



HAL
open science

Étude exploratoire sur l'analyse cinématique du rachis chez des patients lombalgiques chroniques appariés à une population asymptomatique à l'aide de capteurs inertiels Xsens

Agathe Glintzbeck

► To cite this version:

Agathe Glintzbeck. Étude exploratoire sur l'analyse cinématique du rachis chez des patients lombalgiques chroniques appariés à une population asymptomatique à l'aide de capteurs inertiels Xsens. Médecine humaine et pathologie. 2021. dumas-03472302

HAL Id: dumas-03472302

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03472302v1>

Submitted on 9 Dec 2021

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - ShareAlike 4.0 International License

UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER
FACULTÉ DE MÉDECINE MONTPELLIER-NÎMES

THÈSE

Pour obtenir le titre de
DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Agathe GLINTZBECK

Le 18 novembre 2021

**ETUDE EXPLORATOIRE SUR L'ANALYSE CINEMATIQUE DU RACHIS
CHEZ DES PATIENTS LOMBALGIQUES CHRONIQUES APPARIÉS À UNE
POPULATION ASYMPTOMATIQUE À L'AIDE DE CAPTEURS INERTIELS XSENS**

Directeur de thèse : Dr Isabelle TAVARES

JURY

Président:

Pr Arnaud DUPEYRON

Assesseurs :

1- Dr Yves Marie PERS

2- Dr Isabelle TAVARES



LISTE DU CORPS ENSEIGNANT

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Professeurs Honoraires

ALBAT Bernard	BRUNEL M che	HUMEAU C aude	MIRO Lu s
ALLIEU Yves	CANAUD Bernard	JAFFIOL C aude	NAVARRO Maur ce
ALRIC Robert	CHAPTAL Pau -André	JANBON Char es	NAVRATIL Henr
ARNAUD Bernard	CIURANA A bert-Jean	JANBON Franço s	OTHONIEL Jacques
ASENCIO Gérard	CLOT Jacques	JARRY Dan e	PAGES M che
ASTRUC Jacques	COSTA P erre	JOURDAN Jacques	PEGURET C aude
AUSSILLOUX Char es	D ATHIS Franço se	KLEIN Bernard	PELISSIER Jacques
AVEROUS M che	DEMAILLE Jacques	LAFFARGUE Franço s	PETIT P erre
AYRAL Guy	DESCOMPS Bernard	LALLEMANT Jean Gabr e	POUGET Rég s
BAILLAT Xav er	DIMEGLIO A a n	LAMARQUE Jean-Lou s	PUJOL Henr
BALDET P erre	DUBOIS Jean Bernard	LAPEYRIE Henr	RABISCHONG P erre
BALDY-MOULINIER M che	DUJOLS P erre	LEROUX Jean-Lou s	RAMUZ M che
BALMES Jean-Lou s	DUMAS Robert	LESBROS Dan e	REBOUL Jean
BANSARD N co e	DUMAZER Roma n	LOPEZ Franço s M che	RIEU Dan e
BAYLET René	ECHENNE Bernard	LORIOT Jean	ROCHEFORT Henr
BILLIARD M che	FABRE Serge	LOUBATIERES Mar e Made e ne	ROUANET DE VIGNE LAVIT Jean P erre
BLARD Jean-Mar e	FREREBEAU Ph ppe	MAGNAN DE BORNIER Bernard	SAINT AUBERT Bernard
BLAYAC Jean P erre	GALIFER René Benoît	MARTY ANE Char es	SANCHO-GARNIER Hé ène
BLOTMAN Franc s	GODLEWSKI Gu hem	MARY Henr	SANY Jacques
BONNEL Franço s	GRASSET Dan e	MATHIEU-DAUDE P erre	SEGNARBIEUX Franço s
BOURGEOIS Jean-Mar e	GUILHOU Jean-Jacques	MEYNADIER Jean	SENAC Jean-Pau
BOUSQUET Jean	GUITER P erre	MICHEL Franço s-Bernard	SERRE Ar ette
BRUEL Jean M che	HEDON berbard	MION Char es	SOLASSOL C aude
BUREAU Jean-Pau	HERTAULT Jean	MION Henr	VIDAL Jacques
			VISIÈRE Jean P erre

Professeurs Emérites

ARTUS Jean-C aude	LE QUELLEC A a n
BLANC François	MARES P erre
BONAFE A a n	MAUDELONDE Th erry
BOULENGER Jean-Ph ppe	MAURY M chère
BOURREL Gérard	MESSNER Patr ck
BRINGER Jacques	MILLAT Bertrand
CLAUSTRES M re e	MONNIER Lou s
DAURES Jean-P erre	MOURAD Georges
DAUZAT M che	PREFAUT Chr st an
DAVY Jean-Marc	PUJOL Rémy
DEDET Jean-P erre	RIBSTEIN Jean
ELEDJAM Jean-Jacques	SCHVED Jean-François
GROLLEAU RAOUX Robert	SULTAN Char es
GUERRIER Bernard	TOUCHON Jacques
GUILLOT Bernard	UZIEL A a n
JONQUET O vuer	VOISIN M che
LANDAIS Pau	ZANCA M che
LARREY Dom n que	

Docteurs Emérites

PRAT Dom n que
PUJOL Joseph

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Professeurs des Universités - Praticiens Hospitaliers

PU-PH de classe exceptionnelle

ALRIC Pierre	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option chirurgie vasculaire)
BACCINO Eric	Médecine légale et droit de la santé
BASTIEN Patrick	Parasitologie et mycologie
BEREGI Jean-Paul	Radiologie et imagerie médicale
BLAIN Hubert	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
BOULOT Pierre	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
CAPDEVILA Xavier	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
CHAMMAS Michel	Chirurgie orthopédique et traumatologique
COLSON Pascal	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
COMBE Bernard	Rhumatologie
COSTES Valérie	Anatomie et cytologie pathologiques
COTTALORDA Jérôme	Chirurgie infantile
COUBES Philippe	Neurochirurgie
COURTET Philippe	Psychiatrie d'adultes ; addictologie
CRAMPETTE Louis	Oto-rhino-laryngologie
CRISTOL Jean Paul	Biochimie et biologie moléculaire
CYTEVAL Catherine	Radiologie et imagerie médicale
DE LA COUSSAYE Jean Emmanuel	Médecine d'urgence
DE WAZIERES Benoît	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
DELAPORTE Eric	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
DEMOLY Pascal	Pneumologie ; addictologie
DOMERGUE Jacques	Chirurgie viscérale et digestive

