activités de la vie journalière sont réalisées ou simulées par les volontaires. Chao est l'un des premiers auteurs à fournir des valeurs qui feront référence pour les mesures d'amplitudes articulaires chez les sujets sains, au cours de gestes fonctionnels.

On a pu, grâce à ces instruments, déterminer les amplitudes nécessaires pour la réalisation d'un certain nombre de tâches quotidiennes. Ainsi pour la prise alimentaire, les études réalisées [39] rapportent les amplitudes suivantes (tableau II) : pour porter la fourchette à la bouche, le coude balaye 45° de son débattement

articulaire, en partant de 70 ou 80° de flexion pour finir le mouvement vers 115 ou 125°. Pour la pronosupination, on retrouve des amplitudes de 10° de pronation et une supination de 50°.

Concernant le poignet, Brumfield [39], dans une publication similaire à celle que Morrey avait fait pour le coude [40], propose quatorze activités de la vie quotidienne. Pour la prise alimentaire, il retrouve des amplitudes de 5° en flexion, 35° d'extension. Les autres tâches de la vie journalière qu'il a sélectionnées nécessitent un débattement articulaire de 45° (10° de flexion et 35° d'extension) pour être réalisées. Aucune mesure sur les inclinaisons radiales et cubitales n'a été effectuée. On peut les retrouver dans l'étude de Palmer [41] qui reprend 52 tâches habituelles et représentatives des activités réalisées par le membre supérieur. Pour la prise alimentaire, les sujets utilisent 10° d'inclinaison radiale, et 15° d'inclinaison ulnaire.

Tableau II : Récapitulatif des amplitudes du membre supérieur utilisées pour la prise alimentaire

	Mouvement	Amplitude articulaire maximale	Arc articulaire
Coude	Flexion/extension	125°-80°	45°
	Pronation/supination	10°/50°	60°
Poignet	Flexion/extension	5°/35°	40°
	Inclinaison radiale/ulnaire	10°/15°	25°

Dans d'autres publications, différents mouvements ont été étudiés comme se laver, se lever d'une chaise, ouvrir une porte, répondre au téléphone, ou encore des gestes relevant des activités professionnelles.

Mais l'utilisation des goniomètres électroniques présente tout de même certaines limites qu'il faut souligner.

D'abord ces capteurs ne s'affranchissent pas des mêmes inconvénients que présentent les goniomètres classiques concernant leur positionnement ou le repérage des reliefs osseux. Ils ajoutent même un nouveau biais, commun à l'ensemble des capteurs placés sur le patient : la présence de ces instruments de mesure perturbe la réalisation du mouvement soit directement, simplement par le fait

qu'ils soient disposés sur un membre et gênent la réalisation du geste, soit indirectement, le patient se sachant enregistré, va modifier son comportement ce qui retentira sur le mouvement effectué. C'est l'effet Hawthorne.

Deuxièmement, lors de l'analyse des mouvements combinés comme au niveau du coude (flexion/extension et pronosupination par exemple) on entrevoit la limite de ces systèmes de recueil de données. Les goniomètres à centre virtuel enregistrent un déplacement sans pouvoir discriminer dans quel plan il se produit. Ils perçoivent par exemple, une pronation comme un éloignement de leurs deux extrémités, exactement comme lors d'une extension du coude. Ce problème peut être résolu par l'utilisation d'un montage en parallélogramme reliant quatre points de part et d'autre de l'articulation. Mais si cet artifice permet une mesure plus précise, il va rendre le système d'enregistrement plus encombrant [5, 33, 42].

Ce type d'instrument ne permet pas d'obtenir les amplitudes d'épaule ou du rachis cervical. Ces articulations présentent une cinématique complexe, combinant plusieurs types de mouvements dans des plans trop variables pour permettre une mesure fiable avec des goniomètres même triaxiaux.

Ces publications nous permettent de connaître les amplitudes nécessaires pour la réalisation de certaines tâches courantes. Cependant, les goniomètres ne peuvent nous renseigner sur la cinématique du mouvement. Ils ne donnent pas d'informations sur le moment du geste où se produit l'amplitude maximale, comment se coordonnent les articulations pour amener la main sur la cible. Nous ne disposons également d'aucune analyse sur les mouvements fins des doigts. Enfin ils ne permettent pas de mettre en évidence les compensations développées par les patients pour effectuer leurs activités quotidiennes.

La connaissance de ces amplitudes nécessaires est néanmoins indispensable. Elle permet d'établir précisément des objectifs de rééducation, ou encore de connaître les positions optimales d'immobilisation lorsqu'une arthrodèse chirurgicale doit être envisagée.

3.2.2.2. L'ANALYSE ACCELEROMETRIQUE

Le développement des capteurs de mouvements a permis la mise au point de nombreux types d'accéléromètres. Certains sont dévolus à l'analyse simple de l'accélération angulaire des articulations : ce sont les inclinomètres. D'autres, les actomètres, permettent de mesurer l'activité physique du sujet (temps passé debout assis ou couché, et même le type d'activité, marche ou course). Enfin, certains comme les podomètres évaluent la vitesse et la durée totale de marche, ou la distance parcourue.

L'étude des mouvements du membre supérieur est possible par l'utilisation d'inclinomètres. Ils sont sensibles aux accélérations auxquelles est soumise une partie du corps. On pourra en disposer sur chaque segment du membre supérieur et mesurer l'accélération angulaire de toutes les articulations. Ces capteurs possèdent comme repère fixe la force gravitationnelle. Le signal recueilli est donc la résultante de deux vecteurs, l'un représentant la gravité, l'autre l'énergie cinétique du mouvement. Ils peuvent, selon les modèles, mesurer les accélérations dans un seul ou dans les trois plans de l'espace [43].

Il faut cependant connaître les difficultés que l'on va rencontrer lors des analyses accélérométriques.

Les accéléromètres ne peuvent fournir les coordonnées des segments de membre dans l'espace qu'en fonction d'une seule référence, la verticale. On peut connaître l'inclinaison de l'avant-bras mais il sera nécessaire d'effectuer un calcul mathématique pour connaître l'angle de flexion du coude. Si les accéléromètres permettent d'obtenir une mesure de l'accélération angulaire et, par intégration, la vitesse, il est plus difficile de les utiliser pour connaître les mouvements des différents segments de membre les uns par rapport aux autres.

Ces capteurs ne donnent que des valeurs relatives d'accélération par rapport à un état antérieur qu'il faudra définir auparavant, cet état étant, le plus souvent, la position de repos. Le capteur d'un des trois plans mesure déjà une accélération liée à la gravité alors qu'il n'y a aucun déplacement. La détermination des zéros est donc une étape importante et minutieuse lors de la mise en place des capteurs.

La redondance qui caractérise les mouvements du membre supérieur complique encore l'analyse des accélérations angulaires des différentes articulations. On peut réaliser la même action avec une multitude de mouvements différents. Les courbes obtenues par les accéléromètres ne permettent pas de savoir quel geste a été effectué par le sujet, quelle trajectoire il a empruntée, et donc quelles compensations un patient a pu développer.

Les mouvements de la main sont réalisés dans les trois plans de l'espace. Les accélérations et les phases de ralentissement peuvent se dérouler dans des plans différents. Il se peut, par exemple, que la main accélère dans le plan frontal et ralentisse dans le plan sagittal. Il devient alors difficile d'analyser le geste, de comprendre sa cinématique.

Benmark a étudié la fiabilité de ces appareils par rapport à des mesures optoélectroniques [44]. Pour tous les mouvements, et tant que la vitesse n'est pas trop rapide, les accéléromètres sont assez précis pour rendre compte de l'inclinaison et de la vitesse angulaire des segments de membre par rapport à la verticale. Pour des vitesses très rapides, l'auteur retient une légère différence entre les mesures obtenues avec les accéléromètres par rapport à celles réalisées avec les systèmes optoélectroniques : les accéléromètres n'ont pas une sensibilité suffisante pour distinguer un mouvement lorsque les vitesses deviennent trop élevées. Benmark retient une autre limite pour ces instruments. Les inclinomètres sont incapables, lors de la réalisation de tâches complexes, de discriminer une abduction du bras, d'une antépulsion de l'épaule, car ils ne sont que très peu sensibles aux mouvements de rotation.

Les résultats des études accélérométriques sur la préhension ont révélé que la cinématique des mouvements varie selon plusieurs facteurs. Les principaux mis en évidence sont : la taille de l'objet [45], sa fragilité [46, 47], sa localisation [48], et les consignes de réalisation de la tâche [49].

Le déplacement de la main vers l'objet à saisir ou lors du transport de la fourchette vers la bouche [50], comporte une phase d'accélération initiale, et une

phase terminale de décélération. Le pic de vitesse maximale apparaît aux alentours de 30% du temps du mouvement. Il est fortement corrélé avec l'amplitude du mouvement, plus précoce pour les petits mouvements et au contraire plus tardif pour les gestes à grand débattement. Le début de la phase de décélération survient aux alentours de 70% du temps du mouvement. Cette proportion est maintenue quelle que soit l'amplitude du mouvement et donc la localisation de l'objet par rapport à l'individu.

La taille de l'objet influence principalement le mouvement de la main et des doigts lors du choix de la prise, mais n'a que peu d'effet sur celui du bras. Elle ne modifie pas la cinématique d'approche de la main. Mais quand les objets deviennent très petits ils vont nécessiter plus de précision dans le geste. Dans ces conditions le geste va être modifié. Lorsqu'une tâche demande plus de minutie, les mouvements de l'épaule et du coude sont diminués, alors que ceux de la tête et du tronc ont une amplitude plus importante. Ils contribuent alors pour une plus grande partie au déplacement de la main, et diminuent la distance entre l'assiette et la bouche dans le cas de la prise alimentaire d'un aliment liquide. Le sujet fixe certaines de ses articulations pour réaliser le mouvement et ne restreindre le contrôle qu'à quelques mouvements. Steenbergen [51] parle de « freezing » des articulations.

Les consignes de réalisation de la tâche modifient également la cinématique du mouvement. La phase d'accélération reste constante lorsqu'on demande aux sujets d'être, soit le plus rapide pour prendre l'objet, soit le plus précis. En revanche la phase de décélération s'allonge pour les mouvements de précision. On note aussi un pic de vitesse moins élevé. Les épreuves demandant aux sujets l'utilisation de leurs deux membres supérieurs pour la réalisation d'un mouvement symétrique se caractérisent par des pics de vitesse aussi élevés et une temporalité qui reste la même que lorsque la consigne est d'effectuer le geste avec une seule main [52].

L'analyse accélérométrique, bien que relativement complexe, a permis de connaître un peu mieux la cinématique des mouvements de préhension. Afin de la rendre plus facile d'interprétation, de mesurer précisément les phases d'accélération et de ralentissement, de séquencer le geste, on a enregistré les patients dans des conditions standardisées, ceux-ci ne réalisant qu'une seule tâche bien codifiée. Si le mouvement est alors plus lisible, on reste dans le domaine des analyses en

laboratoire dont on sait qu'elles seront biaisées par les conditions mêmes de leur enregistrement.

Le mouvement du membre supérieur, lors d'une tâche de préhension est marqué par une phase initiale d'accélération, avec un pic de vitesse à environ un tiers du mouvement, puis une phase de décélération, dont la longueur est fortement influencée par les conditions de réalisation (précision, vitesse, ou fragilité de l'objet).

On ne pourra cependant pas analyser quelles vont être les stratégies développées par le sujet pour la réalisation du geste, ou quelle sera sa trajectoire.

Depuis plusieurs années la miniaturisation des capteurs a permis de mettre au point des systèmes de mesure embarqués. Mais les difficultés que nous avons évoquées pour leur utilisation, liées à la complexité des mouvements du membre supérieur font que dans aucune publication, à notre connaissance, on n'a utilisé des accéléromètres pour l'analyse de tâches de l'activité quotidienne. Ils sont le plus souvent utilisés comme des actomètres, pour savoir si les patients utilisent leur bras lors de la réalisation d'activités courantes [53-55].

3.2.3. ANALYSE DU GESTE PAR DES INSTRUMENTS DE MESURE DISTANTS DU SUJET

Les capteurs que nous venons d'évoquer présentent l'inconvénient d'être placés sur le sujet lorsqu'il effectue le geste qu'on lui demande. Le mouvement va parfois être perturbé par leur présence, ou leur encombrement, même si leur miniaturisation les rend facilement acceptables. Ils nécessitent un positionnement rigoureux mais qui n'est pas aisé à obtenir, si l'on veut une analyse vraiment fiable du geste que l'on mesure.

Le développement des laboratoires du mouvement a permis, grâce aux avancées technologiques sur les méthodes d'analyses optocinématiques, de pallier ce biais. Ils permettent, par des capteurs placés à distance du sujet, d'enregistrer dans les trois plans de l'espace tous les mouvements effectués. Les logiciels dont ils sont pourvus vont fournir toutes les informations que l'on obtenait avec les capteurs de surface, avec cependant une précision supérieure. Goniométrie, accélérométrie seront facilement lisibles, mais aussi la vitesse instantanée, ou la trajectoire du mouvement, pour une articulation ou pour l'ensemble du corps du sujet.

De manière moins technique et plus facile à mettre en œuvre, il existe une batterie de tests mesurant la fonctionnalité du membre supérieur. S'ils n'ont pas pour objectifs d'évaluer la cinématique du geste, ils nous apportent des données sur l'efficacité de celui-ci, sur les compensations mises en place par le sujet, ou ses incapacités.

3.2.3.1. LES TESTS DE FONCTIONNALITE DU MEMBRE SUPERIEUR

L'évaluation des capacités du membre supérieur est souvent, en pratique quotidienne, réalisée par des tests fonctionnels validés [56]. Ces épreuves n'ont pas pour objectif de décrire la cinématique du geste mais de fournir un score sur son efficience, une mesure qualitative du geste. Les plus couramment utilisés sont le « Box and block », le « frenchay arm test », le « nine hole peg test », ou le « Jebsen test ». Ils mesurent les temps mis à accomplir diverses tâches, ou la manière dont la préhension est réalisée.

Le « Jebsen test » développé en 1969 [57] comporte sept épreuves chronométrées réalisées à la fois par les deux membres supérieurs. Écrire, retourner une carte, prendre des petits objets, simuler une prise alimentaire, jouer aux dames, prendre des objets larges, lourds et légers. Il est assez sensible pour mettre en évidence des différences en fonction de l'âge du patient, ou de ses pathologies.

Le « box and block test » [58] permet d'évaluer la préhension fine. Au cours de ce test le sujet doit déplacer d'une première boîte vers une seconde, un maximum de cubes de 2,5 cm de côté, durant une minute. Les résultats à ce test sont assez prédictifs des capacités fonctionnelles du sujet.

Le « nine hole peg test » [59], est une épreuve durant laquelle le patient doit placer le plus rapidement possible neuf chevilles sur un plateau percé de neuf trous. Ce test est assez sensible à l'amélioration du handicap du sujet.

Le « frenchay arm test » [60] évalue la dextérité du membre supérieur cotée par cinq activités : stabiliser une règle pour tracer un trait, saisir un cylindre, porter un verre à la bouche et le boire, retirer et replacer une pince à linge sur un bâton, se peigner. Il permet de vérifier à la fois les amplitudes articulaires, les douleurs provoquées par les gestes et la dynamométrie de la pince pouce-index.

Haoulani [61] a montré, au niveau du coude, que le test de « Perdue » régulièrement utilisé pour évaluer le fonctionnement du membre supérieur dans les prises fines, sollicite différents secteurs articulaires en fonction de l'épreuve demandée dans le test. Le débattement articulaire utilisé pour accomplir le Perdue couvre environ 90% du secteur de mobilité du coude, avec un temps passé dans chaque secteur articulaire assez homogène. Ce test s'avère donc utile pour l'évaluation et la rééducation des patients.

Il existe encore d'autres échelles permettant d'apprécier la fonctionnalité du membre supérieur, certaines étant spécifiques d'une population de patients (atteints d'hémiplégie, de polyarthrite rhumatoïde...). Nous citerons simplement pour finir le « fugl-meyer test » [62], dont la première partie permet d'obtenir trois scores sensorimoteurs pour le membre supérieur, ainsi que le bilan « 400 points » qui comprend dans ses épreuves des activités de la vie quotidienne.

Tous ces tests permettent de suivre de façon sensible et fiable l'évolution des capacités d'un patient, lorsqu'ils sont répétés au cours de sa rééducation. Ils ont pour objectifs principaux d'évaluer la fonctionnalité et la performance, c'est-à-dire la possibilité de réaliser un mouvement, ainsi que sa qualité et sa rapidité. Leur principal inconvénient, outre une certaine subjectivité liée à l'absence de mesure quantitative, est qu'ils ne possèdent pas la finesse d'analyse nécessaire pour détecter des changements mineurs [63, 64].

Ces épreuves standardisées sont réalisées en pratique quotidienne, dans une salle de consultation ou dans un laboratoire du mouvement, et non dans leur contexte habituel. Les patients sont attentifs à la tâche qui leur est demandée, ils essaient de produire le geste précis qu'on attend d'eux. Lors de la réalisation de leurs activités journalières, ils seront moins concentrés sur leur tâche et vont développer des stratégies de compensation pour effectuer ces activités essentielles. Elles ne seront pas évaluées par ces tests. Ainsi les patients sont parfois plus efficaces dans leur vie quotidienne que ce que mesurent les scores de fonctionnalité du membre supérieur [65].

D'autres tests permettent lors d'une consultation simple de connaître les capacités fonctionnelles du membre supérieur. La réalisation de gestes simples permet d'évaluer rapidement les différentes zones de mobilité du membre supérieur. Le diagramme des aires des July [66] (tableau III) décompose les amplitudes articulaires de l'épaule en quatre secteurs de mobilité (postérieur, latéral-externe, antérieur, latéral-interne) et sur quatre niveaux de hauteur (inférieur, moyen, supérieur et top). On peut ainsi entrevoir les difficultés qu'aura un sujet à s'alimenter s'il n'atteint pas le niveau supérieur et de la même façon, les difficultés pour se coiffer, se laver, etc...

Tableau III : Diagramme des aires fonctionnelles de July.

	Secteur latéral-externe	Secteur antérieur	Secteur latéral-interne	Secteur postérieur
Niveau top	Zéro position (élévation complète au-dessus de la tête)			
Niveau supérieur	Main sur oreille homolatérale	Main sur vertex	Main sur épaule controlatérale	Main sur la nuque
Niveau moyen	Main sur la taille homolatérale	Main sur la poitrine	Main sur la taille controlatérale	Main dans le dos
Niveau inférieur	Main sur la poche du pantalon homolatérale	Main sur la boucle de la ceinture	Main sur la poche du pantalon controlatérale	Main sur le pli fessier

Beaucoup de tests, d'épreuves, ou d'échelles ont été mis au point pour évaluer rapidement les capacités du membre supérieur. Si chacun présente des avantages certains et s'ils permettent tous d'apprécier les difficultés que manifeste un patient, peu testent réellement les gestes des activités journalières d'un sujet. On voit régulièrement des patients très déficients être finalement peu handicapés dans leur vie quotidienne, soit par des compensations qu'ils ont su trouver, soit en évitant simplement les gestes qu'ils ne peuvent plus faire comme supprimer les objets dans les placards trop hauts s'ils ne peuvent plus lever les bras, etc. On comprend bien

alors que ces tests ne sont pas représentatifs des capacités réelles du sujet mais seulement de celles nécessaires pour effectuer les tests.

3.2.3.2. METHODES OPTOCINEMATQUES ET PHOTOGRAMMETRIQUES

La compréhension de la cinématique des mouvements du membre supérieur nécessite des outils de mesure fiables et précis. Les méthodes optocinématiques couplées à la photogrammétrie vont permettre cette analyse. Ces techniques utilisent des diodes lumineuses ou des marqueurs réfléchissants disposés sur la partie du corps que l'on souhaite analyser [65, 67-75]. Plusieurs caméras enregistrent sous un angle différent les mouvements. Un logiciel de reconstruction va ensuite faire une analyse tridimensionnelle de ces mouvements : c'est la photogrammétrie. Le traitement informatique des données fournit la vitesse instantanée, les accélérations angulaires, et la trajectoire du mouvement dans les trois dimensions de l'espace [10, 76]. Ces instruments permettent de connaître précisément toute la cinématique du geste, et d'évaluer chaque articulation, soit indépendamment les unes des autres, comme pour la goniométrie, ou dans leur ensemble, afin d'identifier les compensations développées par le sujet [76-78].

Engen [79] en 1968, introduit le concept d'activité de la vie quotidienne et étudie chez des sujets sains cinq gestes reprenant des mouvements simples de la vie de tous les jours (porter de la nourriture à la bouche, se coiffer, tourner une page de livre, écrire, et tracer des diagonales). Dans cette analyse préliminaire, il ne fournit que des données très partielles et non chiffrées des mouvements effectués. Cependant, il note déjà que le bras accélère rapidement au début de l'action, puis ralentit en approchant de la cible. Il note aussi que les mouvements de la tête suivent ceux du bras. En s'intéressant plus précisément à ce qui concerne la prise alimentaire, il note que les mouvements réalisés sont une combinaison de mouvement de la tête, d'abduction, d'élévation et de rotation interne de l'épaule, de flexion et de supination du coude. Il va ainsi promouvoir le développement d'une approche plus fonctionnelle des mouvements du membre supérieur. Dans ces laboratoires du mouvement on va pouvoir étudier des gestes complexes dans les

trois dimensions. On va isoler une tâche de la vie quotidienne et l'analyser aussi précisément que possible.