DUFFAU Hugues	Neurochirurgie
ELIAOU Jean François	Immunologie
FABRE Jean Michel	Chirurgie viscérale et digestive
FRAPIER Jean-Marc	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
HAMAMAH Samir	Biologie et Médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
HERISSON Christian	Médecine physique et de réadaptation
JABER Samir	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
JEANDEL Claude	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
JORGENSEN Christian	Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie
KOTZKI Pierre Olivier	Biophysique et médecine nucléaire
LABAUGE Pierre	Neurologie
LEFRANT Jean-Yves	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
LEHMANN Sylvain	Biochimie et biologie moléculaire
LUMBROSO Serge	Biochimie et Biologie moléculaire
MERCIER Jacques	Physiologie
MEUNIER Laurent	Dermato-vénéréologie
MONDAIN Michel	Oto-rhino-laryngologie
MORIN Denis	Pédiatrie
PAGEAUX Georges-Philippe	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
PUJOL Pascal	Biologie cellulaire
QUERE Isabelle	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option médecine vasculaire)
RENARD Eric	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale
REYNES Jacques	Maladies infectieuses, maladies tropicales
RIPART Jacques	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
ROUANET Philippe	Cancérologie ; radiothérapie
SOTTO Albert	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
TAOUREL Patrice	Radiologie et imagerie médicale

TOUITOU Isabelle

Génétique

VANDE PERRE Philippe

Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

YCHOU Marc

Cancérologie ; radiothérapie

PU-PH de 1^{re} classe

AGUILAR MARTINEZ Patricia

Hématologie ; transfusion

ASSENAT Éric

Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie

AVIGNON Antoine

Nutrition

AZRIA David

Cancérologie ; radiothérapie

BAGHDADLI Amaria

Pédopsychiatrie ; addictologie

BLANC Pierre

Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie

BORIE Frédéric

Chirurgie viscérale et digestive

BOURDIN Arnaud

Pneumologie ; addictologie

CAMBONIE Gilles

Pédiatrie

CAMU William

Neurologie

CANOVAS François

Anatomie

CAPTIER Guillaume

Anatomie

CARTRON Guillaume

Hématologie ; transfusion

CAYLA Guillaume

Cardiologie

CHANQUES Gérald

Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire

CORBEAU Pierre

Immunologie

COULET Bertrand

Chirurgie orthopédique et traumatologique

CUVILLON Philippe

Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire

DADURE Christophe

Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire

DAUVILLIERS Yves

Physiologie

DE TAYRAC Renaud

Gynécologie-obstétrique, gynécologie médicale

DE VOS John

Histologie, embryologie et cytogénétique

DEMARIA Roland	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
DEREURE Olivier	Dermatologie - vénéréologie
DROUPY Stéphane	Urologie
DUCROS Anne	Neurologie
DUPEYRON Arnaud	Médecine physique et de réadaptation
FESLER Pierre	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
GARREL Renaud	Oto-rhino-laryngologie
GENEVIEVE David	Génétique
GUILLAUME Sébastien	Psychiatrie d'adultes ; addictologie
GUIU Boris	Radiologie et imagerie médicale
HAYOT Maurice	Physiologie
HOUEDE Nadine	Cancérologie ; radiothérapie
KLOUCHE Kada	Médecine intensive-réanimation
KOENIG Michel	Génétique
KOUYOUMDJIAN Pascal	Chirurgie orthopédique et traumatologique
LAFFONT Isabelle	Médecine physique et de réadaptation
LAVABRE-BERTRAND Thierry	Histologie, embryologie et cytogénétique
LAVIGNE Jean-Philippe	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
LE MOING Vincent	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
LECLERCQ Florence	Cardiologie
MARIANO-GOULART Denis	Biophysique et médecine nucléaire
MATECKI Stéfan	Physiologie
MORANNE Olivier	Néphrologie
MOREL Jacques	Rhumatologie
NAVARRO Francis	Chirurgie viscérale et digestive
NOCCA David	Chirurgie viscérale et digestive
PASQUIE Jean-Luc	Cardiologie

PERNEY Pascal	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
PRUDHOMME Michel	Anatomie
PUJOL Jean Louis	Pneumologie ; addictologie
PURPER-OUAKIL Diane	Pédopsychiatrie ; addictologie
ROGER Pascal	Anatomie et cytologie pathologiques
TRAN Tu-Anh	Pédiatrie
VERNHET Héléne	Radiologie et imagerie médicale

PU-PH de 2ème classe

BOURGIER Céline	Cancérologie; radiothérapie
CANAUD Ludovic	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option chirurgie vasculaire)
CAPDEVIELLE Delphine	Psychiatrie d'Adultes ; addictologie
CLARET Pierre-Géraud	Médecine d'urgence
COLOMBO Pierre-Emmanuel	Cancérologie ; radiothérapie
COSTALAT Vincent	Radiologie et imagerie médicale
DAIEN Vincent	Ophthalmologie
DORANDEU Anne	Médecine légale et droit de la santé
FAILLIE Jean-Luc	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
FUCHS Florent	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
GABELLE DELOUSTAL Audrey	Neurologie
GAUJOUX Viala Cécile	Rhumatologie
GODREUIL Sylvain	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
GUILPAIN Philippe	Médecine Interne, gériatrie et biologie du vieillissement; addictologie
HERLIN Christian	Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique, brûlologie
IMMEDIATO DAIEN Claire	Rhumatologie
JACOT William	Cancérologie ; Radiothérapie
JEZORSKI Eric	Pédiatrie

JUNG Boris	Médecine intensive-réanimation
KALFA Nicolas	Chirurgie infantile
LACHAUD Laurence	Parasitologie et mycologie
LALLEMANT Benjamin	Oto-rhino-laryngologie
LE QUINTREC DONNETTE Moglie	Néphrologie
LETOUZEY Vincent	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
LONJON Nicolas	Neurochirurgie
LOPEZ CASTROMAN Jorge	Psychiatrie d'Adultes ; addictologie
LUKAS Cédric	Rhumatologie
MENJOT de CHAMPFLEUR Nicolas	Radiologie et imagerie médicale
MILLET Ingrid	Radiologie et imagerie médicale
MURA Thibault	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de la communication
NAGOT Nicolas	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de la communication
OLIE Emilie	Psychiatrie d'adultes; addictologie
PANARO Fabrizio	Chirurgie viscérale et digestive
PARIS Françoise	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
PELLESTOR Franck	Histologie, embryologie et cytogénétique
PEREZ MARTIN Antonia	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option médecine vasculaire)
POUDEROUX Philippe	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
RIGAU Valérie	Anatomie et cytologie pathologiques
RIVIER François	Pédiatrie
ROSSI Jean François	Hématologie ; transfusion
ROUBILLE François	Cardiologie
SEBBANE Mustapha	Médecine d'urgence
SIRVENT Nicolas	Pédiatrie
SOLASSOL Jérôme	Biologie cellulaire
STOEBNER Pierre	Dermato-vénéréologie

SULTAN Ariane	Nutrition
THOUVENOT Éric	Neurologie
THURET Rodolphe	Urologie
TUAILLON Edouard	Bactériologie-virologie; hygiène hospitalière
VENAIL Frédéric	Oto-rhino-laryngologie
VILLAIN Max	Ophthalmologie
VINCENT Denis	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
VINCENT Thierry	Immunologie
WOJTUSCISZYN Anne	Endocrinologie-diabétologie-nutrition

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

1^{re} classe :

COLINGE Jacques (Cancérologie, Signalisation cellulaire et systèmes complexes)

LAOUDJ CHENIVESSE Dalila (Biochimie et biologie moléculaire)

VISIER Laurent (Sociologie, démographie)

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - Médecine générale

1^{re} classe :

LAMBERT Philippe

AMOUYAL Michel

PROFESSEURS ASSOCIES - Médecine Générale

CLARY Bernard

DAVID Michel

GARCIA Marc

PROFESSEURS ASSOCIES - Médecine



BESSIS Didier (Dermato-vénérologie)

MEUNIER Isabelle (Ophtalmologie)

MULLER Laurent (Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire)

PERRIGAULT Pierre-François (Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire)

QUANTIN Xavier (Pneumologie)

ROUBERTIE Agathe (Pédiatrie)

VIEL Eric (Soins palliatifs et traitement de la douleur)

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Maîtres de Conférences des Universités - Praticiens Hospitaliers

MCU-PH Hors classe - Echelon Exceptionnel

RICHARD Bruno	Médecine palliative
SEGONDY Michel	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

MCU-PH Hors classe

BADIOU Stéphanie	Biochimie et biologie moléculaire
BOULLE Nathalie	Biologie cellulaire
CACHEUX-RATABOUL Valère	Génétique
CARRIERE Christian	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
CHARACHON Sylvie	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
FABBRO-PERAY Pascale	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
GIANSILY-BLAIZOT Muriel	Hématologie ; transfusion

MCU-PH de 1^{re} classe

BERTRAND Martin	Anatomie
BOUDOUSQ Vincent	Biophysique et médecine nucléaire
BRET Caroline	Hématologie biologique
BROUILLET Sophie	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
COSSEE Mireille	Génétique
GIRARDET-BESSIS Anne	Biochimie et biologie moléculaire
LAVIGNE Géraldine	Hématologie ; transfusion
LESAGE François-Xavier	Médecine et Santé au Travail
MARTRILLE Laurent	Médecine légale et droit de la santé
MATHIEU Olivier	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie

MOUZAT Kévin	Biochimie et biologie moléculaire
PANABIERES Catherine	Biologie cellulaire
RAVEL Christophe	Parasitologie et mycologie
SCHUSTER-BECK Iris	Physiologie
STERKERS Yvon	Parasitologie et mycologie
THEVENIN-RENE Céline	Immunologie
<u>MCU-PH de 2^{ème} classe</u>	
BERGOUX Anne	Génétique
CHIRIAC Anca	Immunologie
DE JONG Audrey	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
DU THANH Aurélie	Dermato-vénéréologie
FITENI Frédéric	Cancérologie ; radiothérapie
GOUZI Farès	Physiologie
HERRERO Astrid	Chirurgie viscérale et digestive
HUBERLANT Stéphanie	Gynécologie-obstétrique ; Gynécologie médicale
KUSTER Nils	Biochimie et biologie moléculaire
MAKINSON Alain	Maladies infectieuses, Maladies tropicales
PANTEL Alix	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
PERS Yves-Marie	Thérapeutique; addictologie
ROUBILLE Camille	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie
SZABLEWSKY	Anatomie et cytologie pathologiques

Maîtres de Conférences des Universités - Médecine Générale

MCU-MG de 1^{re} classe

COSTA David

OUDE ENGBERINK Agnès

MCU-MG de 2^{ème} classe

FOLCO-LOGNOS Béatrice

CARBONNEL François

Maîtres de Conférences associés - Médecine Générale

CAMPAGNAC Jérôme

LOPEZ Antonio

MILLION Elodie

PAVAGEAU Sylvain

REBOUL Marie-Catherine

SERAYET Philippe

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Maitres de Conférences des Universités

Maîtres de Conférences hors classe

BADIA Eric	Sciences biologiques fondamentales et cliniques
CHAZAL Nathalie	Biologie cellulaire