Par les méthodes optocinématiques, les mouvements de pointage, ou de prise d'un objet ont été beaucoup étudiés. Les gestes plus proches de ceux que l'on effectue dans notre vie quotidienne sont plus complexes et n'ont bénéficié d'un regain d'intérêt que très récemment.

Henmi [80] a étudié par une analyse tridimensionnelle la prise alimentaire. Chaque articulation a été analysée indépendamment. Il nous fournit ainsi les données suivantes : au niveau de la colonne cervicale, 8° de flexion antérieure sont nécessaires pour avancer la tête vers la fourchette. Il faut également 43° d'antépulsion pour l'épaule, et une flexion de coude de 146°. La flexion totale (somme des amplitudes maximales en flexion de toutes les articulations du membre supérieur) nécessaire pour manger est d'environ 185°. Des résultats similaires ont été retrouvés précédemment par Cooper [81]. Ces mesures sont bien plus précises et fiables que celles que l'on peut obtenir avec un goniomètre [80].

La cinématique de la prise alimentaire et la coordination entre les mouvements du bras et de la bouche en fonction de la taille des aliments ont été abordées par Castiello [82]. Les participants sont assis en face d'une table, la main droite posée sur celle-ci. En face d'eux est positionnée une assiette, et à sa droite une fourchette. Les aliments sont constitués de vingt dés de fromage de deux tailles différentes (0,5 cm de côté pour les petits, 2 cm pour les gros). Les mouvements sont mesurés avec le système ELITE[®]. Le temps mis par les participants pour prendre un morceau de fromage avec une fourchette est environ de 0,940 seconde pour les petits morceaux et 0,885 seconde pour les gros morceaux. Cette différence de temps serait liée selon l'auteur, à la nécessité de réaliser un mouvement plus précis pour des petits morceaux. Concernant les mesures d'accélération (figure 2), il note que le pic d'accélération maximale survient, quelle que soit la taille des morceaux, vers 25% du mouvement. Il est plus élevé pour les gros morceaux. La vitesse maximale est atteinte vers 45% du temps du mouvement. Au contraire le temps de décélération entre le pic de vitesse maximale et le moment où l'aliment est déposé dans la bouche est plus long pour les petits morceaux. C'est sur cette phase que se situe

essentiellement la différence de temps qu'il a retrouvée entre les aliments de tailles distinctes car les temps d'accélération sont eux identiques. Le pic de décélération se situe vers 62% du mouvement.

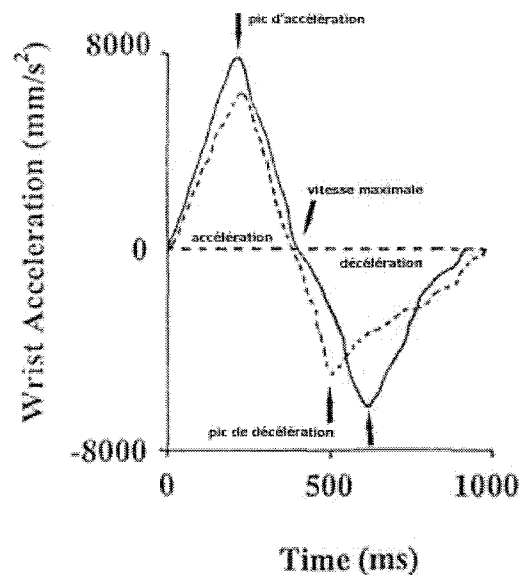


Figure 2 : profil accélérométrique d'après Castiello [81]. La ligne en pointillés correspond à la prise de petits morceaux, la ligne continue aux gros morceaux

L'article de John van der Kamp [50] évalue également la différence de cinématique entre la prise d'aliments solides ou liquides. Il confirme les données que nous avons déjà évoquées. Le surcroît d'attention requis pour éviter de renverser les aliments se traduit par des modifications de la cinématique du geste. L'auteur retrouve, lors de la prise d'aliments liquides, un allongement de la durée du mouvement lié à un accroissement de la phase de décélération, un pic de vitesse moins élevé, et une trajectoire plus irrégulière. Il note aussi que la participation des différentes articulations au mouvement est modifiée. Elle est plus grande pour le tronc et au contraire moins importante pour le coude. Le sujet « freeze » ses articulations distales au profit des plus proximales et rapproche ainsi la bouche de la main pour diminuer la distance à parcourir.

Une autre étude a été conduite par Murphy [65] dans le but d'analyser l'activité de boire chez les sujets sains. Il décompose le mouvement en cinq phases : une phase d'approche incluant la prise du verre, une phase de transport du verre à la bouche, puis le temps de boire proprement dit (les sujets avaient comme consigne de ne boire qu'une seule gorgée), la phase de retour du verre, incluant le lâcher, et enfin le retour de la main à sa position initiale. Il fournit pour chacune de ces étapes, la durée totale du mouvement, la vitesse et les pics d'accélération, la trajectoire de chaque segment du membre supérieur, de la tête et du tronc (tableau IV).

Le coude décrit, selon Murphy, un mouvement régulier harmonieux, avec un maximum d'extension au moment de la prise du verre et de son remplacement à la position où il se trouvait au début de l'expérience. La flexion maximale du coude est mesurée au moment de la vidange du verre. Au niveau de l'épaule, l'antépulsion est maximale lors de la prise du verre. Puis elle diminue pendant le transport vers la bouche. Murphy observe une abduction de l'épaule dans le mouvement d'approche de la main sur le verre. Le membre supérieur réalise ainsi une trajectoire circulaire, débutant par une abduction et se finissant par une adduction de l'épaule. L'adduction est maximale à la fin de la phase d'approche, au moment de la prise du verre. L'abduction est maximale, au moment de la vidange du verre. Le mouvement de retour est quasiment superposable au mouvement de l'aller, les amplitudes sont maximales aux mêmes instants. On note cependant des différences interindividuelles. Certaines personnes gardent, pour boire ou manger, le bras près du corps, alors que d'autres ont une abduction plus importante (20° pour les mangeurs adducteurs, 70° pour les mangeurs abducteurs, la moyenne étant d'environ 40°).

Les durées de chaque phase sont les suivantes : pour l'approche (prise du verre) 1,21 seconde, transport aller (déplacement du verre vers la bouche) 1,15 seconde, boire une gorgée 1,71 seconde, transport retour (remplacement du verre à sa position initiale) 1,77 seconde, retour de la main à la position de repos 1 seconde. Il remarque aussi la symétrie entre les mouvements de la phase aller et de la phase retour. Cela autant pour les accélérations angulaires des mouvements de la main, que pour les amplitudes articulaires du coude et de l'épaule. La vitesse est variable. Elle est deux fois plus rapide dans les mouvements sans verre que dans ceux de transport avec objet.

Tableau IV : Durées et valeurs du pic d'accélération des différentes phases de la prise d'un verre, d'après Murphy

	Durée (sec)	pic de vitesse (mm/sec)
Phase d'approche	1,21	551
Transport aller	1,15	273
Boire une gorgée	1,71	
Transport retour	1,77	228
Retour à la position initiale	1,00	560
Total	6,84	-

Les mesures optocinématiques permettent de quantifier les perturbations provoquées par une maladie. Bennett [83] a réalisé une étude similaire en faisant boire un verre d'eau à des patients atteints de la maladie de Parkinson. Il a pu ainsi mettre en évidence les difficultés d'activation du geste à la phase initiale, caractéristiques de cette pathologie, liées à l'atteinte des noyaux gris centraux et en particulier de la voie nigro-striée. Ces patients marquent une pause entre la fin de la phase d'approche du verre et le début de son transport vers la bouche. La durée de cette pause est d'environ 340 millisecondes soit 4 à 7% du temps total. Les sujets parkinsoniens présentent également une latence au démarrage du mouvement (163 millisecondes contre 59 millisecondes chez les sujets contrôles).

Murray [30] a étudié dix activités de la vie journalière par cette méthode d'optocinétisme. Les tâches effectuées concernent l'hygiène corporelle, l'alimentation, et des activités moins essentielles comme répondre au téléphone. L'auteur mesure les angles de chaque articulation. Il retrouve la nécessité d'avoir entre 40 et 60° d'antépulsion d'épaule, entre 10 et 20° d'abduction, 50° de rotation interne. Au niveau du coude, il faut 140° de flexion. Enfin pour le poignet, 50° de pronation et 20° de supination. Ces valeurs sont similaires à celles de Henmi [80], Magermans [78] et de Ramanathan [84] qui a réalisé son étude dans l'objectif de

créer des orthèses de membre supérieur. Mais aussi de Safaee-Rad [85] qui mesure les amplitudes articulaires de certains gestes comme manger avec une fourchette ou une cuillère, et de boire une tasse.

Dans un autre domaine, mais qu'il a été indispensable d'étudier pour comprendre les gestes plus fonctionnels, Soethcing [86] a cherché des éléments invariables dans les mouvements de pointage. Il retient que la trajectoire de la main est indépendante de la vitesse d'exécution du mouvement : elle décrit toujours une courbe harmonieuse, et non pas une droite qui représenterait le chemin le plus rapide entre deux points. Par ailleurs, l'auteur note qu'il existe une relation constante entre l'importance de l'antépulsion de l'épaule et l'extension du coude surtout à la fin du mouvement. Les deux articulations proximales du membre supérieur interviennent dans la même proportion pour porter la main sur sa cible. Enfin, les vitesses angulaires de l'épaule et du coude atteignent leur maximum au même moment entre 40 et 45% du temps du mouvement.

On a pu aussi montrer que les mouvements d'approche et de prise d'un objet varient en fonction des propriétés mêmes de l'objet (taille, consistance, forme) et des consignes imposées pour effectuer la tâche (rapidité ou précision). Un mouvement de pointage ne présente pas la même cinématique que le même mouvement dont le but sera de prendre un objet déterminé [22, 48, 75, 86-89]. La finalité de la préhension impose des contraintes de trajectoire, ou de vitesse. Elle va déterminer ainsi la séquence musculaire la plus appropriée à la réalisation du geste, et permettre ou non d'éventuelles corrections au cours du mouvement.

Ces études de tâches proches des conditions réelles fournissent de précieuses informations sur les capacités réelles du sujet [21].

Murgia en 2004 [90] a évalué par cette méthode deux gestes de la vie quotidienne : ouvrir un bocal et renverser une boîte. Ces gestes ont été choisis car ils peuvent être répétés un grand nombre de fois afin de mieux comprendre la cinématique.

Les inconvénients de ces méthodes résident essentiellement dans la lourdeur de leur mise en place. Elles nécessitent un laboratoire du mouvement

coûteux avec un personnel qualifié et initié à l'utilisation des logiciels. La durée d'analyse des résultats est aussi longue et fastidieuse. De ce fait, ces techniques sont essentiellement utilisées dans le cadre de protocoles de recherches scientifiques, ou ponctuellement pour comprendre la cinématique complexe des gestes d'un sujet.

Elles ne peuvent être mises en place pour étudier le sujet dans un contexte autre que celui du laboratoire, apportant alors un biais inhérent aux conditions mêmes de l'enregistrement. Dans son activité quotidienne, et dans son environnement habituel, le sujet sera soumis à de nombreux distracteurs, il devra parfois réaliser plusieurs tâches simultanément, effectuant son activité non pas en attention dirigée sur sa tâche, mais avec une attention divisée, ou partagée, sur plusieurs stimuli. Avec les méthodes optocinématiques, pour faciliter l'interprétation des résultats, on sélectionne, le plus souvent, une seule activité parmi l'ensemble de celles possibles que peut effectuer le membre supérieur. Ce souci de se rapprocher du contexte habituel du sujet, avec des appareils de mesure peu encombrants sera à l'origine du développement des mesures ambulatoires.

Cependant les appareils d'optocinématique ne s'affranchissent pas de certains des problèmes que l'on rencontre déjà avec la goniométrie. Le placement des capteurs sur les reliefs osseux est également une étape délicate. Une autre disposition particulière dite eulérienne a été développée, où le système mesure en permanence les angles formés entre trois marqueurs disposés perpendiculairement [90]. Mais ces deux méthodes ne permettent pas d'éviter des glissements de la peau et des tissus mous lors des mouvements du bras. Cette imprécision est sûrement la principale difficulté que l'on doit surmonter dans l'utilisation de ces instruments [21].

Couplé à ces systèmes on peut ajouter un enregistrement vidéographique qui permettra d'étudier de façon différée, les mouvements effectués. La vidéographie offre aussi la possibilité d'apprécier le comportement du sujet, les compensations qu'il utilise, les distractions auxquelles il est soumis, ou de connaître l'environnement dans lequel il évolue. La vidéographie enregistre également les mouvements très rapides ou au contraire très lents. Ils seront ensuite secondairement visionnés à différentes vitesses afin de mieux les étudier [71].

Dans les laboratoires du mouvement on peut analyser des tâches de la vie quotidienne. On connaît maintenant bien les amplitudes nécessaires pour prendre son repas. Au niveau de l'épaule, on utilise 45° d'antépulsion (arc de mobilité de 40°), entre 5 et 40° d'abduction (certaines personnes mangent plutôt en abduction et d'autres plutôt avec le coude près du corps), et 30° de rotation interne (arc de mobilité de 20°). Concernant le coude, c'est un maximum de 120° de flexion avec débattement articulaire de 80° dont nous avons besoin. Il nous faut environ 30° de pronation, et 60° de supination. Pour le poignet, les amplitudes nécessaires sont 30° d'extension et 10° de flexion, 20° d'inclinaison ulnaire et 5° d'inclinaison radiale. Enfin 10° de flexion antérieure sont nécessaires pour la colonne cervicale.

Le temps mis pour porter une fourchette à la bouche est d'environ 0,9 seconde. Il est plus long lorsque le geste nécessite plus de précision. Le pic d'accélération survient vers 45% de la durée totale du geste, et le pic de décélération vers 60%. Les profils accélérométriques, goniométriques ainsi que la trajectoire du mouvement de transport aller et de transport retour sont relativement symétriques. Le parcours de la main suit une courbe harmonieuse.

Les mouvements de l'épaule et du coude sont étroitement corrélés, leurs accélérations angulaires et leur participation dans le positionnement de la main sont similaires. Le poignet est plus autonome, ses déplacements étant plus liés à la cible, ou à l'objectif de prise qu'aux déplacements de la main.

On a pu ainsi décrire de nombreuses activités de la vie quotidienne, dont la cinématique était encore imprécise. Ceci permet d'éclairer le chirurgien lorsqu'il doit réaliser l'arthrodèse d'une articulation afin de la fixer dans la position qui sera la plus utile possible pour le patient. C'est aussi important pour le médecin de médecine physique et de réadaptation qui saura quels sont les secteurs articulaires qu'il doit privilégier, comment il peut aider un patient qui ne dispose plus de l'intégrité de sa mobilité articulaire, ou encore comment adapter les prothèses chez les sujets amputés.

Mais ces techniques ne sont pour autant pas dénuées de certains inconvénients. D'abord ceux déjà cités avec la goniométrie concernant les repères

osseux et les mouvements de la peau lors de la réalisation du geste. Mais surtout celui de ne pouvoir faire des analyses que dans un contexte bien standardisé, sans distracteurs extérieurs, alors que dans la vie quotidienne ces activités ne sont jamais réalisées par le sujet, dans des conditions aussi optimales.

3.2.4. CAPTEURS INTEGRES DANS LES OBJETS

Une autre méthode d'analyse des mouvements de préhension, est de placer les capteurs directement sur l'objet étudié.

Il existe toute une gamme de capteurs de pression. Le sphygmomanomètre introduit en 1980, le vigorimètre de Martin comprenant plusieurs poires en caoutchouc de résistance différente, le chériomètre mis au point en 1988. Le JAMAR permet à la fois les mesures de la force de préhension de prises globales, ou fines. Une multitude d'appareils a été développée dans le but de mesurer la force de préhension, et d'établir ainsi des valeurs normales [32]. La force de l'homme est supérieure à celle de la femme d'environ 40%. Celle du membre dominant est plus importante que celle du côté controlatéral. La force de préhension augmente jusqu'à l'âge de 30 ans puis elle diminue progressivement avec le vieillissement.

Ces instruments ne peuvent pas être incorporés dans des objets de la vie quotidienne. D'autres capteurs ont donc été développés dans cet objectif [91]. Il apparaît que la force de préhension n'est pas proportionnelle au poids de l'objet. Pour des charges lourdes, le changement de prise de bidigitale à pollicidigitale permet de diminuer la force nécessaire. 70% de la force de préhension est développée dans les 50% du temps nécessaire pour établir la force totale. Dans un deuxième temps la force s'établit plus lentement.

La thèse de Martinet [32] présente un capteur tridimensionnel pour l'étude quantifiée de la préhension, « le cube » contenant des capteurs de pression à jauges de déformation. Il mesure les forces engagées pour le manipuler, la vitesse de son déplacement, ou le type de prise. L'auteur note des différences en fonction du sexe. Le temps de déplacement est plus court chez les sujets féminins, avec une vitesse de déplacement supérieure de 12 à 30%. Les sujets âgés serrent plus fortement le cube que les jeunes, et maintiennent cette force plus longtemps.

Lorsque le déplacement du cube est couplé à une autre activité, c'est-à-dire en attention divisée, le mouvement est plus rapide et l'auteur retrouve des erreurs dans la réalisation de la tâche intellectuelle (compter des bips sonores). Le type de prise influence la rapidité du mouvement. Un empaumement du cube plutôt qu'une prise tridigitale, augmente la rapidité du déplacement, mais il est alors plus brutal.

Les mesures des mouvements peuvent donc sortir des conditions standardisées des laboratoires, et être effectuées dans des environnements différents, ou pour des activités en attention divisée. Cependant ces objets contenant des capteurs intégrés ne peuvent fournir toute la gamme des informations obtenues par les méthodes optocinématiques. La trajectoire, la goniométrie, le comportement du sujet, les compensations développées par le patient, ne peuvent pas être appréhendées. Il faut aussi savoir intégrer le capteur dans l'objet pour ne pas en altérer la forme ou la fonction. Dans l'étude de Martinet, le capteur est strictement invisible et le sujet a l'impression de ne déplacer qu'un simple cube.

3.2.5. LES ANALYSES AMBULATOIRES

Si les appareils de plus en plus sophistiqués ont permis d'appréhender les gestes du membre supérieur dans des activités fonctionnelles, ils vont aussi permettre avec leur miniaturisation de réaliser des mesures embarquées. Les tests en laboratoire, aussi proches de la réalité soient-ils, n'offrent pas la possibilité d'évaluer le patient dans un environnement non standardisé, avec de nombreux distracteurs qui vont détourner son attention de la tâche réalisée ou qui vont influencer directement sur le mouvement. Il apparaît actuellement comme un consensus en médecine physique et de réadaptation, que les capacités fonctionnelles mesurées dans la vie de tous les jours sont bien plus intéressantes à retenir que des mesures très précises, obtenues dans des conditions contrôlées.

Les premières mesures ambulatoires remontent à 1982 avec l'avènement de la mesure ambulatoire de la pression artérielle (MAPA) [92]. Avec elle se développe le concept de « l'effet blouse blanche ». La présence de l'examineur, ou simplement le fait pour un sujet de savoir qu'il fait l'objet d'une évaluation, constitue

un biais et peut perturber la mesure. Ce biais avait déjà été évoqué par Elton Mayo en 1924 dans ce qu'il appelait l'effet Hawthorne. Ces mesures ambulatrices vont permettre de mesurer le sujet dans son environnement propre, au cours d'une activité qu'il fait quotidiennement (toilette, repas, habillage, loisir, travail, sport...). Il ne s'agira plus d'effectuer une tâche particulière. On saura alors quelles sont les activités qu'un sujet handicapé peut effectuer et combien de degrés de liberté d'une articulation sont nécessaires pour les réaliser. On peut aussi étudier quelles compensations les sujets développent, quelles activités ils évitent de faire. C'est l'objectif final de la réadaptation : replacer le patient avec sa pathologie dans son environnement, avec ses objectifs de projets de vie [93].

Avec l'avènement des mesures embarquées, on voit se développer essentiellement des accéléromètres, et autres actomètres. Petits, peu encombrants ils peuvent être placés sur le sujet et laissés plusieurs heures, sans entraver les mouvements du sujet. Les données sont collectées par un boîtier porté à la ceinture du sujet. Selon la capacité de la mémoire, on pourra enregistrer des périodes de temps, allant de quelques heures à plusieurs jours. D'autres capteurs permettent de connaître les conditions environnementales dans lesquelles évolue le sujet, pression atmosphérique avec des baromètres, luminosité avec des luxmètres, ambiance sonore par des sonomètres, et aussi poussière et pollution, humidité.... Si la cinématique du membre supérieur et la goniométrie lors de la réalisation de certaines tâches sont mieux connues aujourd'hui, on ne sait que peu de choses sur les adaptations qui vont être imposées par l'environnement.

Ces appareils embarqués furent d'abord utilisés pour quantifier l'activité physique des sujets, c'est-à-dire la quantité de mouvements. Fernie en 1983 [94] utilise un podomètre qui permet d'enregistrer le nombre de pas et la vitesse de marche de ses patients sur une période de deux semaines. D'autres capteurs nous informent du temps passé debout, à la marche, assis, ou allongé [54]. Redmond et Hegge [95] en 1985 mesurent l'activité des sujets par les accélérations du poignet. Ils réalisent des enregistrements des mouvements du membre supérieur sur des périodes de 10 minutes pendant 24 heures.

On a aussi utilisé des goniomètres électroniques. Leur taille, de moins en moins encombrante, permet de réaliser des mesures ambulatrices sur un patient

dans son environnement domestique [40]. Comme toujours c'est d'abord la marche qui a été étudiée [96-98]. Les capteurs goniométriques sont de différents types. Il en existe à centre articulaire fixe [99] composés de deux montants latéraux, reliés à un potentiomètre axial. Fiables et simples ils restent cependant difficiles à mettre en place et la correspondance du centre articulaire et du centre du goniomètre n'est plus parfaitement exacte après quelques mouvements. D'autres goniomètres sont à centre articulaire virtuel. Il s'agit de deux pièces rigides posées sur chaque segment de membre, et reliées par une partie souple qui ponté l'articulation. Il en existe deux types : ceux à effet hall et ceux à jauge de déformation. Les premiers sont composés d'une gaine souple dans laquelle coulisse un câble dont une extrémité est reliée à un aimant. En éloignant les deux pièces du goniomètre, l'aimant se déplace. Un capteur à effet hall, en regard de l'aimant, transforme la modification du champ magnétique en un signal électrique. Les seconds sont composés d'une jauge de déformation qui coulisse dans une gaine. En s'allongeant, la résistance électrique varie. Au cours du déplacement de l'articulation, la jauge se déforme modifiant le signal électrique. Il existe une bonne linéarité entre la déformation et la variation de résistance [100]. On a pu corréliser les modifications avec l'amplitude articulaire.

Les données sont stockées dans un boîtier porté à la ceinture du sujet, elles sont ensuite traitées statistiquement par informatique. En multipliant le nombre de goniomètres sur le même boîtier on peut mesurer les différents plans de mobilité d'une articulation [38]. Les progrès dans ce domaine permettent aujourd'hui des mesures précises et fiables [33, 37, 101]. On connaît ainsi les secteurs articulaires nécessaires dans les activités journalières et ceux qui sont les plus couramment utilisés.

Une autre étude intéressante est celle de Haoulani [61] qui a étudié les mouvements des activités de la vie quotidienne dans leur véritable contexte. Toutes les publications que nous avons parcourues ont cherché à étudier les amplitudes articulaires lors des activités de la vie journalière. Elles le font par le biais d'exercices dans un laboratoire et non par une mise en situation réelle. La thèse de Haoulani, sur des sujets sains mesure les amplitudes articulaires du coude avec un goniomètre électronique lors de tâches courantes (toilette, habillage, prise des repas) mais aussi lors de gestes professionnels (sciage, ajustage, balayage). Les enregistrements sont

obtenus par le datalogger de Biometrics®. Il s'agit d'un boîtier porté à la ceinture comprenant une carte mémoire qui stocke les données des capteurs jusqu'à leur analyse informatique. Les résultats retrouvés sont les suivants. Lors de la prise des repas, le coude présente un débattement articulaire de 87° avec un minimum de 43° et une flexion maximale de 130°. Ceci correspond à 97% de la flexion maximale des patients. Lors de l'alimentation, on utilise quasiment l'intégralité de sa flexion de coude, mais seulement 86% de son extension. C'est donc 75% du débattement articulaire qui est nécessaire. En revanche pour les activités liées à l'hygiène corporelle on va utiliser une plus grande partie de son amplitude articulaire avec une flexion de 142° et une extension de -14°. C'est 95% du jeu de l'articulation du coude qui est indispensable pour la toilette. L'extension maximale n'est que très rarement utilisée dans la vie quotidienne et jamais pour la prise alimentaire ou les soins d'hygiène corporelle.

L'étude du temps passé dans les différents secteurs articulaires montre que lors de la prise alimentaire, on reste 90% du temps avec le coude fléchi entre 90° et 130°. En revanche on ne passe que 3,45% du temps dans les amplitudes extrêmes. Le coude n'est fléchi entre 0° et 90° que durant 5% du temps.

En comparant les valeurs obtenues par cette étude et celles données par les laboratoires du mouvement, les résultats sont assez différents. Safaee-rad [85] retrouve un arc de 60° (de 70 à 130°) pour la flexion du coude ; entre 40 à 130° pour Haoulani. La simulation des gestes des activités de la vie quotidienne ne reproduit qu'imparfaitement les amplitudes articulaires utilisées en ambulatoire. Le contexte dans lequel se déroule l'action intervient pour accroître ou au contraire diminuer les exigences imposées au membre supérieur.

Les mesures embarquées permettent de se rapprocher encore un peu plus des conditions réelles dans lesquelles le sujet effectue son activité. Encore une fois on ne supprime pas complètement l'effet de la présence d'un capteur posé sur l'articulation, mais leur miniaturisation les rend discrets et vite acceptés par les patients. L'une des grandes difficultés de ces mesures est de corréler les résultats obtenus avec l'environnement du sujet. On ne peut savoir dans quelles conditions le sujet réalise le mouvement qui est rapporté par les capteurs. On n'appréhende pas

non plus le comportement du patient, les difficultés qu'il rencontre pour effectuer un geste, ou bien même quel mouvement est réellement effectué.

Les mesures ambulatoires offrent une nouvelle perspective dans la prise en charge de la réadaptation du sujet, en apportant des données obtenues dans un contexte plus proche de celui dans lequel il va évoluer lorsqu'il sortira du centre de rééducation. Les résultats concernant la prise alimentaire diffèrent sensiblement de ceux obtenus par les laboratoires du mouvement, mais toutes les articulations n'ont pas encore été mesurées. La lecture et le traitement des résultats se font alors que l'on ne peut connaître ni les conditions de leur réalisation ni le comportement du sujet au moment de la mesure, ni même quel geste est réellement effectué, ce qui rend leur interprétation pour le membre supérieur très difficile.

3.3. CONCLUSION

L'analyse des mouvements du membre supérieur n'a connu un regain d'intérêt que très récemment compte tenu de la multitude et de la complexité des gestes qu'il peut effectuer, comparé au membre inférieur. L'analyse cinématique d'un mouvement est devenue plus aisée avec le développement des laboratoires du mouvement. La goniométrie, l'accélérométrie, la vitesse, et les trajectoires accomplies lors de tâches de pointage, ou de gestes plus fonctionnels comme la prise alimentaire sont désormais assez bien connues. Le contexte dans lequel le sujet évolue, les interactions qu'il entretient avec les autres personnes, vont influencer sur la réalisation de son mouvement. C'est le problème de l'analyse de la participation. Le développement d'un outil comme le CAPTIV L-3000® peut apporter un début de réponse, en incorporant à la fois des capteurs embarqués sur le sujet, et des modules d'enregistrements environnementaux et comportementaux comme la vidéographie.

4 - MESURE DE L'ACTIVITE ET DE LA PARTICIPATION PAR
SEQUENÇAGE VIDEOGRAPHIQUE : APPLICATION A L'ITEM
D550 DE LA CIF : MANGER

4.1. INTRODUCTION

L'analyse des mouvements du membre supérieur ne peut pas être réduite au seul examen de la cinématique du geste, ou des déformations appliquées à l'objet manipulé. La réalisation d'une **activité** dépend également de la **participation** du sujet, c'est-à-dire de son attention, des interactions qu'il entretient avec les autres individus autour de lui, et donc de l'environnement dans lequel est effectuée cette activité. La complexité de l'étude des mouvements du membre supérieur augmente encore si l'on veut s'affranchir de ce biais lié aux conditions environnementales bien standardisées que sont celles du laboratoire du mouvement. Mais c'est aujourd'hui une nécessité de juger l'efficacité de la prise en charge rééducative, par des mesures fonctionnelles dans l'environnement habituel du patient.

Peu d'instruments de mesure peuvent appréhender ces deux champs que sont le geste ou l'activité, et la participation du sujet. Quels sont les éléments lorsqu'on étudie un sujet qui reviennent à l'activité et ceux qui sont liés à la participation ?

Nous nous proposons d'étudier, avec le système CAPTIV L-3000® développé par la société TEA, comment la participation du sujet avec ses contraintes environnementales et ses interactions sociales vont modifier le déroulement de sa tâche. Nous analyserons le cas de la prise alimentaire du sujet sain. Dans cette activité s'expriment pleinement les deux niveaux d'analyse que nous avons décrits : le geste (séquence des mouvements qui ont pour but d'amener les aliments à la bouche), et la participation (réalisation de ce geste dans une situation de la vie réelle).

4.2. SUJETS ET METHODE

4.2.1. PROTOCOLE D'ETUDE

Notre protocole d'étude comprend trois phases mais deux contextes d'enregistrement différents.

Le premier contexte proposé est relatif à des conditions standardisées. Il permet de rechercher une éventuelle invariance du geste entre les différents individus témoignant de l'activité [1]. Ces conditions standardisées sont appliquées d'abord à une population témoin à titre de pré-étude pour juger de la faisabilité, puis à la population principale.

Le deuxième contexte est relatif aux conditions de vie réelle ; il permet d'appréhender la participation [1]. Ces conditions libres sont appliquées à la seule population principale.

La construction de ce protocole répond à l'objectif de notre travail qui est l'analyse d'une activité, et l'influence de la participation sur cette activité.

La phase de pré-étude a été effectuée sur une série de sept sujets volontaires, étudiants à l'Institut Régional de Réadaptation (2 hommes et 5 femmes). L'âge moyen est de 23 ans (21-25 ans). Tous sont droitiers, indemnes de pathologies neurologiques ou traumatiques pouvant avoir une conséquence sur le fonctionnement du membre supérieur ou sur le contrôle de l'attention. La tâche qu'ils devaient réaliser consistait à manger aussi normalement que possible six morceaux de fruit (pomme) avec une fourchette. La pomme ne peut être mangée qu'en la piquant avec la fourchette, ce qui permet de nous affranchir des autres modalités de prise, que chacun aurait pu choisir. Les volontaires étaient assis confortablement à une table, avec devant eux une assiette préparée et les aliments déjà découpés. La fourchette était posée à droite de l'assiette. Les sujets restaient seuls dans une pièce bien éclairée, et fermée afin de limiter les distracteurs. La camera (Sony Handycam DCR-HC32E®) était placée devant le sujet. Il n'y avait aucune autre source de distraction possible dans la pièce, aucun capteur n'était disposé sur les volontaires. Au début de la prise alimentaire les sujets avaient les deux mains posées à plat de

chaque côté de l'assiette. L'enregistrement commençait avant les premiers mouvements. L'acquisition était arrêtée lorsque les sujets avaient terminé l'ensemble des morceaux. L'enregistrement vidéographique était ensuite analysé avec le logiciel CAPTIV L-3000[®] par un seul examinateur.

La population principale comprend, cinq volontaires sains. Ils sont d'abord enregistrés dans un environnement réel, au cours d'un repas où ils mangent avec d'autres personnes non étudiées et qui peuvent librement discuter avec eux. Aucune consigne particulière n'est donnée ni aux volontaires ni aux autres convives. Le repas doit être le plus naturel possible. La caméra Sony Handycam DCR-HC32E[®] est orientée de manière à pouvoir acquérir l'ensemble des mouvements réalisés par chacun des volontaires. L'enregistrement est débuté avant le repas de manière à ce que les sujets soient le moins perturbés possible par la caméra. Il est arrêté après la fin de la prise alimentaire. Les aliments sont servis sans aucune recommandation. Le repas est constitué de trois plats différents non déterminés par notre protocole d'étude : une tarte, de la viande dont les personnes doivent découper des morceaux, et un yaourt. L'action de manger est dans cette phase soumise à de nombreuses perturbations par d'autres séquences gestuelles (parler, passer un plat, ...), notamment à cause de la présence des autres personnes qui peuvent discuter avec les sujets étudiés. Comme dans la première partie, l'enregistrement vidéographique est ensuite traité par le logiciel CAPTIV L-3000[®] avec le même examinateur.

Les cinq volontaires sont ensuite analysés dans des conditions contrôlées. Les modalités de cet enregistrement sont strictement les mêmes que celles de la pré-étude, en ce qui concerne le choix des aliments, la disposition des couverts, l'installation des sujets. Cette acquisition est réalisée 3 heures après l'enregistrement en conditions libres. Le séquençage de la prise alimentaire par le logiciel CAPTIV L-3000[®] est, là encore, réalisée par le même opérateur. L'objectif de cette dernière étape est de confirmer les valeurs retrouvées lors de la pré-étude, mais avec la population principale. Les différences alors notées entre les deux contextes de notre étude, ne seront, selon nous, essentiellement liées qu'aux conditions environnementales (aliments et activités perturbatrices). Les variations des

paramètres personnels pouvant survenir au cours du temps peuvent être minimisées, compte tenu du court délai entre la 2^{ème} et la 3^{ème} phase du protocole.

Notre analyse avec le Logiciel CAPTIV L-3000[®] nous permet de mesurer les durées de chaque phase, de connaître les événements simultanés et consécutifs.

4.2.2. LE SYSTEME CAPTIV L-3000[®]

Le système CAPTIV L-3000[®] est un logiciel développé par la société TEA. Il peut collecter et synchroniser des données comportementales (provenant d'un enregistrement vidéographique), des observations visuelles, et des données issues de différents capteurs. Selon les modules utilisés on pourra analyser des paramètres physiologiques provenant du sujet (fréquence cardiaque, électrocardiogramme, tension artérielle, température corporelle, sudation, fréquence respiratoire, mais aussi goniométrie, accélérométrie, dynamométrie, signal électromyographique). Il existe également des capteurs physiques capables de mesurer les conditions environnementales (pression atmosphérique, luminosité, bruit, humidité, température, anémométrie, signal GPS). Il devient alors possible d'appréhender comment l'environnement va influencer la réalisation d'une tâche, et la participation du sujet à cette activité.

Les sujets sont filmés au cours d'une tâche de prise alimentaire. La caméra est fixe et placée face au sujet. Elle est reliée à un ordinateur portable, et reconnue par le système CAPTIV L-3000[®]. Le début de l'acquisition est activé directement à partir du logiciel. L'enregistrement de la séquence vidéo est stocké sur le disque dur de l'ordinateur et non sur une cassette, ce qui facilitera les manipulations ultérieures du film. Pour notre étude, aucun autre capteur n'est synchronisé avec la caméra. Nous avons décidé de n'utiliser que les fonctions de séquençage du logiciel CAPTIV L-3000[®] et ses possibilités d'analyse comportementale du sujet.

L'ensemble des informations est traité et synchronisé par le logiciel installé sur un ordinateur standard. Pour faire l'analyse de l'enregistrement il faut au préalable définir un protocole de codage des données en séquences, c'est-à-dire nommer chacune des actions observées par un code particulier. Nous avons

distingué deux types de mouvements (appelés « classes » dans le logiciel) : ceux qui concernent la prise alimentaire et ceux relevant des activités perturbatrices. Chaque classe est subdivisée en sous-parties ou « codes ». Ainsi la prise alimentaire est découpée en neuf codes (tableau V) : attraper la fourchette, prise de la fourchette, transport de la fourchette, prise de l'aliment, transport de l'aliment, dépose de l'aliment, retour de la fourchette, fin du mouvement, et interruption du mouvement. Ce dernier code n'est pas une phase de la prise d'un l'aliment mais nous permettra de savoir quand et pourquoi le geste est interrompu.

Tableau V : Définitions des codes utilisés pour le séquençage de la prise alimentaire.

CODES	DEFINITION
ATTRAPER LA FOURCHETTE	Mouvement du membre supérieur qui conduit la main vers la fourchette. Il s'arrête quand la main est en contact de la fourchette.
PRISE DE LA FOURCHETTE	Depuis le moment où le sujet touche la fourchette, jusqu'à la fin de la mise en place de la prise choisie pour la tenir.
TRANSPORT DE LA FOURCHETTE	Déplacement de la fourchette jusqu'à la cible (aliment). Il se termine lorsque la fourchette est au contact de l'aliment.
PRISE DE L'ALIMENT	Depuis le contact de la fourchette sur l'aliment jusqu'à ce que celui-ci soit soulevé de l'assiette.
TRANSPORT DE L'ALIMENT	Mouvement qui conduit l'aliment jusqu'à la bouche. Il commence dès que l'aliment n'est plus au contact de l'assiette, et se termine quand la bouche se ferme sur l'aliment.
DEPOSE DE L'ALIMENT	Depuis la fermeture de la bouche sur la fourchette jusqu'au retrait de la fourchette.
RETOUR DE LA FOURCHETTE	Mouvement qui ramène la fourchette, de la bouche jusqu'à la position de repos.
FIN DU MOUVEMENT	Lorsque le sujet est au repos après le retour de la fourchette et ne plus fait aucun mouvement de prise alimentaire.
INTERRUPTION DU MOUVEMENT	Ce code est utilisé pour noter toutes les fois où le mouvement est arrêté par une distraction.

La classe des activités perturbatrices (ou distractions) est, elle, subdivisée en quatre codes groupés de la manière suivante (tableau VI). La première, codée sous le terme « distraction parle », rassemble les moments où les sujets vont écouter ou

parler avec une autre personne. En fait au cours d'un repas en conditions libres, nous nous sommes aperçus qu'il y a toujours quelqu'un qui parle. Il nous est alors apparu plus logique de coder pour cette distraction, en plus des instants où le sujet parle, ceux où il fait un effort d'attention supplémentaire pour bien écouter. Le sujet va orienter son attention vers son interlocuteur, le regarder, ce qui nous permet de coder précisément le début et la fin de la distraction. Le deuxième type d'activités perturbatrices intercurrentes est codé par « distraction MS ». Il regroupe les gestes réalisés par un sujet au cours de sa prise alimentaire, par le membre supérieur qui tient la fourchette. Ces mouvements vont modifier le parcours attendu de la main. Enfin la troisième catégorie, codée « distraction autre », rassemble toutes les autres activités effectuées par le sujet avec son membre supérieur controlatéral. C'est aussi dans cette classe que nous rassemblons les stimuli extérieurs qui détournent l'attention des volontaires, comme les bruits inattendus, ou les événements imprévus. Le mode de fonctionnement du logiciel CAPTIV L-3000® nous a obligé à définir un quatrième code dans la classe des activités intercurrentes, appelé « fin distraction » qui n'est pas une nouvelle catégorie d'événements extérieurs mais qui permet au logiciel de repérer le moment précis où se termine cette deuxième activité.

Tableau VI : Définitions des codes utilisés pour les différentes activités intercurrentes (ou distractions).

CODES	DEFINITION
DISTRACTION PARLE	On regroupe dans ce code tous les moments où le sujet discute avec ses interlocuteurs. Que ce soit pour parler avec eux ou lorsqu'il détourne son attention pour les écouter.
DISTRACTION MS (MEMBRE SUPERIEUR)	C'est l'ensemble des mouvements réalisés par le sujet avec le membre supérieur tenant la fourchette, qui viennent perturber la prise alimentaire.
DISTRACTION AUTRE	Ce code regroupe les distracteurs non classés dans les deux précédents. Par exemple lorsqu'on est surpris par un bruit, ou que l'on doit passer un plat à un autre convive avec le membre supérieur qui ne tient pas la fourchette.
FIN DISTRACTION	Ce code permet de préciser au logiciel que la l'activité intercurrente est terminée.

Le découpage d'un enregistrement en séquences est réalisé à partir de l'écran de codage du logiciel (figure 3). Il est possible en une seule lecture de coder l'ensemble des informations.



Figure 3 : écran de codage de la séquence vidéo. On visionne la vidéo dans la partie gauche (zone noire). Le pad à droite permet de cliquer sur le code qui correspond à la phase que l'on regarde. Le time code est récapitulé en bas à droite.

Lorsque le découpage en séquences est terminé, le logiciel CAPTIV L-3000® fournit pour chaque phase (code), les durées moyennes, maximales et minimales. Dans une classe (prise alimentaire ou distraction), les codes sont exclusifs les uns des autres c'est-à-dire que le début de l'un détermine la fin du précédent. On ne pourra jamais avoir de simultanéité entre 2 codes de la même classe : transport fourchette et retour fourchette par exemple. En revanche les codes de deux classes différentes peuvent être synchrones. Les activités intercurrentes peuvent survenir en même temps que la prise alimentaire. Ainsi nous relèverons au cours de quelles phases elles surviennent le plus fréquemment.

Notre analyse a porté sur plusieurs prises alimentaires pour chaque sujet. Pour chaque prise, nous mesurons la durée de chaque phase, ses simultanéités et les transitions avec les codes suivants et précédents.

4.2.3. DESCRIPTION D'UN REPAS AVEC LE CAPTIV L-3000®

Une fois le codage réalisé, le logiciel fournit, sous forme de graphique, le découpage en séquences pour chaque classe de mouvement. On visualise alors les événements simultanés, et ceux qui sont consécutifs (figure 4). Le traitement des résultats est obtenu directement avec le logiciel. Pour chaque code, on mesure la durée minimale et maximale, la durée moyenne et son écart type (tableau VII). Un autre niveau d'analyse permet de connaître les événements simultanés, c'est-à-dire lorsqu'une autre activité va venir perturber la réalisation de la prise alimentaire.