Maîtres de Conférences de classe normale

BECAMEL Carine	Neurosciences
BERNEX Florence	Physiologie
CHAUMONT-DUBEL Séverine	Sciences du médicament et des autres produits de santé
DELABY Constance	Biochimie et biologie moléculaire
GUGLIELMI Laurence	Sciences biologiques fondamentales et cliniques
HENRY Laurent	Sciences biologiques fondamentales et cliniques
HERBET Guillaume	Neurosciences
LADRET Véronique	Mathématiques appliquées et applications des mathématiques
LAINÉ Sébastien	Sciences du Médicament et autres produits de santé
LE GALLIC Lionel	Sciences du médicament et autres produits de santé
LOZZA Catherine	Sciences physico-chimiques et technologies pharmaceutiques
MAIMOUN Laurent	Sciences physico-chimiques et ingénierie appliquée à la santé
MOREAUX Jérôme	Science biologiques, fondamentales et cliniques
MORITZ-GASSER Sylvie	Neurosciences
MOUTOT Gilles	Philosophie
PASSERIEUX Emilie	Physiologie
RAMIREZ Jean-Marie	Histologie
RAYNAUD Fabrice	Sciences du Médicament et autres produits de santé
TAULAN Magali	Biologie Cellulaire

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

Praticiens Hospitaliers Universitaires

BARATEAU Luc e	Physiologie
BASTIDE Sophie	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
CAZAUBON Yoann	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
DAGNEAUX Louis	Chirurgie orthopédique et traumatologique
DUFLOS Carole	Biochimie, informatique médicale et technologies de la communication
GOULABCHAND Radv	Médecine interne ; gériatrie et biogérontologie ; addictologie
LATTUCA Benoît	Cardiologie
MARIA Alexandre	Médecine interne ; gériatrie et biogérontologie ; addictologie
MIOT Stéphane	Médecine interne ; gériatrie et biogérontologie ; addictologie
SARRABAY Guillaume	Génétique
SOUICHE François-Régis	Chirurgie vasculaire et digestive

ANNEE UNIVERSITAIRE 2020 - 2021

PERSONNEL ENSEIGNANT

PH chargés d'enseignements

ABOUKRAT Patric	BLANCHET Catherine	COROIAN Faviana-Oana	GINIES Patric
AKKARI Mohamed	BLATIERE Veronique	COUDRAY Sarah	GRECO Frédéric
ALRIC Jérôme	BOBBIA Xavier	CRANSAC Frédéric	GUEDJ Anne Marie
AMEDRO Pasca	BOGE Gudrun	CUNTZ Daniele	GUYON Gaë
AMOUREUX Cyr	BOURRAIN Jean Luc	DARDALHON Brigitte	HENRY Vincent
ANTOINE Vaéry	BOUYABRINE Hassan	DAVID Aurore	JAMMET Patric
ARQUIZAN Carole	BRINGER-DEUTSCH Sophie	DE BOUTRAY Marie	JEDRYKA François
ATTALIN Vincent	BRINGUIER BRANCHEREAU Sophie	DE LA TRIBONNIÈRE Xavier	JREIGE Rad
AYRIGNAC Xavier	BRISOT Dominique	DEBIEN Basile	KINNE Mélanie
BADR Maha	BRONER Jonathan	DELPONT Marion	LABARIAS Coraë
BAIS Céline	CADE Stéphane	DENIS Héène	LACAMBRE Mathieu
BARBAR Saber Davide	CAIMMI Davide Pao	DEVILLE de PERIERE Ges	LANG Philippe
BASSET Didier	CARR Julie	DJANIKIAN Flora	LAZERGES Cyr
BATIFOL Dominique	CARTIER César	DONNADIEU-RIGOLE Héène	LE GUILLOU Cédric
BATTISTELLA Pasca	CASPER Thierry	FAIDHERBE Jacques	LEGLISE Marie Suzanne
BAUCHET Luc	CASSINOTTO Christophe	FATTON Brigitte	LOPEZ Régis
BENEZECH Jean-Pierre	CATHALA Philippe	FAUCHERRE Vincent	LUQUIENS Amandine
BENNYS Karim	CAZABAN Michèle	FILLERON Anne	MANZANERA Cyr
BERNARD Nathalie	CHARBIT Jonathan	FITENI Frédéric	MARGUERITTE Emmanuelle
BERTCHANSKY Ivan	CHEVALLIER Thierry	FOURNIER Philippe	MARTIN Lucie
BIBOULET Philippe	CHEVALLIER-MICHAUD Josyane	GAILLARD Nicolas	MATTATIA Laurent
BIRON-ANDREANI Christine	COLIN Olivier	GALMICHE Sophie	MEROUEH Fad
BLANC Brigitte	CONSEIL Mathieu	GENY Christian	MEYER Pierre
BLANCHARD Sylvie	CORBEAU Catherine	GERONIMI Laetitia	MILESI Christophe

MORAU Esté e	SEGURET Fab enne
MOSER Cam e	SENESSE P erre
MOUSTY Eve	SKALLI E Medh
MOUTERDE Gaë	SOLA Chr ste e
PANSARD N co e	SOULLIER Cam e
PERNIN V ncent	STOEBNER DELBARRE Anne
PERRIGAULT P erre François	TEOT Luc
PEYRON P erre-Anto ne	THIRION Mar na
PICARD Er c	VACHIERY-LAHAYE F orence
PICOT Mar e Chr st ne	VERNES Er c
PIERONI Laurence	VINCENT Laure
POQUET Hé ène	WAGNER Laurent
PUJOL Sarah-L se	ZERKOWSKI Laet t a
PUPIER F orence	
QUANTIN Xav er	
RAFFARD Laurence	
RAPIDO Francesca	
RIBRAULT A ce	
RICHAUD-MOREL Br g tte	
RIDOLFO Jérôme	
RIPART Sy v e	
RONGIERES M che	
ROULET Agnès	
RUBENOVITCH Josh	
SANTONI Fann e	
SASSO M ène	
SCHULDINER Soph e	