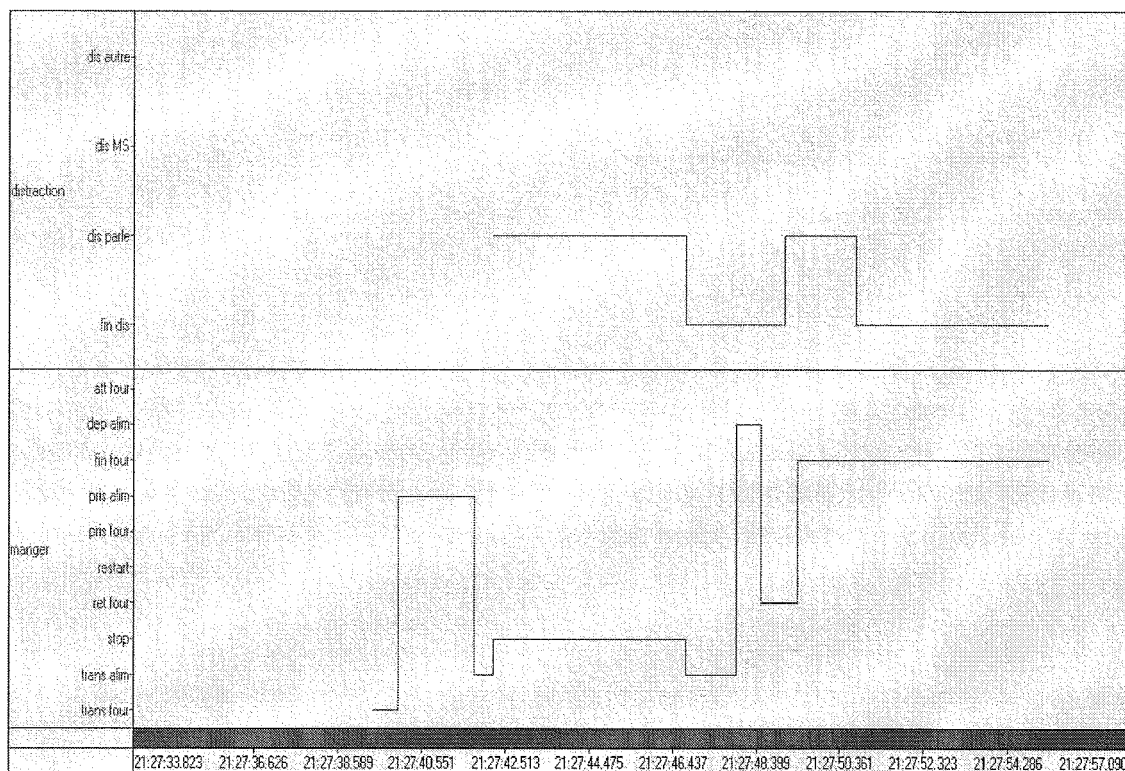


Figure 4 : Courbes temporelles d'une prise alimentaire obtenues avec CAPTIV L-3000®. La courbe du haut montre la distraction, la courbe du bas les différentes séquences qui composent une prise alimentaire

Tableau VII : Présentation des temps (en secondes) minimums, maximums et moyens, ainsi que l'écart type de la moyenne, pour chaque code et proportion en durée totale d'enregistrement

Classe	Code	Signification	T Tot	% T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
DISTRACTION	Dis autre	distraktion autre	16,864	5,55	1,708	11,809	5,621	4,426
	Dis MS	distraktion Membre Supérieur	5,093	1,68	1,508	3,585	2,546	1,038
	Dis parle	distraktion parle	128,165	48,78	0,243	17,843	3,614	3,997
	Fin dis	fin distraktion	133,606	43,99	0,271	8,681	2,969	1,509
PRISE ALIMENTAIRE	Att four	attraper fourchette	1,146	0,22	0,218	0,474	0,382	0,116
	Pris four	prise de la fourchette	1,387	0,26	0,226	0,891	0,462	0,303
	Trans four	transport de la fourchette	25,064	4,78	0,103	1,190	0,570	0,285
	Pris alim	prise de l'aliment	166,260	31,7	0,024	10,804	3,393	2,696
	Trans alim	transport de l'aliment	80,582	15,36	0,192	7,872	1,300	1,142
	Dep alim	dépose de l'aliment	19,302	3,68	0,129	1,515	0,439	0,318
	Ret four	retour de la fourchette	28,545	5,44	0,159	4,554	0,649	0,700
	Fin four	fin de la prise alimentaire	49,707	9,48	0,000	5,867	1,130	1,098
	Stop	interruption du mouvement	152,558	29,08	0,418	16,974	4,487	4,340

Les différentes phases de la prise alimentaire ont des durées variables. Les temps pour attraper la fourchette, prendre la fourchette, déposer l'aliment dans la bouche, et le retour de la fourchette sont très courts, en moyenne inférieurs à 1 seconde, avec un écart-type assez faible de l'ordre de 0,3 seconde. La prise de

l'aliment, et son transport vers la bouche sont, quant à eux, plus longs de 1 à 10 secondes et très variables, l'écart-type est plus important. Lors de la prise de l'aliment, il faut parfois le découper, le placer correctement sur la fourchette, et s'assurer de sa stabilité parfaite avant de le transporter. Le temps de transport est également une longue phase de la prise alimentaire. Le sujet attend de finir sa bouchée précédente avant d'en déposer une nouvelle.

L'analyse des simultanités montre que ces deux périodes sont également celles qui sont le plus souvent interrompues par les événements distracteurs (tableaux VIII et IX).

Tableau VIII : Effectif des transitions entre les différentes séquences qui composent le repas

Suivant	Précédent								
	Recodage	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
	att four								
	pris four	2							
	trans four		1						1
	pris alim			41					3
	trans alim				30				25
	dep alim					41			
	ret four						41		
	fin four							41	
	stop		1		11	17			

Ce repas a été composé de 41 prises alimentaires. On remarque que sur les 29 interruptions de mouvements (1+11+17 stops) au cours de ce repas, 11 et 17 surviennent respectivement au cours de la prise de l'aliment et du transport de celui-ci vers la bouche.

8 fois sur les 11 où la prise de l'aliment est interrompue, l'activité perturbatrice a mis fin à la phase en cours, et le sujet a repris son activité non pas en finissant de remplir sa fourchette avec l'aliment mais en transportant vers la bouche

ce qu'il avait déjà pris avant d'être distrait. Les 3 autres fois, il a recommencé ou poursuivi la prise de l'aliment après la distraction.

Toutes les fois où une deuxième activité survient en cours de transport de l'aliment (17 fois), la reprise de l'activité première se fait par la poursuite du transport. On trouve donc 25 transitions entre le code stop (correspondant à une interruption du mouvement) et le transport de l'aliment (correspondant aux 17+8).

Toutes les distractions qui sollicitent l'attention du sujet ne conduisent pas à interrompre le mouvement en cours. L'attention de la personne est alors partagée entre les deux tâches qu'elle souhaite réaliser. Le tableau IX montre les événements simultanés entre la prise alimentaire et les activités intercurrentes qui viennent distraire le geste initial.

On note que les deux périodes qui sont le plus souvent perturbées, sont encore une fois celles de la prise de l'aliment et de son transport avec respectivement 11 et 8 épisodes de distraction. C'est essentiellement pour écouter ou pour parler avec son interlocuteur que l'on s'autorise une moins grande attention sur une tâche. Les deux activités empruntant des modalités différentes (voies motrices pour manger, et auditives pour écouter), on peut facilement réaliser ces deux activités conjointement. Lorsque l'on doit parler en revanche, on interrompt le plus souvent son geste, il y a un conflit entre les deux séquences gestuelles.

Tableau IX : Effectif des événements simultanés

	Classe	distractive	distractive	distractive
Classe	Recodage	dis autre	dis MS	dis parle
manger	att four			
manger	pris four			
manger	trans four			1
manger	pris alim		1	11
manger	trans alim	2	1	8
manger	dep alim			
manger	ret four			3

Cet exemple que nous développons ici permet d'illustrer le fonctionnement de ce nouveau système qu'est le CAPTIV L-3000[®]. Il nous permet de séquencer un geste complexe, en plus petites séquences plus facilement analysables. Si le logiciel a d'abord été développé pour l'analyse de mouvements dans des conditions standardisées (mesure d'une activité), il s'avère que son utilisation est également possible au cours de la prise d'un repas dans le contexte plus habituel du sujet, pour étudier la participation. On peut alors comprendre comment les interactions sociales et l'environnement extérieur influencent le comportement du sujet. Ce sont ces premiers résultats que nous nous proposons d'approfondir dans notre d'étude.

4.3. RESULTATS

4.3.1. PREMIERE PARTIE : PRE-ETUDE. PRISE ALIMENTAIRE EN CONDITIONS CONTROLEES CHEZ SEPT VOLONTAIRES : ANALYSE DE L'ACTIVITE DE MANGER

La durée totale des prises des six morceaux est regroupée dans le tableau X (résultats complets des sujets dans l'annexe 1). La durée moyenne est de 26 secondes. Elle est assez variable en fonction des sujets (SD = 2,213 secondes). Comparée à la durée totale de l'enregistrement, c'est-à-dire au temps pendant lequel les sujets sont restés assis à table, la prise alimentaire effective est environ deux fois plus courte. Ce temps sans mouvement, du membre supérieur, comprend la mastication, la déglutition, et une période de repos plus ou moins longue, avant de prendre une nouvelle bouchée. Les sujets 3 et 4 ont des temps de prise alimentaire effective plus longs que les autres. La vitesse de prise alimentaire effective est une donnée personnelle. Si l'on compare le temps d'activité à la durée totale de l'enregistrement, pour les sujets 3 et 4, il apparaît une proportion de temps de repos également plus importante que pour les volontaires mangeant plus vite (respectivement 5/7 pour le 3, 2/3 du temps pour le 4 et 1/2 pour les autres sujets).

La durée de chaque prise alimentaire est en moyenne de 4,595 secondes (SD = 1,355 seconde). Elle ne dépend dans cette partie de notre étude, ni de l'environnement, ni des aliments, puisque tous les sujets sont enregistrés dans les

mêmes conditions (sans distraction) et mangent la même chose. Elle ne va dépendre que de la cinétique de chacune des phases. La durée de prise alimentaire est donc un paramètre à forte variation individuelle.

Tableau X : Durée totale de la prise de 6 morceaux de pomme (temps en secondes)

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6	Total	Durée enregist
Sujet 1	4,579	4,853	4,853	3,691	4,298	4,109	26,383	50,637
Sujet 2	4,092	5,289	3,384	3,303	3,355	4,073	23,496	55,938
Sujet 3	4,769	5,145	4,65	6,81	4,308	3,032	28,714	99,398
Sujet 4	4,002	5,128	3,611	5,209	5,284	5,108	28,342	87,874
Sujet 5	4,437	3,63	5,239	3,914	3,914	4,957	26,091	47,623
Sujet 6	4,168	3,178	3,573	4,349	5,266	4,035	24,569	52,766
Sujet 7	4,745	9,401	4,121	4,819	4,694	6,651	34,431	73,257
Moyenne	4,399	5,232	4,204	4,585	4,446	4,566		
Ecart Type	0,315	2,013	0,721	1,179	0,701	1,146		

L'analyse des durées moyennes, phase par phase est détaillée dans le tableau XI. Toutes les étapes qui sont comprises entre le déplacement du bras pour prendre la fourchette jusqu'au retour de celui-ci dans sa position de repos ne sont pas soumises à la même variabilité entre les sujets.

Tableau XI : Temps moyens de chacun des sujets pour chaque code de la prise alimentaire (temps en secondes)

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Sujet 7	Moy	Ecart type
Att four	0,998	0,617	1,064	0,736	0,969	0,862	0,807	0,865	0,158
Prise four	0,203	0,553	0,521	0,334	0,323	0,338	0,138	0,344	0,152
Trans four	1,005	0,633	1,06	1,146	0,884	1,010	0,787	0,932	0,176
Prise alim	0,75	0,803	0,777	0,594	0,873	0,560	0,902	0,751	0,130
Trans alim	0,935	1,318	0,941	1,082	0,966	1,253	2,818	1,330	0,673
Dépose	0,126	0,147	0,234	0,138	0,18	0,186	0,13	0,163	0,039
Retour	1,144	0,821	0,962	1,273	0,848	0,886	0,943	0,982	0,166

Le temps nécessaire pour attraper sa fourchette est d'environ 0,865 seconde. Les sujets débutent la prise alimentaire les deux mains à plat sur la table. Ils doivent ensuite aller chercher la fourchette située à côté de l'assiette. Il leur faut au cours de cette phase localiser la position de la cible, analyser son orientation et préparer la prise manuelle. Ce temps est assez peu variable entre les 7 témoins de 0,617 à 1,064 seconde (SD = 0,158 seconde).

Le temps de prise de la fourchette est également assez constant entre les sujets. Il est de l'ordre de 0,344 seconde (SD = 0,152 seconde). Il dépend du type de prise utilisé par chacun. On remarque avec la vidéo que certaines personnes réalisent plusieurs manipulations de la fourchette avant de la placer dans la bonne position. D'autres, au contraire, positionnent déjà les doigts en fonction de leur façon de tenir la fourchette. Le placement des doigts sur l'instrument, la position de la main au moment de la prise sont des managements très personnels dépendant notamment de l'éducation reçue, des habitudes prises lors de l'apprentissage...

Le temps de transport de la fourchette dure environ de 0,932 seconde (SD = 0,176 seconde). Il est également assez reproductible d'un sujet à l'autre. Il dépend

non seulement de la vitesse de réalisation du geste, mais aussi de la distance entre la fourchette et les aliments. Dans notre protocole, cette distance est identique pour chaque individu, de même que la disposition des aliments au centre de l'assiette. Ce temps varie aussi selon la position de repos du sujet entre les bouchées. Plus le sujet se reposera loin de son assiette, plus la distance qu'il devra parcourir lors de la prise suivante sera importante. Pour un même sujet les variations sont également peu importantes d'une prise alimentaire à l'autre.

Le temps de prise de l'aliment est assez reproductible entre les volontaires et est l'ordre de 0,751 seconde (SD = 0,130 seconde). Dans nos conditions standardisées, les morceaux sont prédécoupés, placés dans l'assiette de manière à pouvoir être piqués facilement avec la fourchette. Leur prise ne dépend donc plus de leur positionnement ou de leur qualité, elle est identique pour tous les sujets. Cette phase sert aussi de temps d'attente. Lorsque la mastication de la bouchée précédente n'est pas achevée, certaines personnes débutent tout de même une nouvelle prise alimentaire, mais ne commencent pas la phase de transport.

Le temps de transport de l'aliment est le temps le plus long. Il dure environ 1,130 seconde (SD = 0,673 seconde). Il est déterminé par plusieurs paramètres personnels : d'abord par la vitesse de réalisation du geste, mais aussi par la durée de la mastication. Le sujet doit finir sa bouchée précédente avant d'en prendre une autre. La phase de transport peut donc être, comme précédemment pour la phase de prise de l'aliment, une période d'attente. Le temps de transport est aussi fonction de la cinématique du mouvement. Une anté-flexion importante du tronc raccourcira la distance entre l'assiette et la bouche, alors que si le sujet reste avec le tronc bien droit, il aura un parcours plus long à accomplir avec la main. C'est un temps avec une forte sensibilité individuelle.

Les phases de prise de l'aliment et de transport peuvent donc servir de période d'attente. L'analyse isolée de chacune des prises alimentaires d'un sujet montre que ces étapes peuvent être plus ou moins longues. Les variations sont toutefois de faible amplitude car le plus souvent les volontaires attendent d'avoir fini leur bouchée avant d'en prendre une nouvelle. Les temps de repos, nous l'avons vu, sont au moins d'une durée égale au temps d'activité.

Le temps de dépose de l'aliment est très court, de l'ordre de 0,163 seconde (SD = 0,039 seconde). Il semble être peu dépendant de paramètres personnels, ou

des phases précédentes ou suivantes. Il est aussi très reproductible pour un même individu.

La phase de retour dure environ 0,982 seconde (SD = 0,166 seconde). Elle est, dans notre étude, assez constante, que ce soit dans les analyses inter ou intra-individuelles. Le plus souvent, les volontaires reposent leur bras près de l'assiette et ne le bougent plus jusqu'au prochain mouvement, elle est donc assez stéréotypée. Elle ne dépend pas non plus des phases qui la précèdent ou lui succèdent.

4.3.2. DEUXIEME PARTIE : ANALYSE DE CINQ VOLONTAIRES EN CONDITIONS LIBRES

4.3.2.1. ANALYSE DES DUREES

La durée totale de l'enregistrement du repas est de 39 minutes pour chacun des participants, puisque les cinq volontaires participent au même repas. Le temps de prise alimentaire effective est en moyenne de 10,24 minutes (tableau XII) dont 1 à 4 minutes (tableau XV) durant lesquelles l'attention sera divisée entre deux tâches (simultanéité entre la prise alimentaire et les activités intercurrentes). Le repas est donc un grand moment de distraction avec un peu de temps pendant lequel on mange (environ 1/3 du temps). Dans cette deuxième partie de notre protocole, la durée du repas ne dépend plus seulement de paramètres individuels, mais aussi des conditions environnementales dans lesquelles il est pris, et des interactions entre les sujets.

Tableau XII : Durée effective de la prise alimentaire pour les cinq volontaires (temps en minutes)

Durée effective	
Sujet 1	11,04
Sujet 2	12,13
Sujet 3	7,58
Sujet 4	12,27
Sujet 5	7,18
moyenne	10,24
Ecart-Type	2,73

La durée de la prise d'une bouchée est très variable, entre 5 et 15 secondes. Elle est bien plus importante que celle retrouvée dans notre pré-étude, dans les conditions contrôlées. Le tableau XIII reproduit la durée moyenne de chaque phase du repas pour chacun des sujets. Le tableau XIV s'affranchit des différences interindividuelles pour analyser comment le type d'aliment influence le déroulement du geste (les résultats détaillés des 5 volontaires sont reproduits en annexe 2).

Tableau XIII : Temps moyens de chacun des sujets et pour chaque code de la prise alimentaire (temps en secondes)

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Moy	SD
dis autre	-	2,943	1,926	7,168	0,96	3,249	2,735
dis MS	0,78	6,34	-	2,546	3,094	3,190	2,321
dis parle	3,727	0,972	2,933	3,366	3,45	2,890	1,109
att four	0,521	0,522	0,589	0,437	0,395	0,493	0,069
pris four	0,384	0,481	0,463	0,349	0,314	0,398	0,105
trans four	0,749	0,948	0,511	0,557	0,528	0,659	0,189
pris alim	1,857	2,337	1,886	3,338	3,132	2,510	0,703
trans alim	1,48	2,45	1,63	1,425	1,25	1,647	0,650
dep alim	0,317	0,449	0,42	0,473	0,26	0,384	0,074
ret four	0,905	0,807	0,835	0,811	0,878	0,847	0,572
stop	4,491	4,389	4,587	4,68	4,684	4,566	0,772

Tableau XIV : Temps moyens (en secondes) pour chaque phase en fonction de l'aliment

	ATT FOUR	PRISE FOUR	TRANS FOUR	PRISE ALIM	TRANS ALIM	DEP ALIM	RET FOUR
TARTE	0,541	0,479	0,735	2,583	1,909	0,261	0,872
VIANDE	0,457	0,505	0,807	3,195	1,296	0,288	0,852
YAOURT	0,481	0,21	0,433	1,751	1,736	0,601	0,818
MOYENNE	0,493	0,398	0,659	2,510	1,647	0,384	0,847
SD	0,043	0,159	0,198	0,725	0,316	0,189	0,027

Le temps pour attraper la fourchette est de l'ordre de 0,493 seconde. Il est assez peu variable en fonction des sujets (SD = 0,069 seconde). Il est plus court que dans l'analyse en conditions contrôlées (0,865 seconde). Il est identique quel que soit le plat qui est servi (SD = 0,043 seconde).

Le temps de la prise de la fourchette dure environ 0,398 seconde (SD = 0,105 seconde). Lui aussi varie peu selon les personnes. On note qu'il est le même que dans les conditions standardisées. C'est une phase qui ne dépend que de la façon dont chacun tient sa fourchette. Elle est indépendante de l'aliment ou des conditions environnementales.

La phase de transport de la fourchette est soumise à une variation interindividuelle comme nous l'avons déjà démontré dans la première partie. Elle dépend de la position de repos du sujet entre deux bouchées. Certaines personnes maintiennent la fourchette à proximité de l'assiette, prêtes à prendre un nouveau morceau. On mesure chez elles des temps de transport de la fourchette très courts. Au contraire chez d'autres, la position de la fourchette est plus éloignée de l'assiette, le temps de transport sera alors plus long. Il est chronométré entre 0,501 et 1,407 seconde, soit en moyenne 0,659 seconde (SD = 0,189 seconde). La différence entre les plats est cette fois légèrement plus importante (SD = 0,198 seconde). C'est pour la prise du yaourt qu'elle est la plus courte. La vidéo nous montre en effet que les sujets tiennent leur cuillère beaucoup plus proche de l'aliment durant la phase de

repos, qu'ils ne le font pour les autres plats. Cette phase est plus rapide dans les conditions libres que dans les conditions standardisées.

Le temps de la prise de l'aliment est le temps le plus long de notre étude (2,510 secondes ; SD = 0,703 seconde). C'est aussi le plus variable entre les sujets. La durée de cette phase est modulée par plusieurs paramètres. Elle dépend d'abord de l'aliment, de sa consistance dure, pâteuse, ou solide, de sa taille, s'il doit être découpé en morceaux et de la facilité que l'on aura à le couper. La variabilité entre les plats est donc importante (SD = 0,725 seconde). La localisation dans l'assiette du morceau que l'on décide de prendre, influence aussi la durée de cette phase. S'il est en périphérie, il est souvent rapproché du centre avant d'être saisi. Il va ensuite être retourné pour que son orientation permette de le piquer sur son côté jugé le plus adéquat. Enfin cette phase de prise de l'aliment ne va se terminer que lorsqu'on a la certitude de la stabilité de l'aliment sur la fourchette, et que la bouchée n'est pas trop volumineuse. On ne débute pas le transport si l'on sait qu'il ne sera pas réalisable, ou si la dépose dans la bouche sera périlleuse. Le temps de prise est donc très dépendant de la qualité de l'aliment, de sa taille, de la facilité que l'on a à le découper, de sa consistance et de sa disposition. On note qu'il est plus court pour le yaourt et la tarte que pour la viande.

Cette phase est plus longue que dans la première partie du protocole, où les aliments étaient bien préparés, placés au centre de l'assiette, et aisément piqués par la fourchette.

Cette phase est aussi une période d'attente. Certaines personnes, après avoir déposé une bouchée, en débutent une autre immédiatement. Elles doivent donc attendre de finir la précédente avant de déposer la nouvelle prise. Elles profitent alors de cette phase pour préparer déjà le placement des prises à venir en remplaçant correctement les morceaux dans l'assiette, en les retournant, etc... D'autres au contraire se servent de la phase de transport de l'aliment ou d'un temps de repos sans mouvement après le retour de la fourchette pour finir leur bouchée avant d'en débiter une nouvelle. C'est donc une étape qui va avoir une forte variabilité individuelle.

Le temps de transport de l'aliment est également l'un des temps les plus longs de la prise alimentaire : 1,647 seconde. Il est très variable d'un sujet à l'autre (SD = 0,650 seconde). Cette phase est aussi une période d'attente possible entre

deux bouchées, comme nous l'avons vu précédemment. Les sujets peuvent patienter au tout début de la phase de transport, la fourchette reste alors légèrement au-dessus de l'assiette le temps que la mastication soit terminée et que l'on puisse déposer une nouvelle bouchée. L'attente peut aussi se faire en fin de transport, la fourchette chargée reste alors devant la bouche quelques secondes.

Le temps de dépose de l'aliment est le temps le plus court (0,384 seconde ; SD = 0,074 seconde), et probablement, l'un des plus difficile à mesurer. Il est assez reproductible entre les individus pour un même aliment. Il est en revanche influencé par la nature de l'aliment : tarte et viande ont des durées similaires de l'ordre de 0,260 seconde, alors que le yaourt se distingue par un temps de dépose supérieur (0,601 seconde). La cuillère est laissée plus longtemps en bouche que lorsque la dépose est effectuée avec la fourchette.

Dans les conditions contrôlées, cette phase apparaît encore plus courte (0,166 seconde).

La phase de retour de la fourchette dure environ 0,847 seconde (SD = 0,293 seconde). Elle est indépendante de la nature des aliments (SD = 0,027 seconde). Elle est moins longue que dans notre pré-étude mais aussi plus difficile à coder. Une fois la prise alimentaire terminée, les sujets enchaînent un autre geste, comme passer un plat ou accompagner leur discours avec des mouvements de la main. La fin de la phase de retour n'est donc pas aussi clairement définie que dans les conditions standardisées. Nous avons décidé de coder la fin du mouvement lorsqu'il apparaissait franchement que le sujet réalisait un autre geste.

4.3.2.2. ANALYSE DE LA PARTICIPATION

Le système CAPTIV L-3000[®] nous permet de connaître quelles sont les phases de la prise alimentaire qui vont être le plus souvent perturbées. La présence d'une seconde activité intercurrente vient altérer la participation du sujet à l'activité première qu'il est en train de réaliser.

Nous avons déjà relevé que la durée d'un repas est trois fois plus longue que la durée de la prise alimentaire effective. Beaucoup d'activités perturbatrices viennent interrompre cette dernière. Il est nécessaire de pouvoir orienter notre attention sur les stimuli pertinents qui nous parviennent, notamment des autres personnes, mais sans nous soustraire à l'activité principale qu'est l'alimentation. Nous devons parfois partager notre attention entre plusieurs actions, et pouvoir la diriger vers une seule lorsque celle-ci demandera plus de participation de notre part.

Le tableau XV montre la grande disparité des durées de perturbations entre les sujets et entre les différents aliments. Chaque prise alimentaire va pouvoir être perturbée jusqu'à 10 secondes. Les activités intercurrentes peuvent entraîner une interruption du mouvement comprise entre 2 et 4 secondes. La prise alimentaire nécessite donc d'être très automatisée pour pouvoir se dérouler en attention divisée compte tenu du grand nombre de distracteurs possibles.

Tableau XV : Temps moyens des codes de distraction et d'interruption de mouvement (stop) de chacun des sujets et pour chaque plat (temps en secondes). Les colonnes « distract. total » et « stop total » correspondent à la durée totale (en secondes) de la distraction et des interruptions du mouvement.

	DISTRACT. AUTRE	DISTRACT. PARLER	DISTRACT. MS	DISTRACT. TOTAL	STOP	STOP TOTAL
SUJET 1	—	3,727	0,78	118,185	4,491	98,313
SUJET 2	2,943	0,973	6,34	211,813	4,389	107,185
SUJET 3	1,926	—	2,934	36,741	4,587	32,292
SUJET 4	7,169	3,366	2,546	170,122	4,680	152,558
SUJET 5	0,961	3,45	3,094	51,724	4,684	33,583
TARTE	2,436	1,224	3,131	85,195	2,793	49,661
VIANDE	4,404	2,901	2,368	411,177	3,746	293,176
YAOURT	1,583	4,545	8,903	92,213	7,159	81,094

L'analyse des simultanités regroupées dans le tableau XVI permet de connaître au cours de quelles phases de l'alimentation surviennent ces activités perturbatrices (ou distractions). Nous avons recensé 68 distractions lors de l'analyse des 5 sujets volontaires. La majorité d'entre elles (54/67) est liée à des discussions avec les autres personnes, soit pour parler, soit pour écouter. 4 sont dues à des mouvements du membre supérieur tenant la fourchette (les sujets se grattent, se recoiffent,...). Enfin 10 concernent des gestes effectués avec l'autre membre supérieur (passer un plat, se servir d'un condiment, ...) ou l'irruption d'un stimulus qui détourne l'attention. L'ensemble de ces 67 activités perturbatrices a entraîné 59 fois l'interruption du mouvement.

Tableau XVI : Effectif des simultanités entre les activités intercurrentes (distractions) et les différentes phases de l'activité première (la prise alimentaire). La colonne stop montre le nombre de fois où la distraction interrompt le geste.

Classe	Recodage	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	total	stop
distraction	dis autre	1		1		4		3	9	7
distraction	dis MS			1	1	1		1	4	4
distraction	dis parle			4	23	20		7	54	48
	total	1	0	6	24	25	0	11	67	59

La répartition des distractions en fonction de la phase de la prise alimentaire montre que trois mouvements sont principalement perturbés par une seconde activité : la prise de l'aliment, le transport de l'aliment, et le retour de la fourchette, avec respectivement 24, 25 et 11 distractions. Il semble que les autres phases, une fois déclenchées, sont moins susceptibles d'être perturbées.

Évidemment tous les événements qui vont impliquer le membre supérieur qui tient la fourchette interrompent le mouvement en cours (4 fois sur 4). Les événements inattendus ou les gestes effectués par le membre supérieur controlatéral entraînent souvent un arrêt du mouvement (7 fois sur 9).

La vidéo apporte un autre type d'informations plus subjectif. Lors de la prise de l'aliment, il semble exister deux phases. Une première où les sujets préparent l'aliment qu'ils vont transporter. Si le sujet doit réaliser une deuxième activité à ce moment, celle-ci va entraîner souvent l'interruption du mouvement initial. À la fin de la distraction, soit la prise de l'aliment est recommencée, soit le sujet transporte ce qu'il avait déjà préparé. L'activité intercurrente met fin à la phase de prise de l'aliment. Au cours de la deuxième période, quand l'aliment va être placé sur la fourchette, le sujet ne se laisse plus distraire, il poursuit sa prise de l'aliment et répondra aux sollicitations de son entourage, si besoin, à la fin de la prise et avant le transport.

L'analyse des transitions, définies comme le passage d'une phase à l'autre, permet de savoir quelles vont être les phases qui sont interrompues lorsqu'apparaît une deuxième activité (tableau XVII). Nous avons analysé 231 prises alimentaires, réparties sur nos 5 volontaires. 49 des 59 stops recensés font suite soit à la prise de l'aliment (24 interruptions), soit au transport de l'aliment (25 interruptions). Toutes les distractions qui surviennent au cours de ces phases interrompent le geste.

Après une interruption, le mouvement reprend là où il avait été arrêté. Il n'y a que pour la prise de l'aliment que l'activité intercurrente peut mettre fin prématurément à cette phase, en déclenchant le transport de l'aliment.

Tableau XVII : Effectif des transitions entre les différentes phases de la prise alimentaire et entre celles-ci et les distractions sur l'ensemble des volontaires

CODE SUIVANT	CODE PRECEDENT								
	Recodage	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
	dis autre	1	0	1	0	4	0	3	7
	dis MS	0	0	1	1	1	0	1	4
	dis parle	0	0	4	23	20	0	7	48
	att four	0	0	0	0	0	0	0	1
	pris four	24	0	0	0	0	0	0	0
	trans four	0	24	0	0	0	0	27	4
	pris alim	0	0	231	0	0	0	0	6
	trans alim	0	0	0	213	0	0	0	43
	dep alim	0	0	0	0	231	0	0	0
	ret four	0	0	0	0	0	231	0	5
	stop	1	0	4	24	25	0	5	0

Lorsqu'on regarde le déroulement du repas et les interactions entre les participants, on remarque que la participation de chacun est variable. Certains sujets vont effectuer un nombre important d'activités intercurrentes pendant toute la durée du repas, alors que d'autres n'en auront que très peu, seulement lorsque les autres convives les solliciteront. Il semble apparaître une hiérarchie sociale. Les sept

volontaires ont été enregistrés au cours d'un repas de famille : les membres du noyau familial occupent le temps de parole le plus important (sujets 1, 2 et 4), en comparaison à celui de leur conjoint (figures 5 et 6). Le sujet 4 a été distrait au cours de ce repas 58 fois pour parler ou pour écouter un autre convive. À l'inverse le sujet 3 n'a détourné son attention de la prise alimentaire que 9 fois pour discuter.

Le temps de prise effective (somme du temps de toutes les phases) reflète également cette observation (tableau XII). Le sujet 4 met deux fois plus de temps pour manger que le sujet 3.

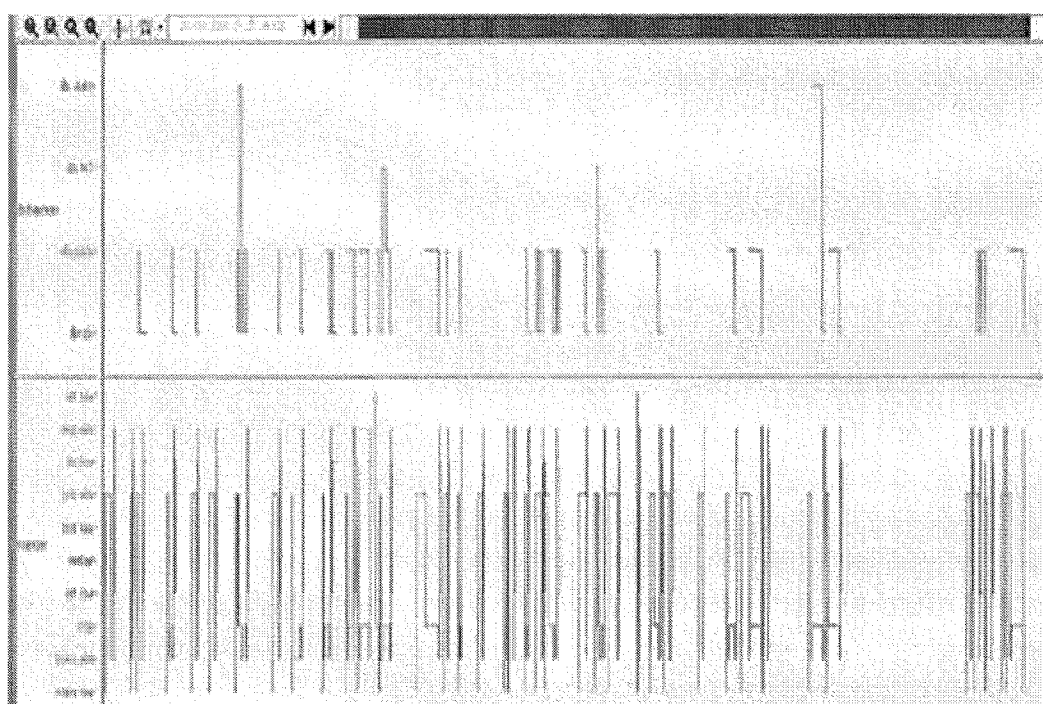


Figure 5 : Sujet 4. On remarque le grand nombre de distractions (en haut) présentes au cours de ce repas. La partie basse de la figure représente les différentes prises alimentaires

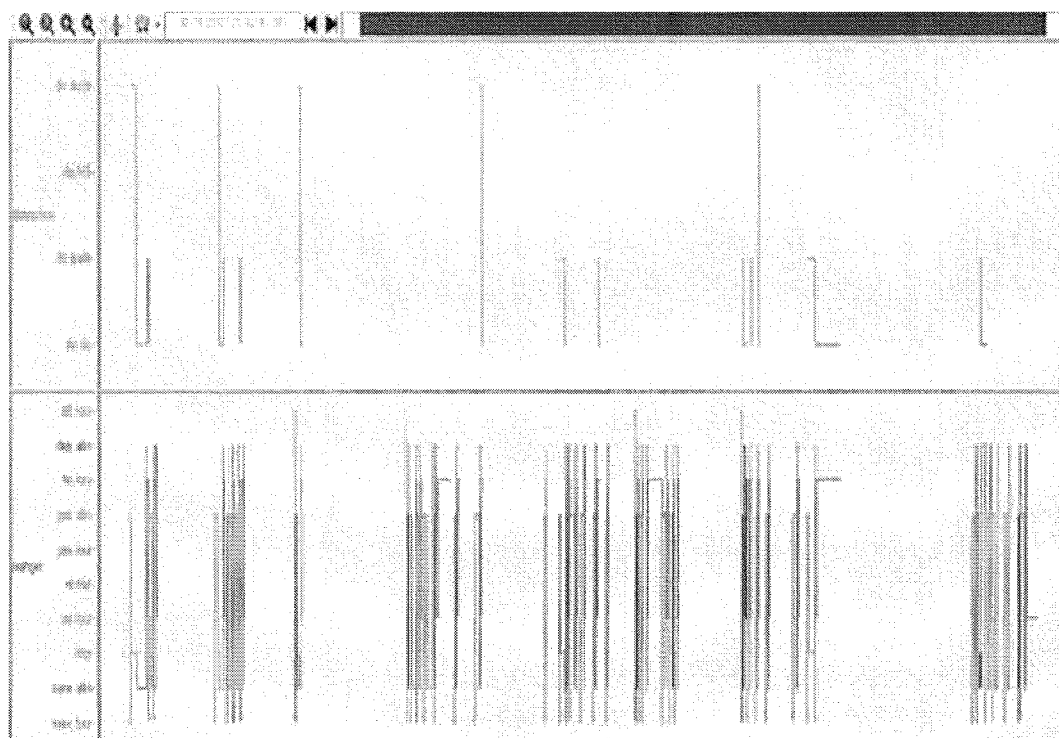


Figure 6 : Sujet 3. On retrouve ici un nombre moins important de distractions au cours du même repas

4.3.3. TROISIEME PARTIE : ANALYSE EN CONDITIONS CONTROLEES DES CINQ SUJETS DE LA 2^{EME} PHASE DU PROTOCOLE

Les cinq volontaires de notre deuxième partie d'étude sont, cette fois, étudiés dans les mêmes conditions que lors de notre pré-étude. Le court délai entre l'analyse en conditions libres, et cet enregistrement permet d'atténuer les modifications de comportement qui pourraient perturber les résultats.

Les résultats sont regroupés dans le tableau XVIII (résultats détaillés dans l'annexe 3). Ils sont voisins de ceux retrouvés dans la pré-étude. Les conditions d'enregistrement sont strictement identiques. On ne retrouve aucune distraction. Cette troisième partie a essentiellement pour objectif de valider les résultats obtenus dans notre pré-étude, et donc de tester la fiabilité du système de mesure par le logiciel CAPTIV L-3000®.

Tableau XVIII : Durées moyennes des différentes phases pour chacun des individus
(temps en secondes)

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Moy	Ecart-type
Att four	0,701	0,685	0,736	0,943	0,873	0,787	0,11
Prise four	0,446	0,567	0,238	0,305	0,378	0,386	0,127
Trans four	1,013	0,855	0,697	0,961	0,798	0,864	0,126
Prise alim	0,44	0,715	0,917	0,531	0,926	0,705	0,220
Trans alim	0,828	1,152	0,721	2,048	1,101	1,17	0,523
Dépose	0,161	0,31	0,323	0,224	0,26	0,255	0,066
Retour	0,967	0,664	0,898	0,991	0,95	0,894	0,133

5 - DISCUSSION

Notre étude a pour objectif d'illustrer comment la mesure d'une activité gestuelle aux membres supérieurs doit tenir compte autant de la cinématique du geste, que de la participation du sujet c'est-à-dire de l'environnement dans lequel il évolue, et des interactions avec les autres participants. Nous avons cherché à mettre en évidence comment la participation interagit avec l'activité sur une tâche essentielle : la prise alimentaire.

La population étudiée n'est pas très importante, et la significativité des résultats est donc discutable. Ils constituent une première base qu'il faudra par la suite critiquer et compléter. Nous avons pu les confronter avec une seule publication, celle de John van der Kamp [50] qui a effectué une étude de la prise alimentaire en conditions contrôlées. Aucune publication à notre connaissance n'a étudié la prise alimentaire dans un environnement libre. Nous tenterons d'apporter un début d'explication aux valeurs retrouvées dans les deux contextes de notre protocole.

5.1. ANALYSE DES DURÉES

5.1.1. ATTRAPER LA FOURCHETTE

Les durées de cette phase diffèrent entre les conditions libres et les conditions standardisées. Le temps mis pour attraper sa fourchette est plus long lorsque la prise alimentaire est faite dans un environnement contrôlé, comparé au temps mis par les sujets dans des conditions libres. Cependant dans les conditions standardisées, les volontaires partent d'une position bien définie, les deux mains posées à plat sur la table. Il leur faut localiser et analyser la position de la fourchette. Dans la prise alimentaire en conditions réelles, c'est le plus souvent le sujet qui a lui-même placé sa fourchette, il connaît et a encore en mémoire, sa position exacte et son orientation. Il peut l'attraper sans même la regarder, et libérer son attention de cette phase. C'est peut-être une des explications à cette durée inférieure.

5.1.2. PRISE DE LA FOURCHETTE

Ce temps est identique quelles que soient les conditions d'enregistrement, environ 0,3 seconde. Cette phase est cependant difficile à coder car elle se termine souvent alors que le transport de la fourchette a déjà commencé. Nous avons décidé de l'arrêter lorsque la prise de la fourchette était stabilisée. La brièveté de cette phase est aussi un biais possible dans la mesure. La lecture de l'enregistrement peut se faire à une vitesse de 0,2 fois la vitesse réelle. 1 seconde de lecture correspond alors à 0,2 seconde d'enregistrement. La finesse de notre analyse doit être aux environs de 0,1 seconde. Elle nous permet d'analyser des phases très courtes comme celle-ci.

5.1.3. TRANSPORT DE LA FOURCHETTE

La durée de cette phase dépend essentiellement de la position de repos des mains du sujet entre les bouchées, mains qui se trouvent plus ou moins loin de l'assiette. Dans les conditions standardisées, le plus souvent, les sujets replacent leurs mains dans la position de départ. Au contraire, au cours du repas libre, les volontaires préparent déjà la prochaine bouchée et la fourchette est souvent maintenue très proche de l'assiette.

5.1.4. PRISE DE L'ALIMENT

Il existe dans notre étude une grande variabilité intra et inter-individuelle, quelles que soient les conditions d'enregistrement. La durée de cette phase dépend à la fois de la qualité de l'aliment (elle est plus courte pour le yaourt que pour la viande qui doit être découpée), de sa position dans l'assiette, de la nécessité de l'installer correctement sur la fourchette. On ne débutera le transport que lorsqu'on aura la certitude que celui-ci pourra être conduit sans risque de chute. Mais elle varie également entre chaque prise d'un même sujet, selon la facilité avec laquelle il place l'aliment sur sa fourchette, la taille des bouchées qu'il s'autorise... Cette phase est également une période d'attente possible entre deux bouchées.

La somme des durées du transport de la fourchette et de la prise de l'aliment dans les conditions contrôlées (1,683 seconde en moyenne) est quasi similaire au « time for reach-to-plate and fill » de John van der Kamp (1,514 seconde réalisée dans des conditions proches) [50]. Il n'y a plus aucune similitude si l'on utilise les valeurs en conditions libres (3,168 secondes).

5.1.5. TRANSPORT DE L'ALIMENT

Cette période est également une durée d'attente possible entre deux prises. Elle est donc aussi soumise à une grande variabilité inter individuelle. Cela masque certainement des différences que l'on aurait pu retrouver entre les aliments. Dans son article John van der Kamp [50] retrouve bien une différence entre les aliments liquides et les solides. Le temps pour amener l'aliment à la bouche « time for reach-to-mouth » est plus long quand un surcroît d'attention est nécessaire. Dans notre analyse, les durées de cette phase de transport de l'aliment sont plus longues. Mais elle intègre la durée d'attente entre deux bouchées alors que dans le protocole de John van der Kamp les sujets recommencent à chaque fois la prise du début, posant à chaque fois les deux mains à plat sur la table entre chaque bouchée. L'attente est donc effectuée entre deux cycles de prise. En conditions libres, les temps sont encore plus longs. Cette phase est comme celle de la prise de l'aliment, un moment de distraction où le mouvement peut être interrompu à tout moment.