REMERCIEMENTS

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DU CORPS ENSEIGNANT	3
REMERCIEMENTS	8
TABLE DES MATIÈRES	9
LISTE DES ABREVIATIONS	13
INTRODUCTION	15
PARTIE I LA LOMBALGIE CHRONIQUE	17
I GENERALITES	17
1 EPIDEMIOLOGIE	17
2 CONTEXTE ECONOMIQUE.....	17
3 DEFINITION	18
4 LOMBALGIE SPECIFIQUE OU SECONDAIRE.....	19
II LA LOMBALGIE COMMUNE	20
1 FACTEURS DE RISQUE	20
2 DUREE D'EVOLUTION	20
3 FACTEURS DE RISQUE DE CHRONICISATION.....	20
4 EXAMEN CLINIQUE	22
5 EXAMENS COMPLEMENTAIRES.....	22
6 PRISE EN CHARGE	23
III LA BIOMECHANIQUE DU RACHIS LOMBAIRE	25
1 LES GENERALITES DU RACHIS	25
2 DESCRIPTION D'UNE VERTEBRE LOMBAIRE	25
3 LES MUSCLES DU RACHIS.....	28
4 L'EQUILIBRE SAGITTAL PELVIEN	30
5 LA MOBILITE DU RACHIS LOMBAIRE.....	31
6 LES CONTRAINTES DU RACHIS LOMBAIRE.....	33
PARTIE 2 L'ANALYSE CINEMATIQUE DU RACHIS	35
I INTRODUCTION.....	35
II LES DIFFERENTES TECHNIQUES D'ANALYSE CINEMATIQUE	35
1 LE SYSTEME OPTOELECTRONIQUE OU SYSTEME DE SUIVI OPTIQUE PAR CAMERA	37
2 LE SYSTEME ELECTROMAGNETIQUE.....	37
3 LE SYSTEME PAR CAPTEURS INERTIELS : XSENS	37
III REVUE DE LA LITTERATURE COMPARANT LE SYSTEME XSENS AU SYSTEME DE REFERENCE.....	39
IV LES PARAMETRES ETUDIES DANS LA LITTERATURE	43
1 L'ANALYSE DE LA MARCHÉ	43
2 LA VITESSE	46
3 L'AMPLITUDE ARTICULAIRE MAXIMALE (ROM).....	46

4 LA DISSOCIATION LOMBOPELVIENNE	48
<u>PATIENTS ET METHODES</u>	<u>51</u>
I CHOIX DE L'ETUDE	51
II CARACTERISTIQUES DE LA POPULATION	51
1 RECRUTEMENT DES PATIENTS LOMBALGIQUES	51
2 RECRUTEMENT DES SUJETS SAINS	52
III SYSTEME DE MESURE	52
1 LE CAPTEUR INERTIEL	52
2 LE MATERIEL UTILISE	53
IV PROTOCOLE	53
1 LIEU	53
2 CAHIER DES CHARGES	53
3 LES MESURES	54
4 LA MISE EN PLACE	54
5 LA PHASE DE CALIBRATION	55
6 LES MOUVEMENTS MESURES	56
V PARAMETRES CINEMATIQUES ETUDIES	57
1 LA VITESSE MAXIMALE	57
2 L'AMPLITUDE ARTICULAIRE	57
3 LA DISSOCIATION THORACOPELVIENNE	57
4 LA FLUIDITE	58
5 L'ABSORPTION	58
<u>RESULTATS</u>	<u>59</u>
I CARACTERISTIQUES DE LA POPULATION	59
1 CARACTERISTIQUES ANTHROPOMETRIQUES DES LOMBALGIQUES ET DES SUJETS SAINS	59
2 CARACTERISTIQUES PRINCIPALES DES PATIENTS LOMBALGIQUES	60
3 CARACTERISTIQUES SECONDAIRES DES PATIENTS LOMBALGIQUES	60
II RESULTATS DES QUESTIONNAIRES	61
III ANALYSE STATISTIQUE	62
IV ANALYSE CINEMATIQUE DES DIFFERENTS MOUVEMENTS	63
1 LA FLEXION ET RETOUR EN POSITION INITIALE	63
2 ASSIS/DEBOUT	68
3 L'EXTENSION	69
4 LA MARCHE	71
V CORRELATION ENTRE LES RESULTATS DES QUESTIONNAIRES ET LA FLUIDITE	71
1 QUESTIONNAIRE QUEBEC	71
2 QUESTIONNAIRE TAMPA	72
3 QUESTIONNAIRE FABQ TRAVAIL ET ACTIVITE PHYSIQUE	73
4 QUESTIONNAIRE DALLAS	73
5 QUESTIONNAIRE HAD ANXIETE ET DEPRESSION	74
VI SUIVI DES BIOMARQUEURS : AVANT ET APRES REEDUCATION	75
1 LA FLEXION ET LE RETOUR EN POSITION INITIALE	75
2 L'EXTENSION ET ASSIS/DEBOUT	77
<u>DISCUSSION</u>	<u>79</u>
<u>CONCLUSION</u>	<u>82</u>

ANNEXES	83
ANNEXE 1 : FICHE DE RECRUTEMENT DE LA POPULATION TEMOIN	83
ANNEXE 2 : CAHIER DES CHARGES	84
BIBLIOGRAPHIES.....	98
SERMENT	102
RESUME	103

LISTE DES ABREVIATIONS

ACP : Analyse en composantes principales

AINS : Anti inflammatoire non stéroïdiens

AVC : Accident vasculaire Cérébral

CMC : Coefficient de corrélation multiple (en anglais : Coefficient of Multiple Corrélation)

ENMG : Electroneuromyogramme

ETP : Éducation Thérapeutique du Patient

EVA : Échelle Visuelle Analogique

FABQ : Questionnaire sur les croyances relatives à la peur et à l'évitement (en anglais : Fear Avoidance Beliefs Questionnaire)

HAD : Échelle d'anxiété et dépression (en anglais : Hospital Anxiety and Depression scale)

HAS : Haute autorité de santé

IBS : International Society of Biomechanics

IMC : Indice de Masse Corporelle

IMCi : Capture de mouvement inertielle (en anglais : Inertial Motion Capture)

IMU : Unité de mesure inertielle

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

LBP : Lombalgie chronique (en anglais : Low Back Pain)

NICE : Institut national pour l'excellence en matière de santé et de soins (en anglais : National Institute for Health and Care Excellence)

NP : Nucleus Pulposus

OMC : Capture de mouvement optique (en anglais : Optique Motion Capture)

OMS : Organisation mondiale de santé

ROM : Amplitude articulaire (en anglais: Range Of Motion)

rRMSE : Erreurs quadratiques moyennes (en anglais : Root Mean Square Errors relative)

TSK: Échelle Tampa sur la kinésiophobie (en anglais: Tampa Scale for Kinesiophobia)

Xsens MVN : système de capture de mouvement par inertie : Xsens 'Moven'

3D : Tridimensionnelle

INTRODUCTION

La lombalgie commune est une des pathologies les plus fréquentes dans les pays industrialisés : 80% de la population présentera un épisode de lombalgie au cours de sa vie (1). Elle constitue la deuxième cause de consultation médicale et se positionne en 3^{ème} place concernant les demandes d'invalidité.

Résolutive dans 80% des cas, la lombalgie évolue vers une forme chronique pour 8% des patients et représente jusqu'à 85 % des coûts médicaux de toutes les lombalgies (1)(2).

La lombalgie est un syndrome multidimensionnel et son évolution est liée à l'intrication de plusieurs facteurs : personnels, psychologiques, professionnels, socioéconomiques mais aussi à des facteurs biomécaniques (1,3–5). Sa prise en charge initiale est avant tout antalgique et doit être la plus transitoire possible (3). L'identification des facteurs de risque de passage à la chronicité dans la lombalgie constitue un enjeu pronostique, économique et thérapeutique majeur (3).

Au cours de la prise en charge des patients lombalgiques chroniques sont réalisées des examens cliniques simples mais ces examens ne permettent pas la prise de mesure en continu lors d'une activité fonctionnelle. De plus, ils se limitent à des mesures prises dans un seul plan de mouvement, peu représentatives de la réalité. L'examen y est associé à la réalisation d'auto-questionnaires sur la qualité de vie du patient et son ressenti global. Plusieurs questionnaires ont été validés dans le suivi des patients, mais ils restent subjectifs et peuvent manquer de sensibilité et/ou de spécificité.

Depuis les années 90, avec l'émergence de l'analyse biomécanique tridimensionnelle, plusieurs travaux ont été menés dans le but de comprendre et d'analyser le comportement des sujets sains et des patients lombalgiques. Laird et al en 2014 et Enrica Papi en 2018 ont répertorié toutes les études réalisées sur la cinématique lombaire et ont montré que le paramètre le plus mesuré était l'amplitude articulaire maximale, appelé la Range Of Motion (ROM) par les Anglo-Saxons. Ce paramètre refléterait la souplesse et la condition physique du patient. La vitesse angulaire et l'accélération ont également été largement étudiés dans les différents travaux. Toutes ces mesures sont diminuées chez les patients lombalgiques comparés aux sujets sains lors des mouvements de flexion, d'extension, lors du passage de la position debout à assis ou encore à la marche (actions les plus étudiées) (6)(7). Mais jusqu'à présent, cette

nouvelle technique de mesure n'a pas permis d'intégrer un protocole d'analyse du mouvement dédié à la pratique clinique des patients lombalgiques chroniques. En effet, selon la technique utilisée, elle reste souvent contraignante et difficilement réalisable (contrainte du milieu, coût onéreux).

Avec l'avènement des nouveaux capteurs inertiels, de nouvelles perspectives se présentent. En effet, petits et portables, ils ne nécessitent pas un milieu adapté, et leur mise en place est plus simple. Il serait alors intéressant d'étudier de nouveaux paramètres ou biomarqueurs non décrits jusqu'à présent dans la littérature.

En effet, cela permettrait de faciliter non seulement l'évaluation clinique mais également le suivi des patients et apporterait aux cliniciens et aux patients une meilleure compréhension du dysfonctionnement moteur et ainsi permettrait d'optimiser leur prise en charge thérapeutique.

L'objectif principal de cette étude est d'examiner le comportement du patient lombalgique par rapport à une population saine et de proposer des mesures cinématiques reproductibles, fiables et pertinentes. Pour cela nous allons utiliser un nouveau système de capture inertiel Xsens et analyser des mouvements du plus simple au plus fonctionnel permettant ainsi de se rapprocher au plus près des situations quotidiennes, le tout en prenant en compte l'ensemble du corps humain.

Les objectifs secondaires seraient d'une part de rechercher une corrélation entre ces différents résultats et les auto-questionnaires pour identifier leur comportement en fonction de leur niveau de peur et croyance et d'autre part, d'analyser l'évolution de ces paramètres avant/ après rééducation.

PARTIE I LA LOMBALGIE CHRONIQUE

I GENERALITES

1 Epidémiologie

La lombalgie est l'un des problèmes de santé les plus courants dans le monde avec une prévalence ponctuelle mondiale de la lombalgie de 12-33% et sur un an de 22-65% (8). Elle est plus fréquente chez les femmes que chez les hommes et chez les personnes âgées de 40 à 69 ans que dans les autres groupes d'âge (5).

Selon l'HAS, les lombalgies constituent un problème tellement important que l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a fait des années 2000 à 2010 :la décennie des os et des articulations. Cette décennie amène une véritable prise de conscience des conséquences humaines et socio-économiques des affections musculo-squelettiques, qui augmentent de façon considérable avec le vieillissement de la population.