5.1.6. DÉPOSE DE L'ALIMENT

Le temps de dépose de l'aliment est un temps très court de 0,3 seconde. Il semble peu dépendant des individus, mais on trouve en revanche une différence entre les plats. Le yaourt est déposé plus longuement que les deux autres aliments, comme si les individus dégustaient plus le dessert. Il se peut aussi que ce soit simplement dû à la consistance semi-liquide des aliments ou à la cuillère qu'il faut bien vider avant de la retirer, alors que l'on n'a qu'à déposer entre les dents les aliments solides amenés avec la fourchette. On voit les sujets retourner la cuillère dans leur bouche ce qu'ils ne font jamais avec la fourchette.

5.1.7. RETOUR DE LA FOURCHETTE

Le temps de retour ne dépend plus de l'aliment. Il varie également peu entre les conditions d'analyse. Il semble plus court dans des conditions libres, mais il est alors plus difficile à coder, les volontaires enchaînant souvent la fin du retour avec un autre geste.

L'analyse de la durée de chaque phase montre bien l'effet des conditions environnementales sur le déroulement d'une activité. Le type d'aliment, ainsi que des paramètres individuels (comme les moments de repos entre les bouchés) sont aussi des variables qu'il faudra intégrer dans les analyses d'un geste. Certaines phases sont moins influencées par le milieu (prise de la fourchette, dépose, retour de la fourchette). D'autres sont surtout dépendantes de l'aliment (prise, transport et dépose de l'aliment).

5.2. ANALYSE DE LA PARTICIPATION

5.2.1. ACTIVITE ET PARTICIPATION

La Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIF) propose de décrire les composantes de la santé selon deux modalités. La première en prenant comme perspective l'organisme, c'est-à-dire la personne en tant qu'individu, elle s'intéresse alors aux structures anatomiques et aux fonctions organiques. La deuxième considère la personne en tant qu'être social, la CIF définit les notions d'activité et de participation.

L'activité est la séquence gestuelle qui conduit à la réalisation de la tâche. La CIF distingue neuf champs d'activité [1] :

- Apprentissage et application des connaissances
- Tâches et exigences générales
- Communication
- Mobilité
- Entretien personnel
- Vie domestique

- Relations et interactions avec autrui
- Grands domaines de la vie
- Vie communautaire, sociale et civique.

La participation est la réalisation de ces activités dans une situation de vie réelle, elle comprend l'implication du sujet à cette réalisation. Activité et participation sont donc intimement liées et souvent difficiles à distinguer. Elles sont de plus modulées par l'environnement et les facteurs personnels. Notre travail tente d'apporter une illustration de ces liens intimes entre activité et participation.

Pour qualifier ainsi l'activité d'une personne, la CIF [1] propose les termes de capacité et de performance. La capacité est l'aptitude d'une personne à effectuer une tâche. Il faudrait pour l'évaluer dans sa totalité, disposer d'un environnement neutre « normalisé ». L'activité pourrait alors être corrigée de l'effet de l'environnement. C'est ce que nous avons tenté de mettre en place dans notre première partie. Il ne persiste de l'effet de l'environnement que les caractéristiques intrinsèques des aliments proposés.

La participation est la réalisation de cette activité dans l'environnement habituel du patient. Le deuxième contexte de notre protocole rend compte de cette définition, il va montrer l'implication du sujet dans sa tâche. Nous venons de voir que l'environnement réel et les interactions sociales modifient les durées des différentes phases de la prise alimentaire, ils viennent également perturber l'activité première en apportant des activités secondaires intercurrentes.

5.2.2. ANALYSE DES INTERACTIONS ENTRE LES INDIVIDUS

En participant à ce repas de famille, les volontaires de notre population principale ont été confrontés à plusieurs activités simultanées. S'ils devaient d'abord manger (code D550 des activités de la CIF), ils ont été sollicités pour d'autres activités comme communiquer (3^{ème} champ des activités de la CIF), ou passer des plats, se servir des condiments... Les personnes vont interagir entre elles, mais pas toutes de la même manière.

Nous avons relevé que certains volontaires sont perturbés par une deuxième activité un grand nombre de fois, d'autres au contraire sont peu sollicités. Cette

différence témoigne du statut social de la personne dans le groupe et de son implication, non plus dans l'activité première qu'est la prise alimentaire, mais dans les autres activités intercurrentes et notamment la communication. Il semble exister une sorte de hiérarchie sociale dans le groupe, puisque les sujets ayant le temps de parole le plus long sont des membres proches des autres convives. Les autres ne sont que des invités extrafamiliaux.

Chez les sujets les plus perturbés, la participation à l'activité de prise alimentaire est donc nettement diminuée et la performance plus faible puisque le temps de prise alimentaire va être allongé. Mais leur participation à l'activité de communication est au contraire accrue.

5.2.3. ANALYSE DES ACTIVITES INTERCURRENTES

Pour appréhender l'effet de la participation sur l'activité, nous proposons de décrire les caractéristiques des activités intercurrentes. En effet nous avons déjà vu que les durées de chaque phase de la prise alimentaire sont modifiées, notamment du fait d'un environnement différent entre les deux contextes de notre protocole. Une analyse par soustraction entre ces deux contextes éclaire les effets de la participation sur l'activité.

Les interactions entre les personnes vont influencer sur la participation. En procédant ici encore à une analyse par soustraction entre une activité distraite et une non distraite par des activités intercurrentes, nous caractérisons l'effet de la participation (figure 7).

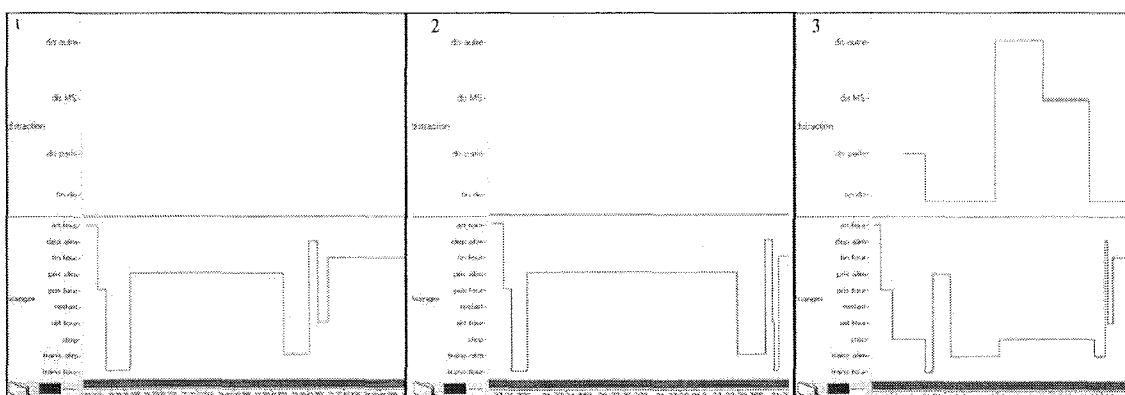


Figure 7: Activité et participation d'une prise alimentaire. (1) Activité dans des conditions contrôlées. (2) et (3) Participation. On remarque l'allongement de certaines phases entre l'activité dans un environnement neutre (1), et un environnement réel (2). La participation modifie aussi l'activité par les interactions entre les personnes et la présence d'activités perturbatrices (3)

Le logiciel CAPTIV L-3000® nous permet d'analyser ces activités intercurrentes, leur fréquence, le moment où elles surviennent et comment elles vont perturber les différentes phases de la prise alimentaire.

Certaines phases de la prise alimentaire ne sont que très rarement perturbées, et quasiment jamais interrompues (transport de la fourchette, prise de la fourchette, dépose de l'aliment). Comme si une fois que le sujet déclenche l'exécution du mouvement, celui-ci est réalisé dans son intégralité, sans qu'il soit possible de l'interrompre.

Inversement trois phases regroupent le plus grand nombre de distractions : la prise et le transport de l'aliment, ainsi que le retour de la fourchette. Au cours de ces phases, l'attention du sujet redevient accessible à un distracteur. Comme s'il y avait une temporisation dans la prise alimentaire. On est attentif à l'environnement (et donc perturbable) avant de commencer un nouveau cycle. Pendant la prise et le transport de la fourchette, notre attention n'est plus disponible pour les stimuli extérieurs. Nous le redevenons, lors de sa prise et du transport de l'aliment, avant de le mettre dans la bouche. La mastication qui suit la dépose ne nous permettra pas de répondre à nos interlocuteurs. Après cette phase de dépose notre attention peut à nouveau être détournée de la prise alimentaire.

Au cours de la prise de l'aliment et de son transport, une activité intercurrente peut venir interrompre le mouvement. Ces deux phases requièrent une attention particulière de la part du sujet. La première pour assurer la préparation et l'installation correcte de l'aliment sur la fourchette, la deuxième pour contrôler le périlleux transport jusqu'à la bouche. Notre attention ne pourra que rarement être divisée entre deux activités, et il nous est alors plus simple de mettre fin à la tâche de prise alimentaire pour répondre aux sollicitations extérieures. Lors de la prise de l'aliment, l'analyse vidéographique semble faire apparaître deux périodes. Après une première phase où le sujet se laisse facilement distraire, celui-ci semble attentif à la préparation de sa fourchette et ne va plus détourner son attention vers un autre stimulus. Il pourra marquer une pause avant de débiter le transport si besoin. Le transport, lui, est quasiment toujours interrompu si un distracteur le perturbe.

5.2.4. ATTENTION DIVISÉE ET ATTENTION DIRIGÉE

Les troubles de l'attention ont été recensés dans la Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé [1]. L'attention est une fonction mentale spécifique qui permet au sujet de se concentrer sur un stimulus externe ou une expérience interne pendant une période donnée. Elle est subdivisée, dans cette classification, en quatre grandes fonctions :

- Celles de maintien de l'attention, qui produisent la concentration nécessaire pendant une période requise pour gérer une information.
- Les fonctions de déplacement de l'attention, elles permettent de changer de stimuli afin d'acquérir de nouvelles informations.
- Les fonctions de division de l'attention qui vont permettre le traitement de plusieurs stimuli simultanément.
- Et enfin le partage de l'attention, où deux personnes se concentrent sur un stimulus en même temps.

Parmi tous les stimuli que reçoivent les récepteurs sensoriels, des systèmes de motivation et d'attention sélectionnent celui qui paraît le plus pertinent en vue de son traitement, et au détriment des autres. C'est la focalisation ou attention sélective ou dirigée. Des voies neuronales relient les centres de l'attention et les zones

prémotrices et motrices au niveau cérébral. Une association étroite entre attention et préparation motrice est nécessaire pour obtenir la meilleure performance motrice [102]. L'attention est donc requise quel que soit le type d'activité dans laquelle s'engage le sujet. Un patient présentant des lésions neurologiques dans ses aires fonctionnelles de gestion et de contrôle de l'attention nécessitera un effort accru de concentration pour contrôler son action, ou encore verra ses performances varier en fonction de l'attention qu'il met à réaliser sa tâche.

Parmi les activités quotidiennes, certaines nécessitent une attention soutenue de la part du sujet (comme le travail intellectuel, un travail manuel à réaliser avec minutie dans une contrainte temporelle, ou encore la conduite dans un flux dense de circulation...). L'individu doit maintenir un niveau d'efficacité adéquat et stable au cours de l'activité. Le traitement de l'information est toujours conscient. Cet état est coûteux en énergie. Le sujet peut parfois être dépassé par le flux d'informations ce qui risque d'entraîner l'arrêt de l'activité en cours. Cet état de l'attention peut être évalué par plusieurs épreuves (PASSAT, test de « d2 », test go/no go,...).

D'autres tâches au contraire, sont plus automatiques, souvent plus rapides et peu adaptatives. Elles peuvent alors se soustraire au contrôle attentionnel. On peut alors réaliser plusieurs activités simultanément. On parle d'attention partagée ou divisée. On peut citer par exemple : lors du suivi d'une conversation avec de nombreux intervenants, on est capable de répondre à chacun de manière adéquate, même si plusieurs personnes parlent en même temps ; de même quand on écrit en téléphonant, ou encore lorsqu'on parle en mangeant. En fait ces tâches sont beaucoup plus fréquentes que celles réalisées en attention dirigée.

Les capacités d'attention divisée sont testées par des épreuves où le sujet doit traiter simultanément deux informations. L'attention divisée influe différemment sur les tâches que nous réalisons [103]. Elle tend à en diminuer la performance qui dépendra du degré d'automatisation de chacune d'elles, et des interférences qu'elles entretiennent. Plus deux tâches solliciteront les mêmes canaux sensoriels, et les mêmes structures de traitement du signal, plus elles se perturberont l'une l'autre [104, 105]. Mais les performances sont également diminuées lorsqu'il s'agit de

coupler une tâche quasi automatique comme la marche avec le simple fait de parler [106, 107]. Dans une étude Chen [108] demande à un sujet d'enjamber un obstacle virtuel (ligne projetée au sol), tout en répondant verbalement en même temps lorsque apparaissent des stimulations visuelles (lumières rouge, jaune ou verte). Il apparaît que l'attention portée à l'apparition des signaux lumineux altère considérablement les capacités d'enjamber un obstacle et ce d'autant plus que le sujet est âgé. Le taux d'obstacles évités chez les sujets jeunes diminue de 20% et de 35% chez les sujets âgés. Chez les patients traumatisés crâniens même modérés, lorsque la marche demande un effort d'attention, en raison de l'instabilité du terrain, ou s'ils doivent marcher sur des cibles, elle devient beaucoup plus lente et précautionneuse que chez le sujet sain. Elle se fait à petits pas, les mouvements du centre de gravité sont plus amples et il existe un risque de chute accru [109].

D'autres études ont été réalisées au niveau du membre supérieur. Casteillo [110] avec le système ELITE d'analyse tridimensionnelle du mouvement remarque que les mouvements sont peu perturbés par la présence d'un autre objet (distracteur) à côté de la cible, tant que le sujet n'a pas à focaliser son attention sur ce second objet. Kritikos [111] a cependant montré qu'un petit objet posé à proximité de la cible ralentit le geste de préhension, alors qu'un objet volumineux a peu d'effet. En revanche, si la consigne est, en plus de manger, de compter combien de fois le distracteur est éclairé, alors les mouvements sont ralentis, avec des pics d'accélération moins élevés [112, 113].

L'imagerie fonctionnelle a permis de localiser dans le cortex préfrontal, le support neurologique de l'attention. Johnson [114] a montré que les neurones du cortex préfrontal étaient actifs essentiellement pendant la phase attentionnelle (lorsqu'on attend le stimulus) et deviennent silencieux lors de la préparation du geste. C'est l'inverse dans le cortex prémoteur qui est silencieux pendant la phase d'attention et s'active pour préparer le geste. Le cortex préfrontal (et surtout les zones dorso-latérales) est activé dans les épreuves d'attention divisée, afin de supporter l'excès d'attention nécessaire au traitement de deux tâches. Il joue aussi un rôle dans le traitement de l'organisation spatiale et temporelle, la mémoire de travail, et le contexte de l'action.

Nous avons déjà envisagé le rôle de l'environnement dans la réalisation d'une activité, il module les durées des différentes phases de la prise alimentaire, en raccourcissant certaines et en allongeant d'autres. Nous voyons que la réalisation d'une activité dans un environnement réel, c'est-à-dire la participation, avec d'autres personnes qui vont solliciter le sujet et lui imposer des activités intercurrentes perturbe aussi le déroulement de l'activité. Il nous faudra parfois diviser notre attention pour effectuer deux tâches simultanées ou au contraire ignorer certaines informations pour nous concentrer sur l'activité première. Nous devons intégrer ces paramètres dans l'analyse des gestes du membre supérieur car lorsqu'un patient rentrera chez lui, il sera le plus souvent soumis à de multiples distracteurs qui viendront perturber les activités qu'il souhaite réaliser.

5.3. LE SYSTEME CAPTIV L-3000®

L'analyse de la participation, c'est-à-dire la réalisation d'une activité dans un environnement réel, est assez délicate car on ne peut évaluer un sujet dans l'ensemble des situations de la vie quotidienne qu'il devra affronter. Cette analyse est le plus souvent effectuée à partir de questionnaires de perception du handicap. On peut citer notamment :

- Community Integration Questionnaire
- Community Integration Measure
- Community Participation and Receptivity Survey
- London Handicap Scale
- Perceived Handicap Questionnaire
- Participation Objective Participation Subjective
- Impact on Participation and Autonomy
- WHO Disability Assessment, Quality of Life

Perenboom [115] a testé 11 questionnaires dans le but d'identifier lesquels rendent le plus fidèlement compte de la participation au sens de la CIF. Il en retient deux : le Perceived Handicap Questionnaire (PHQ) qui mesure la perception de la participation par les patients, et le London Handicap Scale (LHS) qui reprend 6 des 9

domaines d'activité de la CIF. Malgré cela il met en évidence les difficultés à distinguer correctement activité et participation comme l'avait déjà dénoncé Nordenfelt [116].

Le système CAPTIV L-3000[®] offre une possibilité de mieux comprendre ces deux notions que sont l'activité et la participation et comment les deux interagissent. Nous avons vu qu'il permet grâce à la possibilité de synchroniser un enregistrement vidéographique avec de multiples capteurs, de connaître parfaitement les conditions environnementales. Selon les modules utilisés, on pourra recueillir des paramètres physiologiques (fréquence cardiaque, tension artérielle, sudation, goniométrie, accélérométrie), ou environnementaux (luminosité, bruit, poussière, pollution, localisation GPS).

Dans notre protocole, nous ne nous sommes servis que de l'acquisition vidéographique. Le séquençage de l'enregistrement vidéo en de multiples codes et leur traitement statistique permettent, à chaque instant, de connaître quelles activités le sujet réalise, la durée de cette activité, les actions simultanées et successives. La vidéo nous montre les interactions entre les sujets. Toutes les composantes de la participation peuvent ainsi être appréhendées.

La lecture lors du codage peut se faire à vitesse très lente (0,2 fois la vitesse réelle) ce qui permet une plus grande précision dans la mesure. À cette vitesse, une seconde de lecture correspond à 0,2 seconde. On peut alors envisager que notre précision est de l'ordre de 0,1 seconde.

La vidéographie offre la possibilité d'apprécier des mouvements qui n'ont encore à notre connaissance fait l'objet d'aucune analyse. Lors des gestes de préhension, on remarque des mouvements syncinétiques dans le membre controlatéral. La main libre se place parfois dans la même position que celle qui tient la fourchette. On enregistre parfois, sur la main au repos, des petits mouvements de flexion des doigts concomitants de ceux de la main active.

La phase de prise de la fourchette ou de l'aliment comporte une multitude de fins déplacements des doigts. Les changements de prise, la manipulation des aliments, leur découpe, nécessitent une extraordinaire coordination des effecteurs distaux. L'importance des muscles intrinsèques dans ces mouvements de préhension n'a pas fait l'objet d'étude approfondie. Nous ne disposons pas non

plus, des amplitudes articulaires nécessaires au niveau des doigts pour réaliser une prise alimentaire.

6 - CONCLUSION

La mesure de l'activité gestuelle au membre supérieur a débuté plus tardivement par rapport à l'étude de la marche. La complexité, la redondance, ou la multitude des gestes que l'on peut effectuer explique une partie des difficultés de cette analyse. Pour être appréhendés, les mouvements ont été étudiés sous plusieurs aspects : la goniométrie, la cinématique, l'électromyographie. Puis des mesures plus fonctionnelles ont évalué le membre supérieur dans des activités de la vie journalière. Les recherches en médecine physique et réadaptation ont permis de mieux comprendre les séquences gestuelles nécessaires, pour ensuite mieux aider le patient dans la réalisation de ses gestes quotidiens. On a pu mettre au point des adaptations, développer des compensations, appareiller de manière plus précise et plus efficace, les sujets handicapés. La cinématique des gestes de notre vie de tous les jours est maintenant bien définie. On connaît les amplitudes nécessaires, les pics d'accélération, les trajectoires de chacun d'eux. Dans notre étude, nous avons montré que la durée de certaines phases de la prise alimentaire, enregistrées dans des conditions standardisées est identique chez tous les sujets. Nous pouvons définir des temps moyens pour chacune d'elles. Nous connaissons bien maintenant les séquences gestuelles nécessaires à la réalisation d'une activité.

La CIF définit parallèlement au terme d'activité, la notion de participation. Elle comprend l'influence de l'environnement et des interactions entre les personnes dans la réalisation de cette activité. L'avènement des mesures ambulatoires a ouvert la voie des études en dehors des laboratoires d'analyse du mouvement. On examine le sujet lorsqu'il réalise ses activités de la vie quotidienne dans son environnement. Certains gestes vont être adaptés, d'autres évités. On s'affranchit du biais lié aux conditions mêmes de la mesure qui influencent les résultats. L'environnement devient un paramètre qu'il faut intégrer dans l'interprétation des conclusions. La participation du sujet, c'est-à-dire l'attention qu'il investit dans son activité est modifiée par le contexte dans laquelle elle est réalisée et par les activités intercurrentes qui viennent perturber l'activité première. Dans notre analyse en conditions libres nous avons montré combien varient les mesures par rapport à celles retrouvées dans un environnement contrôlé. Les temps s'allongent ou se raccourcissent. Les autres personnes présentes sollicitent le sujet et lui proposent

des activités secondaires qui viennent perturber certaines phases de la prise alimentaire où l'attention du sujet est disponible. Ces perturbations sont, en revanche, sans effet lorsqu'elles surviennent à d'autres moments.

Le logiciel CAPTIV L-3000[®], par le couplage possible des différents modules et le séquençage vidéographique, permet d'appréhender ces deux notions qui sont l'activité et la participation qui nous sont nécessaires pour l'analyse d'une activité. Il fournit des caractéristiques précises sur la cinématique grâce aux capteurs physiologiques. Mais il analyse également dans quel environnement se déroule l'action. L'utilisation de la vidéo va éclairer les interactions entre les personnes. Elle révèle comment les multiples activités s'enchevêtrent et se partagent l'attention du sujet, comment la participation module l'activité. Pour comprendre l'influence de chacune de ces composantes, on peut proposer grâce au logiciel une analyse par soustraction.

Il reste cependant une variable à étudier dans les composantes de la CIF : l'influence des facteurs personnels. Nous avons en effet compris que le bilan des fonctions organiques et des structures anatomiques était un pré-requis à l'analyse d'une activité. La séquence gestuelle utilisée pour la réalisation d'une tâche est modulée par l'environnement et la participation. L'influence du comportement du sujet, de son éducation, son niveau social, les émotions qu'il ressent vont influencer à la fois sur l'activité et la participation. Mais ces paramètres sont compliqués à prendre en compte du fait de la difficulté voire l'impossibilité de réaliser des groupes de sujet homogène.

L'objectif de notre travail était de démontrer que l'étude d'une activité gestuelle du membre supérieur ne peut pas se réduire à la seule cinématique du geste. Il faut intégrer un autre niveau d'analyse : la participation du sujet et l'influence de l'environnement sur celle-ci. Les nouveaux systèmes de mesure des paramètres physiologiques et environnementaux couplés à l'enregistrement vidéographique permettent aujourd'hui d'accéder à cette dimension dans l'analyse d'une activité. Il faudra confirmer les résultats que nous présentons sur une plus grande population. Il reste encore les facteurs personnels à intégrer, mais ce paramètre est difficile à

prendre en compte, compte tenu de l'impossibilité de trouver deux sujets au comportement identique.

L'analyse d'une activité se doit d'intégrer toutes ces composantes.

BIBLIOGRAPHIE

1. Organisation Mondiale de la Santé, O., *classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé*. 2001.
2. Smith, D.S., *Measurement of joint range--an overview*. Clin Rheum Dis, 1982. **8**(3): p. 523-31.
3. Moore, L., *the measurement of joint motion : the technic of goniometry. part 2*. Phys Ther, 1949. **29**: p. 256-264.
4. Boone, D.C., et al., *Reliability of goniometric measurements*. Phys Ther, 1978. **58**(11): p. 1355-90.
5. Nicol, A.C., *measurement of joint motion*. clinical rehabil, 1989. **3**: p. 1-9.
6. Enwemeka, C.S., *Radiographic verification of knee goniometry*. Scand J Rehabil Med, 1986. **18**(2): p. 47-9.
7. Clapper, M.P. and S.L. Wolf, *Comparison of the reliability of the Orthoranger and the standard goniometer for assessing active lower extremity range of motion*. Phys Ther, 1988. **68**(2): p. 214-8.
8. Mayerson, N.H. and R.A. Milano, *Goniometric measurement reliability in physical medicine*. Arch Phys Med Rehabil, 1984. **65**(2): p. 92-4.
9. Rothstein, J.M., P.J. Miller, and R.F. Roettger, *Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements*. Phys Ther, 1983. **63**(10): p. 1611-5.
10. Grohmann, J.E., *Comparison of two methods of goniometry*. Phys Ther, 1983. **63**(6): p. 922-5.
11. Fish, D.R. and L. Wingate, *Sources of goniometric error at the elbow*. Phys Ther, 1985. **65**(11): p. 1666-70.
12. Ekstrand, J., et al., *Lower extremity goniometric measurements: a study to determine their reliability*. Arch Phys Med Rehabil, 1982. **63**(4): p. 171-5.
13. Gogia, P.P., et al., *Reliability and validity of goniometric measurements at the knee*. Phys Ther, 1987. **67**(2): p. 192-5.
14. Goodwin, J., et al., *Clinical methods of goniometry: a comparative study*. Disabil Rehabil, 1992. **14**(1): p. 10-5.
15. Gajdosik, R.L. and R.W. Bohannon, *Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity*. Phys Ther, 1987. **67**(12): p. 1867-72.
16. Daniels L, W.M., Worthingham C, *Le testing*. 2e Ed Maloine, 1958.
17. Jepsen, J., et al., *Manual strength testing in 14 upper limb muscles: a study of inter-rater reliability*. Acta Orthop Scand, 2004. **75**(4): p. 442-8.
18. Leggin, B.G., et al., *Intrarater and interrater reliability of three isometric dynamometers in assessing shoulder strength*. J Shoulder Elbow Surg, 1996. **5**(1): p. 18-24.
19. Hogrel, J.Y., G. Ollivier, and C. Desnuelle, *[Manual and quantitative muscle testing in neuromuscular disorders. How to assess the consistency of strength measurements in clinical trials?]*. Rev Neurol (Paris), 2006. **162**(4): p. 427-36.
20. Buckley, M.A., et al., *Dynamics of the upper limb during performance of the tasks of everyday living--a review of the current knowledge base*. Proc Inst Mech Eng [H], 1996. **210**(4): p. 241-7.
21. Rau, G., C. Disselhorst-Klug, and R. Schmidt, *Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm*. J Biomech, 2000. **33**(10): p. 1207-16.
22. Yang, N., et al., *Synergic analysis of upper limb target-reaching movements*. J Biomech, 2002. **35**(6): p. 739-46.
23. Granger, C.V., *The emerging science of functional assessment: our tool for outcomes analysis*. Arch Phys Med Rehabil, 1998. **79**(3): p. 235-40.
24. Keith, R.A., *Conceptual basis of outcome measures*. Am J Phys Med Rehabil, 1995. **74**(1): p. 73-80.
25. Anglin, C. and U.P. Wyss, *Review of arm motion analyses*. Proc Inst Mech Eng [H], 2000. **214**(5): p. 541-55.
26. Adamovich, S.V., et al., *Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk*. Exp Brain Res, 2001. **138**(3): p. 288-303.

27. Levin, M.F., *Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis*. Brain, 1996. **119** (Pt 1): p. 281-93.
28. Cirstea, M.C. and M.F. Levin, *Compensatory strategies for reaching in stroke*. Brain, 2000. **123** (Pt 5): p. 940-53.
29. Bennis, N. and A. Roby-Brami, *Coupling between reaching movement direction and hand orientation for grasping*. Brain Res, 2002. **952**(2): p. 257-67.
30. Murray IA, J.G., *A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks*. Clinical Biomechanics, 2004. **19**(6).
31. Anglin, C., U.P. Wyss, and D.R. Pichora, *Glenohumeral contact forces*. Proc Inst Mech Eng [H], 2000. **214**(6): p. 637-44.
32. Martinet N, *Conception, réalisation et expérimentation d'un capteur tridimensionnel pour l'étude quantifiée de la préhension, in médecine*. 1988, uhp nancy: nancy.
33. Nicol, A., *A flexible electrogoniometer with widespread applications*. in Jonsson B ed. biomechanics XB, illinois: human kinetics, 1987: p. 1029-33.
34. Chao, E.Y., *Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation*. J Biomech, 1980. **13**(12): p. 989-1006.
35. Louis V, L.H.P., Andre JM, Granjon, *system de mesure angulaire à fibre optique*. Innov Tech Biol Med, 1991. **12**(6): p. 672-684.
36. Tesio, L., et al., *Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1995. **10**(5): p. 275-277.
37. Martinet N, A.J., *Analyse cinématique : approche goniométrique*. Coll des pathologies locomotrices. Ed Masson, 1994. **27**: p. 75-82.
38. Chao, E.Y., et al., *Electrogoniometer for the measurement of human elbow joint rotation*. J Biomech Eng, 1980. **102**(4): p. 301-10.
39. Brumfield, R.H. and J.A. Champoux, *A biomechanical study of normal functional wrist motion*. Clin Orthop Relat Res, 1984(187): p. 23-5.
40. Morrey, B.F., L.J. Askew, and E.Y. Chao, *A biomechanical study of normal functional elbow motion*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63**(6): p. 872-7.
41. Palmer, A.K., et al., *Functional wrist motion: a biomechanical study*. J Hand Surg [Am], 1985. **10**(1): p. 39-46.
42. Brinkmann, J.R. and J. Perry, *Rate and range of knee motion during ambulation in healthy and arthritic subjects*. Phys Ther, 1985. **65**(7): p. 1055-60.
43. Meijer, G.A., et al., *Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers*. IEEE Trans Biomed Eng, 1991. **38**(3): p. 221-9.
44. Bernmark, E. and C. Wiktorin, *A triaxial accelerometer for measuring arm movements*. Appl Ergon, 2002. **33**(6): p. 541-7.
45. Paulignan, Y., et al., *Selective perturbation of visual input during prehension movements. 2. The effects of changing object size*. Exp Brain Res, 1991. **87**(2): p. 407-20.
46. Marteniuk, R.G., et al., *Constraints on human arm movement trajectories*. Can J Psychol, 1987. **41**(3): p. 365-78.
47. Smeets, J.B. and E. Brenner, *A new view on grasping*. Motor Control, 1999. **3**(3): p. 237-71.
48. Paulignan, Y., et al., *Influence of object position and size on human prehension movements*. Exp Brain Res, 1997. **114**(2): p. 226-34.
49. Jeannerod, M., *The timing of natural prehension movements*. J Mot Behav, 1984. **16**(3): p. 235-54.
50. van der Kamp, J. and B. Steenbergen, *The kinematics of eating with a spoon: bringing the food to the mouth, or the mouth to the food?* Exp Brain Res, 1999. **129**(1): p. 68-76.
51. Steenbergen, B., R.G. Marteniuk, and L.E. Kalbfleisch, *Achieving Coordination in Prehension: Joint Freezing and Postural Contributions*. J Mot Behav, 1995. **27**(4): p. 333-348.
52. Ramos, E., et al., *Quantification of upper extremity function using kinematic analysis*. Arch Phys Med Rehabil, 1997. **78**(5): p. 491-6.

53. Uswatte, G., et al., *Ambulatory monitoring of arm movement using accelerometry: an objective measure of upper-extremity rehabilitation in persons with chronic stroke*. Arch Phys Med Rehabil, 2005. **86**(7): p. 1498-501.
54. Tanaka, S., K. Yamakoshi, and P. Rolfe, *New portable instrument for long-term ambulatory monitoring of posture change using miniature electro-magnetic inclinometers*. Med Biol Eng Comput, 1994. **32**(3): p. 357-60.
55. Uswatte, G., et al., *Objective measurement of functional upper-extremity movement using accelerometer recordings transformed with a threshold filter*. Stroke, 2000. **31**(3): p. 662-7.
56. Platz, T., et al., *Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the Fugl-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box and Block Test: a multicentre study*. Clin Rehabil, 2005. **19**(4): p. 404-11.
57. Jebsen, R.H., et al., *An objective and standardized test of hand function*. Arch Phys Med Rehabil, 1969. **50**(6): p. 311-9.
58. Mathiowetz, V., et al., *Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity*. Am J Occup Ther, 1985. **39**(6): p. 386-91.
59. Kellor, M., et al., *Hand strength and dexterity*. Am J Occup Ther, 1971. **25**(2): p. 77-83.
60. Heller, A., et al., *Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months*. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 1987. **50**(6): p. 714-9.
61. Haoulani, *Monitorage goniométrique des articulations de coudes en situation réelle d'activité*, in *medicine*. 1997, uhp nancy: nancy.
62. Fugl-Meyer, A.R., et al., *The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance*. Scand J Rehabil Med, 1975. **7**(1): p. 13-31.
63. Boyce, W.F., et al., *Measuring quality of movement in cerebral palsy: a review of instruments*. Phys Ther, 1991. **71**(11): p. 813-9.
64. Wade, D.T., *Measurement in neurological rehabilitation*. Curr Opin Neurol Neurosurg, 1992. **5**(5): p. 682-6.
65. Murphy, M.A., et al., *Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study*. J Neuroengineering Rehabil, 2006. **3**: p. 18.
66. Jully, J.L., ed. *Médecine de rééducation de l'épaule douloureuse*. 2000, Frison-Roche.
67. Carpinella, I., et al., *Experimental protocol for the kinematic analysis of the hand: definition and repeatability*. Gait Posture, 2006. **23**(4): p. 445-54.
68. Smith, A., *Photographic analysis of movement*. . Grieves and al eds, techniques for the analysis of human movement, 1975.
69. Soderberg, G.L. and R.H. Gabel, *A light-emitting diode system for the analysis of gait. A method and selected clinical examples*. Phys Ther, 1978. **58**(4): p. 426-32.
70. Kuhtz-Buschbeck, J.P., et al., *Development of prehension movements in children: a kinematic study*. Exp Brain Res, 1998. **122**(4): p. 424-32.
71. Atha, J., *Current techniques for measuring motion*. Appl Ergon, 1984. **15**(4): p. 245-57.
72. Vergara, M., J.L. Sancho-Bru, and A. Perez-Gonzalez, *Description and validation of a non-invasive technique to measure the posture of all hand segments*. J Biomech Eng, 2003. **125**(6): p. 917-22.
73. Cappozzo, A., et al., *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background*. Gait Posture, 2005. **21**(2): p. 186-96.
74. Rab, G., K. Petuskey, and A. Bagley, *A method for determination of upper extremity kinematics*. Gait Posture, 2002. **15**(2): p. 113-9.
75. Langrana, N.A., *Spatial kinematic analysis of the upper extremity using a biplanar videotaping method*. J Biomech Eng, 1981. **103**(1): p. 11-7.
76. Hong, D.A., D.M. Corcos, and G.L. Gottlieb, *Task dependent patterns of muscle activation at the shoulder and elbow for unconstrained arm movements*. J Neurophysiol, 1994. **71**(3): p. 1261-5.

77. Zeller, M., *Stereophotogrammetry and studies of movements*. Photogrammetric Engineering, 1953. **19**(654-655).
78. Magermans, D.J., et al., *Requirements for upper extremity motions during activities of daily living*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005. **20**(6): p. 591-9.
79. Engen, T.J. and W.A. Spencer, *Method of kinematic study of normal upper extremity movements*. Arch Phys Med Rehabil, 1968. **49**(1): p. 9-12.
80. Henmi, S., et al., *A biomechanical study of activities of daily living using neck and upper limbs with an optical three-dimensional motion analysis system*. Mod Rheumatol, 2006. **16**(5): p. 289-93.
81. Cooper, J.E., et al., *Elbow joint restriction: effect on functional upper limb motion during performance of three feeding activities*. Arch Phys Med Rehabil, 1993. **74**(8): p. 805-9.
82. Castiello, U., *Arm and mouth coordination during the eating action in humans: a kinematic analysis*. Exp Brain Res, 1997. **115**(3): p. 552-6.
83. Bennett, K.M., et al., *The drinking action of Parkinson's disease subjects*. Brain, 1995. **118** (Pt 4): p. 959-70.
84. Ramanathan, R., et al., *Analysis of arm trajectories of everyday tasks for the development of an upper-limb orthosis*. IEEE Trans Rehabil Eng, 2000. **8**(1): p. 60-70.
85. Safaee-Rad, R., et al., *Normal functional range of motion of upper limb joints during performance of three feeding activities*. Arch Phys Med Rehabil, 1990. **71**(7): p. 505-9.
86. Soechting, J.F. and F. Lacquaniti, *Invariant characteristics of a pointing movement in man*. J Neurosci, 1981. **1**(7): p. 710-20.
87. Lacquaniti, F. and J.F. Soechting, *Coordination of arm and wrist motion during a reaching task*. J Neurosci, 1982. **2**(4): p. 399-408.
88. van Dijk, J.H., *Simulation of human arm movements controlled by peripheral feedback*. Biol Cybern, 1978. **29**(3): p. 175-86.
89. Yang, N., et al., *Motion quality evaluation of upper limb target-reaching movements*. Med Eng Phys, 2002. **24**(2): p. 115-20.
90. Murgia, A., et al., *Marker placement to describe the wrist movements during activities of daily living in cyclical tasks*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2004. **19**(3): p. 248-54.
91. Martinet, N., *Appréciation quantitative des forces de pression au cours de la préhension bidigitale pouce-index. Influence du coefficient de frottement* 1986, Mémoire CES de Rééducation: nancy. p. 41.
92. Taylor, C.B., et al., *A new system for long-term recording and processing of heart rate and physical activity in outpatients*. Comput Biomed Res, 1982. **15**(1): p. 7-17.
93. André, J.M., *fondements, stratégies et méthodes en médecine physique et de réadaptation*, in *traité de médecine physique et de réadaptation*, J.P. Held and O. Dizien, Editors. 1998, médecine-sciences flammarion.
94. Fernie, G.R. and J.M. Holden, *A data-logger for recording patterns of activity*. J Med Eng Technol, 1983. **7**(2): p. 93-5.
95. Redmond D P, H.F.W., *Observations on the design and specification of a wrist worn human activity monitoring system*. Behavior Research Methods, Instruments, Computer, 1985. **17**(6): p. 659-669.
96. Grieve, D.W., *The assessment of gait*. Physiotherapy, 1969. **55**(11): p. 452-60.
97. Hershler, C. and M. Milner, *Angle--angle diagrams in the assessment of locomotion*. Am J Phys Med, 1980. **59**(3): p. 109-25.
98. Isacson, J., L. Gransberg, and E. Knutsson, *Three-dimensional electrogoniometric gait recording*. J Biomech, 1986. **19**(8): p. 627-35.
99. Karpovich, P.V., E.L. Herden, Jr., and M.M. Asa, *Electrogoniometric study of joints*. U S Armed Forces Med J, 1960. **11**: p. 424-50.
100. Martinet, N. and J.M. Andre, *Analyse cinématique : approche goniométrique*, in *coll des pathologies locomotrices*, Masson, Editor. 1994. p. 75-82.

101. Louis, L.H.P., Andre JM, Granjon, *system de mesure angulaire à fibre optique*. Innov Tech Biol Med, 1991. **12**(6): p. 672-684.
102. Boussaoud, D., *Attention versus intention in the primate premotor cortex*. Neuroimage, 2001. **14**(1 Pt 2): p. S40-5.
103. Troyer, A.K. and F.I. Craik, *The effect of divided attention on memory for items and their context*. Can J Exp Psychol, 2000. **54**(3): p. 161-71.
104. Kinsbourne M, H.R., *fonctionnal cerebral space*. in J Requin attention and performance, 1978. **7**.
105. Jackson, G.M., S.R. Jackson, and A. Kritikos, *Attention for action: coordinating bimanual reach-to-grasp movements*. Br J Psychol, 1999. **90** (Pt 2): p. 247-70.
106. Pettersson, A.F., E. Olsson, and L.O. Wahlund, *Effect of divided attention on gait in subjects with and without cognitive impairment*. J Geriatr Psychiatry Neurol, 2007. **20**(1): p. 58-62.
107. Alexander, N.B., et al., *Age differences in timed accurate stepping with increasing cognitive and visual demand: a walking trail making test*. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2005. **60**(12): p. 1558-62.
108. Chen, H.C., et al., *Stepping over obstacles: dividing attention impairs performance of old more than young adults*. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 1996. **51**(3): p. M116-22.
109. Parker, T.M., et al., *The effect of divided attention on gait stability following concussion*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005. **20**(4): p. 389-95.
110. Castiello, U., *Grasping a fruit: selection for action*. J Exp Psychol Hum Percept Perform, 1996. **22**(3): p. 582-603.
111. Kritikos, A., et al., *Interference from distractors in reach-to-grasp movements*. Q J Exp Psychol A, 2000. **53**(1): p. 131-51.
112. Castiello, U., *Attentional coding for three-dimensional objects and two-dimensional shapes. Differential interference effects*. Exp Brain Res, 1998. **123**(3): p. 289-97.
113. Castiello, U., *The effects of abrupt onset of 2-D and 3-D distractors on prehension movements*. Percept Psychophys, 2001. **63**(6): p. 1014-25.
114. Johnson, J.A., A.P. Strafella, and R.J. Zatorre, *The role of the dorsolateral prefrontal cortex in bimodal divided attention: two transcranial magnetic stimulation studies*. J Cogn Neurosci, 2007. **19**(6): p. 907-20.
115. Perenboom, R.J. and A.M. Chorus, *Measuring participation according to the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)*. Disabil Rehabil, 2003. **25**(11-12): p. 577-87.
116. Nordenfelt, L., *Action theory, disability and ICF*. Disabil Rehabil, 2003. **25**(18): p. 1075-9.

ANNEXES

ANNEXE 1 : Résultats détaillés de la prise alimentaire des 7 sujets volontaires en conditions standardisées.