La lombalgie concerne aussi bien un problème de santé publique, que de santé au travail avec un impact direct sur la désinsertion professionnelle.

2 Contexte économique

Dans une étude parue dans le Lancet en 2020 (9) sur les besoins mondiaux en service de réadaptation, la lombalgie est la pathologie la plus représentée dans 134 sur 204 pays analysés dans l'étude avec près de 568 millions de personnes dans le monde et 64 millions d'années de vie vécues avec un handicap. (Figure 1)

En raison de l'augmentation de la population et de son vieillissement, le nombre de personnes souffrant d'un handicap dû à la lombalgie tendra à augmenter dans les années à venir, et touche davantage les pays à faible et moyen revenu dont les systèmes de santé ne permettent pas une prise en charge adéquate (3).

L'étude de Schofield et al. (10) montrent un taux de retraite anticipé de 41% dans la population australienne âgée de 45 à 64 ans souffrant de lombalgie, avec une perte de revenu de plus de 13% par rapport à la population active de même âge. Il y est également précisé que deux fois plus de retraites anticipées sont prises chez les patients lombalgiques chroniques que dans la

population générale, valeur supérieure à celle des patients souffrant de dépression ou de pathologies cardio-vasculaires.

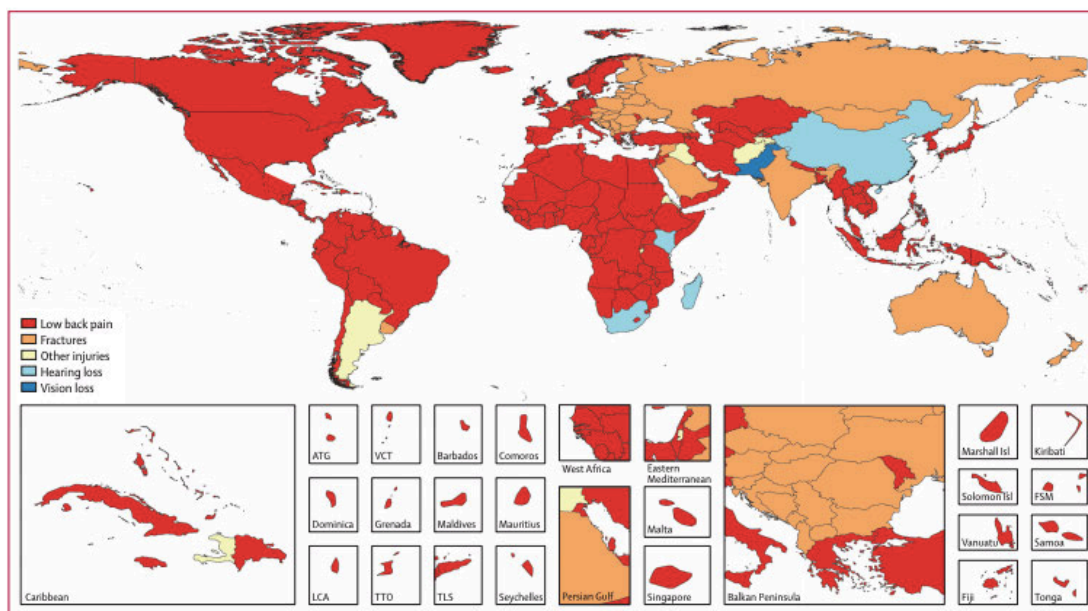


Figure 4: Map of leading health conditions requiring rehabilitation in each country, 2019

Figure 1: Carte des principaux problèmes de santé nécessitant une réadaptation dans chaque pays en 2019, d'après Cieza et al. 2020 (9). La couleur de chaque pays correspond au critère d'admission principal en service de réadaptation.

Au niveau national, les lombalgies représentent pour la branche arrêt de travail-maladie professionnelle, un coût de plus d'un milliard d'euros par an d'après l'HAS (11). En effet, les 5 à 10 % de patients lombalgiques chroniques représentent à eux seuls 70 à 80 % de l'ensemble des coûts liés aux rachialgies (1). Cela représente donc un enjeu pour le système de santé français. Elle est la première cause d'arrêt de travail (1) avec 30 % des arrêts de plus de six mois. Elle se positionne à la troisième place des causes d'invalidité (HAS) et passe à la première position pour la population de moins de 45 ans (9).

Concernant le taux de retour au travail dans cette population, il est de 40 à 50% après 6 mois d'arrêt, et ne cesse de diminuer avec la durée de l'arrêt pour représenter 15 à 25 % après un an d'arrêt et finalement devenir quasi nul après deux ans d'absence du lieu de travail (1).

3 Définition

Il faut distinguer deux types de lombalgies, opposées aussi bien sur leur étiologie que sur leur prise en charge : la lombalgie spécifique ou aussi appelée secondaire, et la lombalgie commune. La lombalgie secondaire est causée par une pathologie sous-jacente alors que pour la lombalgie

dite commune on ne retrouve pas de causes et elle représente environ 90% des douleurs lombaires (5).

4 Lombalgie spécifique ou secondaire

La lombalgie secondaire ne représente que 10% des douleurs lombaires mais doit systématiquement être évoquée avant d'affirmer qu'une lombalgie soit dite « commune ». Parmi les différentes étiologies, on peut citer les fractures vertébrales (4% des lombalgies totales), les sténoses vertébrales (3%), les maladies viscérales (2%) , les tumeurs ou métastases (<1%) ou encore les infections (0-0,1%)(5).