Sujet 1 : durée enregistrement : 50,637 secondes

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
Recodage	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,998						0,998	
prise four	0,203						0,203	
trans four	1,189	1,038	1,038	0,622	1,004	1,006	1,005	0,186
prise alim	0,146	1,259	1,259	0,903	0,483	0,746	0,75	0,356
trans alim	0,898	1,079	1,079	0,917	0,666	1,189	0,935	0,165
dépose	0,229	0,041	0,041	0,156	0,124	0,102	0,126	0,057
retour	0,916	1,436	1,436	1,093	0,915	1,066	1,144	0,238
Total	4,579	4,853	4,853	3,691	4,298	4,109		

Sujet 2 : durée enregistrement : 55,938 secondes

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
Recodage	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,617						0,617	
prise four	0,553						0,553	
trans four	0,441	0,525	0,559	0,765	0,54	0,966	0,633	0,195
prise alim	0,698	0,932	0,781	0,712	0,725	0,968	0,803	0,118
trans alim	0,802	2,804	1,088	0,967	1,172	1,075	1,318	0,739
dépose	0,176	0,107	0,18	0,193	0,122	0,105	0,147	0,040
retour	0,805	0,921	0,776	0,666	0,796	0,959	0,821	0,106
Total	4,092	5,289	3,384	3,303	3,355	4,073		

Sujet 3 : durée enregistrement : 99,398 secondes

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
Recodage	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	1,064						1,064	
prise four	0,521						0,521	
trans four	0,52	1,131	1,897	1,257	0,932	0,622	1,06	0,455
prise alim	0,632	1,742	0,299	1,366	0,42	0,204	0,777	0,574
trans alim	0,967	0,977	1,045	1,079	0,859	0,718	0,941	0,121
dépose	0,22	0,308	0,274	0,227	0,183	0,189	0,234	0,044
retour	0,845	0,987	1,135	1,103	0,925	0,775	0,962	0,129
Total	4,769	5,145	4,65	5,032	3,319	2,508		

Sujet 4 : durée enregistrement : 87,874 secondes

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
Recodage	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,736						0,736	
prise four	0,334						0,334	
trans four	0,776	1,327	1,269	1,345	0,76	1,401	1,146	0,296
prise alim	0,382	1,256	0,406	0,445	0,36	0,715	0,594	0,349
trans alim	0,644	1,025	0,975	1,405	0,964	1,476	1,082	0,310
dépose	0,201	0,176	0,113	0,131	0,102	0,102	0,138	0,042
retour	0,929	1,344	0,848	1,883	1,225	1,414	1,273	0,374
Total	4,002	5,128	3,611	5,209	3,411	5,108		

Sujet 5 : durée enregistrement : 47,623 secondes

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
Recodage	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,969						0,969	
prise four	0,323						0,323	
trans four	0,742	0,745	0,693	1,201	1,219	0,733	0,884	0,22
prise alim	0,549	1,044	0,911	1,107	1,118	0,511	0,873	0,292
trans alim	1,079	1,123	0,895	0,927	0,827	0,946	0,966	0,099
dépose	0,117	0,209	0,226	0,213	0,263	0,105	0,188	0,061
retour	0,754	0,578	1,151	0,637	0,657	1,312	0,848	0,319
Total	4,437	3,63	3,899	3,914	3,914	4,957		

Sujet 6 : durée enregistrement : 52,766 secondes

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
Recodage	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart Type
att four	0,862						0,862	
prise four	0,338						0,338	
trans four	0,873	0,57	0,83	1,23	1,272	1,283	1,010	0,295
prise alim	0,523	0,548	0,544	0,429	0,807	0,509	0,560	0,128
trans alim	0,861	1,25	1,074	1,16	2,01	1,163	1,253	0,394
dépose	0,118	0,145	0,129	0,29	0,219	0,216	0,186	0,067
retour	0,593	0,665	0,996	1,24	0,958	0,864	0,886	0,236
total	4,168	3,178	3,573	4,349	5,266	4,035		

Sujet 7 : durée enregistrement : 73,257 secondes

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
recodage	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T moy	Ecart type
att four	0,807						0,807	
prise four	0,138						0,138	
trans four	0,96	0,275	1,002	0,72	0,408	1,357	0,787	0,367
prise alim	0,635	0,984	0,556	1,496	0,616	1,13	0,902	3,036
trans alim	1,779	2,023	1,848	1,582	1,53	2,143	1,818	0,931
dépose	0,145	0,155	0,112	0,134	0,103	0,131	0,13	0,017
retour	1,081	0,964	1,263	0,887	0,877	0,584	0,943	0,207
total	5,545	4,401	4,781	4,819	3,534	5,345		

ANNEXE 2 : Résultats détaillés de la prise alimentaire des 5 sujets volontaires en conditions libres

Prise de la tarte (temps en secondes)

SUJET 1

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre					
dis MS	2,4	2,4	2,4	2,4	0
dis parle	9,824	0,96	2,584	1,956	0,622
att four	1,058	0,155	0,903	0,529	0,374
pris four	1,254	0,36	0,894	0,627	0,377
trans four	7,307	0,52	2,402	1,061	0,696
pris alim	21,159	0,878	1,64	1,462	0,263
trans alim	16,498	0,76	2,72	1,7	0,788
dep alim	2,137	0,24	0,48	0,305	0,075
ret four	5,351	0,44	1,6	0,979	0,466
stop	13,132	1,299	4,28	2,812	1,288

SUJET 2

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	18,131	0,253	13,069	3,022	4,517
dis MS					
dis parle	17,525	0,214	2,391	0,963	0,573
att four	0,678	0,678	0,678	0,678	0
pris four	0,531	0,531	0,531	0,531	0
trans four	5,038	0,129	1,354	0,63	0,464
pris alim	11,165	0,566	3,243	1,583	0,791
trans alim	19,165	0,554	7,009	2,129	2,265
dep alim	4,158	0,033	0,834	0,323	0,258
ret four	5,374	0,184	1,167	0,892	0,293
stop	2,391	2,391	2,391	2,391	0

SUJET 3

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	9,14	1,296	5,53	3,047	1,804
dis MS					
dis parle	1,746	0,256	1,201	0,582	0,437
att four	0,662	0,662	0,662	0,662	0
pris four	0,51	0,51	0,51	0,496	0
trans four	5,866	0,062	1,886	0,652	0,58
pris alim	19,606	0,299	2,632	1,494	0,757
trans alim	22,658	0,648	9,564	2,266	2,559
dep alim	2,658	0,16	0,385	0,181	0,072
ret four	4,743	0,103	1,42	0,754	0,369
stop	9,705	1,688	5,775	3,235	1,81

SUJET 4

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	5,055	1,708	3,347	2,528	0,819
dis MS					
dis parle	11,312	0,269	3,011	1,616	0,945
att four	0,674	0,448	0,635	0,542	
pris four	4,158	0,4345	4,068	0,403	
trans four	5,952	0,269	1,19	0,661	0,277
pris alim	30,867	0,329	6,695	3,000	2,317
trans alim	25,005	0,54	7,872	2,084	2,122
dep alim	3,629	0,26	0,684	0,292	0,124
ret four	4,298	0,257	0,727	0,794	0,142
stop	13,745	0,578	3,249	1,964	1,144

SUJET 5

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	2,294	0,189	2,105	1,147	0,958
dis MS	3,094	3,094	3,094	3,094	0
dis parle	4,674	1,013	3,661	2,337	1,324
att four	0,296	0,296	0,296	0,296	0
pris four	0,337	0,337	0,337	0,339	0
trans four	5,382	0,364	0,903	0,673	0,187
pris alim	42,976	2,804	10,38	5,377	2,156
trans alim	13,677	0,483	4,605	1,368	1,132
dep alim	2,075	0,174	0,507	0,205	0,1
ret four	2,499	0,181	0,417	0,942	0,069
stop	10,688	0,539	5,705	3,563	2,199

Prise de la viande (temps en secondes)**SUJET 1**

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre					
dis MS	1,560	0,520	1,040	0,780	0,260
dis parle	89,720	1,760	10,960	4,246	2,912
att four	2,240	0,431	0,719	0,560	0,121
pris four	1,613	0,329	0,524	0,400	0,109
trans four	23,884	0,035	2,040	0,704	0,449
pris alim	173,769	0,160	9,600	3,427	1,974
trans alim	98,520	0,440	2,400	1,056	0,370
dep alim	8,760	0,120	0,420	0,247	0,145
ret four	35,840	0,142	1,680	0,897	0,319
stop	61,920	0,640	6,240	2,980	2,102

SUJET 2

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	33,798	0,340	11,322	4,225	3,632
dis MS	83,089	0,208	16,855	3,777	4,454
dis parle	37,406	0,274	7,792	1,336	1,634
att four	1,424	0,038	0,645	0,356	0,218
pris four	2,829	0,321	1,140	0,607	0,320
trans four	19,523	0,005	18,185	1,767	3,786
pris alim	153,247	0,207	13,987	3,859	2,422
trans alim	89,816	0,326	9,247	1,776	1,771
dep alim	10,700	0,020	0,964	0,388	0,177
ret four	28,190	0,126	1,553	0,827	0,348
stop	91,045	0,888	9,621	3,881	2,670

SUJET 3

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	6,611	0,648	0,963	0,806	0,157
dis MS					
dis parle	13,781	0,612	6,062	2,756	1,992
att four	2,039	0,418	0,832	0,680	0,185
pris four	2,921	0,386	1,989	0,654	0,720
trans four	13,878	0,086	1,372	0,514	0,313
pris alim	123,506	0,170	5,961	1,947	1,521
trans alim	91,336	0,320	5,650	1,205	1,186
dep alim	7,023	0,122	0,691	0,270	0,124
ret four	18,552	0,165	2,085	0,849	0,448
stop	17,124	3,891	6,233	5,062	1,171

SUJET 4

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	11,809	11,809	11,809	11,809	0,000
dis MS	5,093	1,508	3,585	2,546	1,038
dis parle	109,403	0,243	13,729	3,907	3,715
att four	1,146	0,218	0,474	0,382	0,116
pris four	1,387	0,226	0,891	0,432	0,303
trans four	16,062	0,103	1,182	0,574	0,295
pris alim	130,896	0,313	10,804	3,566	2,941
trans alim	94,903	0,438	3,515	1,123	0,622
dep alim	8,517	0,129	0,571	0,304	0,119
ret four	24,040	0,159	2,609	0,709	0,439
stop	117,336	0,520	14,381	4,889	4,134

SUJET 5

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	3,094	0,259	1,996	0,774	0,709
dis MS					
dis parle	15,813	0,405	3,371	2,259	1,058
att four	2,466	0,215	0,591	0,308	0,118
pris four	3,876	0,248	1,615	0,434	0,436
trans four	14,843	0,015	1,360	0,479	0,324
pris alim	99,461	0,013	10,011	3,178	2,322
trans alim	117,919	0,613	4,990	1,320	0,973
dep alim	7,217	0,128	0,623	0,233	0,103
ret four	11,699	0,021	0,775	0,977	0,190
stop	5,751	0,673	3,221	1,917	1,041

Prise du yaourt (temps en secondes)**SUJET 1**

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre					
dis MS					
dis parle	14,681	1,348	9,471	6,314	0,845
att four	0,475	0,475	0,475	0,475	0,000
pris four	0,124	0,124	0,124	0,124	0,000
trans four	5,866	0,119	0,941	0,483	0,274
pris alim	18,467	0,481	0,955	0,683	0,181
trans alim	13,468	0,994	2,406	1,684	0,474
dep alim	3,184	0,206	0,633	0,398	0,114
ret four	6,511	0,276	0,840	0,839	0,171
stop	23,261	2,681	8,681	7,681	0,540

SUJET 2

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre	1,583	1,583	1,583	1,583	0,000
dis MS	17,806	6,164	11,642	8,903	2,739
dis parle	2,475	0,119	1,317	0,619	0,442
att four	0,531	0,531	0,531	0,531	0,000
pris four	0,304	0,304	0,304	0,304	0,000
trans four	4,016	0,027	1,045	0,446	0,307
pris alim	14,108	0,073	5,198	1,568	1,452
trans alim	31,004	0,581	8,289	3,445	2,546
dep alim	5,734	0,181	1,422	0,637	0,414
ret four	6,325	0,380	1,231	0,702	0,272
stop	13,749	3,573	4,245	6,894	0,753

SUJET 3

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre					
dis MS					
dis parle	5,463	5,463	5,463	5,463	0,000
att four	0,426	0,426	0,426	0,426	0,000
pris four	0,239	0,239	0,239	0,239	0,000
trans four	2,573	0,125	0,703	0,368	0,212
pris alim	15,522	1,237	4,349	2,217	1,040
trans alim	11,363	0,398	2,590	1,420	0,745
dep alim	7,066	0,326	3,122	0,809	1,027
ret four	5,323	0,122	53,316	0,903	18,539
stop	5,463	5,463	5,463	5,463	0,000

SUJET 4

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre					
dis MS					
dis parle	27,450	0,418	17,843	4,575	6,143
att four	0,387	0,387	0,387	0,387	0,000
pris four	0,213	0,213	0,213	0,213	0,000
trans four	3,050	0,221	0,818	0,436	0,180
pris alim	24,497	0,024	5,947	3,447	1,878
trans alim	10,674	0,192	1,626	1,067	0,464
dep alim	7,156	0,440	1,515	0,822	0,380
ret four	7,207	0,282	4,554	0,931	1,446
stop	21,477	0,418	16,974	7,186	7,099

SUJET 5

Recodage	T Tot	T Min	T Max	T Moy	Ecart type
dis autre					
dis MS					
dis parle	22,755	2,376	8,352	5,755	1,846
att four	0,582	0,582	0,582	0,582	0,000
pris four	0,168	0,168	0,168	0,168	0,000
trans four	4,326	0,001	0,832	0,433	0,268
pris alim	8,421	0,400	1,982	0,842	0,585
trans alim	7,461	0,504	1,346	1,062	0,224
dep alim	3,413	0,164	0,597	0,341	0,137
ret four	3,140	0,152	0,693	0,714	0,142
stop	17,144	6,487	10,757	8,572	2,949

EFFECTIFS DES TRANSITIONS

Les tableaux montrent l'enchaînement des différentes phases de la prise alimentaire et des activités intercurrentes.

SUJET 1

	PRECEDENT							
	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	Stop
SUIVANT	dis autre							
	dis MS		1				1	1
	dis parle			2	3			5
	att four							
	pris four	4						
	trans four	4					5	1
	pris alim		41					1
	trans alim			40				4
	dep alim				41			
	ret four					41		1
	stop		1	2	3		1	

SUJET 2

	PRECEDENT								
SUIVANT		att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
	dis autre			1		1		1	2
	dis MS				1				
	dis parle				2	6			8
	att four								
	pris four	5							
	trans four		5					7	1
	pris alim			54					1
	trans alim				51				9
	dep alim					54			
	ret four						54		1
	stop			1	4	6		1	

SUJET 3

	PRECEDENT								
SUIVANT		att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
	dis autre							1	2
	dis MS								
	dis parle				4	2		3	3
	att four								
	pris four	4							
	trans four		4					4	
	pris alim			44					2
	trans alim				39				8
	dep alim					44			
	ret four						44		2
	stop				7	3		2	

SUJET 4

	PRECEDENT								
SUIVANT		att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
	dis autre	1				3			1
	dis MS					1			2
	dis parle			4	13	6		3	21
	att four								1
	pris four	3							
	trans four		3					3	2
	pris alim			44					1
	trans alim				38				18
	dep alim					44			
	ret four						44		
	stop	1		2	7	12			

SUJET 5

	PRECEDENT								
SUIVANT		att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
	dis autre							1	2
	dis MS								1
	dis parle				2	3		1	11
	att four								
	pris four	8							
	trans four		8				1	8	
	pris alim			48					1
	trans alim				45				4
	dep alim					48			
	ret four						48		1
	stop				4	1		1	

EFFECTIFS DES SIMULTANÉITÉS

Ces tableaux recensent les codes de deux classes différentes qui sont concomitantes.

SUJET 1

Recodage	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
dis autre								
dis MS							1	1
dis parle			2	2	2			4

SUJET 2

Recodage	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
dis autre	1		1		1			3
dis MS			1	1				2
dis parle				2	6			8

SUJET 3

Recodage	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
dis autre					1		2	3
dis MS								
dis parle			1	1	1		3	3

SUJET 4

Recodage	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
dis autre					2			2
dis MS				1	1			2
dis parle			1	14	8		3	26

SUJET 5

Recodage	att four	pris four	trans four	pris alim	trans alim	dep alim	ret four	stop
dis autre							1	1
dis MS								
dis parle				3	3		1	4

ANNEXE 3 : Résultats détaillés de la prise alimentaire des 5 sujets volontaires enregistrés dans des conditions standardisées.

SUJET 1

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,701							
pris four	0,446							
trans four	0,989	0,947	1,124	1,043	0,918	1,057	1,013	0,076
pris alim	0,624	0,371	0,356	0,413	0,346	0,532	0,440	0,113
trans alim	0,876	0,767	0,893	0,824	0,664	0,941	0,828	0,100
dep alim	0,128	0,096	0,243	0,275	0,118	0,106	0,161	0,077
ret four	0,923	0,955	0,914	1,232	0,893	0,883	0,967	0,132
Total	4,687	3,136	3,53	3,787	2,939	3,519		

SUJET 2

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,685							
pris four	0,567							
trans four	0,712	0,979	0,898	0,942	0,717	0,882	0,855	0,114
pris alim	0,924	0,821	0,778	0,516	0,638	0,612	0,715	0,152
trans alim	1,285	1,339	1,065	1,214	0,926	1,085	1,152	0,155
dep alim	0,258	0,301	0,449	0,351	0,275	0,228	0,310	0,080
ret four	0,662	0,754	0,617	0,732	0,522	0,699	0,664	0,085
Total	5,093	4,194	3,807	3,755	3,078	3,506		

SUJET 3

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,736							
pris four	0,238							
trans four	0,566	0,678	0,687	0,919	0,754	0,579	0,697	0,130
pris alim	0,832	1,042	0,847	0,863	0,923	0,994	0,917	0,086
trans alim	0,731	0,814	0,858	0,771	0,705	0,447	0,721	0,145
dep alim	0,412	0,422	0,178	0,371	0,225	0,332	0,323	0,101
ret four	0,947	0,891	0,877	0,953	0,854	0,864	0,898	0,042
Total	4,462	3,847	3,447	3,877	3,461	3,216		

SUJET 4

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,943							
pris four	0,305							
trans four	1,135	0,915	0,925	0,873	1,094	0,826	0,961	0,124
pris alim	0,638	0,527	0,534	0,569	0,442	0,478	0,531	0,069
trans alim	2,135	1,923	1,961	2,266	1,937	2,065	2,048	0,135
dep alim	0,185	0,243	0,219	0,206	0,279	0,211	0,224	0,033
ret four	0,935	0,988	1,095	0,864	1,147	0,917	0,991	0,109
Total	6,276	4,596	4,734	4,778	4,899	4,497		

SUJET 5

	Prise 1	Prise 2	Prise 3	Prise 4	Prise 5	Prise 6		
	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Tot	T Moy	Ecart type
att four	0,873							
pris four	0,378							
trans four	0,729	0,847	0,704	0,743	0,914	0,852	0,798	0,084
pris alim	1,104	0,921	0,858	0,913	1,032	0,729	0,926	0,132
trans alim	1,371	0,953	0,884	0,909	1,249	1,241	1,101	0,210
dep alim	0,28	0,197	0,263	0,285	0,31	0,226	0,260	0,042
ret four	0,823	0,955	0,914	1,232	0,893	0,883	0,950	0,145
total	5,558	3,873	3,623	4,082	4,398	3,931		

VU

NANCY, le 25 octobre 2007
Le Président de Thèse

Professeur J.M. ANDRÉ

NANCY, le 30 octobre 2007
Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur P. NETTER

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE

NANCY, le 6 novembre 2007

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE NANCY 1

Professeur J.P. FINANCE

RESUME DE LA THESE :

La Classification Internationale de Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIF) définit les termes d'Activité et de Participation. L'analyse de ces deux notions est difficile compte tenu de l'influence de l'environnement, de la complexité des tâches effectuées par le membre supérieur et des interactions sociales. Notre objectif est d'évaluer l'activité et la participation. Nous avons choisi un champ d'activité où elles s'expriment pleinement : la prise alimentaire (item d550 de la CIF). Notre première partie rappelle les différents moyens disponibles pour évaluer l'activité. Dans une seconde partie, nous étudions les deux notions de la CIF : activité et participation appliquées à l'action de manger.

Objectif :

Étude de l'activité et de la participation lors de la prise alimentaire. Nous analysons avec le système CAPTIV[®], par séquençage vidéographique, les composantes de l'activité et les modifications qui surviennent lorsqu'elle est réalisée dans un environnement réel.

Patients et méthodes :

Notre travail se déroule dans deux contextes. Le premier est relatif aux conditions standardisées : il étudie l'activité. Le deuxième est relatif aux conditions libres et permet d'évaluer l'effet de la participation. Nous mesurons, lors d'une pré-étude, la durée de chacune des phases de la prise alimentaire en conditions contrôlées. Puis nous analysons une population de 5 volontaires, dans les deux contextes de notre protocole.

Résultats :

L'environnement, la participation avec les interactions sociales et l'implication du sujet dans sa tâche, influencent le déroulement de l'activité. Ils modifient les durées de certaines phases et introduisent des activités perturbatrices qui détournent de sa première tâche l'attention du sujet.

Conclusion :

La participation du sujet modifie le déroulement de l'activité. Le séquençage vidéographique et le système CAPTIV[®] permettent une première approche de cet effet qu'il faut savoir intégrer dans l'analyse d'une activité du membre supérieur.

TITRE EN ANGLAIS :

Measurement of activity and participation by videographic sequencing. About item d550 of the ICF (international Classification of Functioning, Disability and Health) : eating.

THESE DE MEDECINE SPECIALISEE - ANNEE 2007**MOTS CLEFS :**

Activité. Participation. Prise alimentaire. Cinématique. Attention. Environnement.

UFR :**Faculté de Médecine de Nancy**

9, avenue de la Forêt de Haye

54 505 Vandoeuvre lès Nancy Cedex