Ainsi, lors du diagnostic, il est nécessaire de faire un interrogatoire complet pour rechercher les signes d'alertes aussi appelés les 'drapeaux rouges' orientant alors vers des causes secondaires. En plus des âges extrêmes (moins de vingt ans ou de plus de cinquante-cinq ans), l'interrogatoire doit rechercher l'absence de :

- Douleur d'horaire inflammatoire
- Signes neurologiques étendus (troubles vésico-sphinctériens, atteinte sensitive et/ou motrice des membres inférieurs, syndrome de la queue de cheval)
- Traumatisme du rachis ancien ou récent
- Cancer, d'altération de l'état général ou de perte de poids inexplicée
- Syndrome fébrile, d'usage de produits illicites intraveineux ou d'usage prolongé de corticoïdes ou médicaments immunosuppresseurs
- Déformation structurale importante
- Apparition de la lombalgie aux âges chez un patient jeune (HAS)(11)

II LA LOMBALGIE COMMUNE

Après avoir écarté les ‘drapeaux rouges’ cités ci-dessus, on peut alors poser le diagnostic de lombalgie commune qui par définition est un diagnostic d’élimination et représente environ 90% des douleurs lombaires (5).

1 Facteurs de risque

Dans la littérature, certains facteurs de risques d’apparition d’une lombalgie ont été retrouvés : âge, tabac, obésité, syndrome dépressif, mode de vie et profession (1). Une récente étude a précisé la charge à partir de laquelle des douleurs lombaires peuvent apparaître, et montre qu’au-delà d’un soulevé de 10kg répétée plus de 10 fois par jour, on multiplie par sept le risque d’apparition de lombalgie (5).


2 Durée d’évolution

La lombalgie peut également être définie selon sa durée d’évolution (12). Si les symptômes disparaissent avant six semaines, on parle de lombalgie aiguë. En revanche si la douleur persiste entre six semaines et trois mois, le terme de lombalgie subaiguë est utilisé. Pour une douleur au-delà de 3 mois, présente de manière quasi quotidienne sans tendance à l’amélioration, elle prend le terme de lombalgie chronique (11).

3 Facteurs de risque de chronicisation

a Les drapeaux jaunes

Les facteurs de risques de passage à la chronicisation sont nommés « drapeaux jaunes », terme ayant été employé pour la première fois par Kendall et ses collaborateurs en 1997 (13)(14). Ils ont été étudiés dans de nombreux travaux et sont retrouvés des facteurs personnels, propres à la maladie, professionnels, physiques, socio-économiques avec un bas niveau d’éducation et de ressources et des facteurs médico-légaux représentés dans la figure 2 (1)(3)(15).

Drapeaux jaunes (personne) 

- Pensées
- Catastrophisme
- Croyances sur l'état, la douleur, la nocivité
- Attentes négatives du futur
- Sentiments
- Inquiétude, détresse, anxiété, dépression
- Peur du mouvement
- Incertitudes sur le futur
- Comportement
- Description de symptômes extrêmes
- Stratégies de *coping* passives
- Inefficacité des traitements

Figure 2 : Représentation de facteurs biopsychosociaux ou drapeaux jaunes d'après l'HAS 2019.

b Le modèle bio psychosocial

Un chirurgien orthopédique nommé Waddell sera le premier à identifier ces facteurs de risque de chronicisation au début du 20ème siècle. En effet, du modèle biomédical simple basé sur la lésion tissulaire, Waddell (4) modélise sur le plan cognitif, affectif et comportemental les rapports entre la douleur, la lésion et les conséquences en terme d'incapacité, la perte d'emploi et l'isolement social que peut provoquer la lombalgie. C'est ce qu'il appellera : *la théorie du Fear Avoidance Beliefs* (attitude d'évitement par peur de créer une lésion ou de se faire du mal).

Les patients présentant des lombalgies chroniques ont souvent des croyances erronées concernant leur pathologie, ainsi que le lien entre leurs symptômes et l'activité physique (personnelle et professionnelle). Le questionnaire : fear avoidance beliefs questionnaire (FABQ) permet de prendre en compte cette dimension (16).

Afin de détecter les autres facteurs de chronicité, plusieurs autres auto questionnaires ont été validés (17). Par exemple, les questionnaires Quebec et Oswestry permettent d'évaluer l'état fonctionnel du patient. La peur du mouvement, appelée kinésiophobie, est évaluée par le questionnaire Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK) (17)(18). La composante anxieuse et dépressive du patient est évaluée par le score Hospital Anxiety and Depression scale (HAD). Le questionnaire DALLAS permet d'évaluer la qualité de vie du patient.

4 Examen clinique

La lombalgie chronique entraîne un déconditionnement à l'effort décrit par Mayer en 1985 (19) entraînant une diminution des capacités physiques avec une raideur musculaire des chaînes antérieures et postérieures, des plans sous pelviens et des muscles du tronc ainsi qu'une diminution des mobilités rachidiennes.

L'évaluation de la mobilité du rachis lombaire et de ses amplitudes articulaires sont mesurées à l'examen clinique par des tests et des mesures simples, rapides et reproductibles. En effet, la souplesse lombaire est mesurée grâce à l'indice de Schober, considéré comme pathologique si inférieur à 4 cm. La flexion du rachis lombaire peut être aussi mesurée en prenant la distance la distance doigts-sol. L'inclinaison latérale est mesurée en prenant également la distance doigts-sol. La raideur des chaînes antérieures et notamment celle des muscles quadriceps est mesurée par la distance talon-fesse (le patient est en décubitus ventral, on réalise une flexion du genou et on mesure la distance talon-ischion). La raideur des chaînes postérieures représentée essentiellement par les muscles ischio jambiers est mesurée par l'angle poplité (hanche à 90° de flexion passive en décubitus dorsal, le genou en extension passive). Un angle poplité compris entre 0° et 30° peut être considéré comme normal.

5 Examens complémentaires

Lors d'un épisode de lombalgie aiguë, en l'absence de signes d'alertes (drapeaux rouges), aucune imagerie n'est indiquée d'après les recommandations de l'HAS 2019 (11).

Cependant si la douleur évolue depuis plus de 3 mois, il est recommandé de réaliser des examens complémentaires. Une IRM lombaire (ou un scanner s'il existe des contre-indications à l'IRM) est pratiquée, avec des coupes sagittales, axiales et coronales T1, T2, STIR. Celle-ci permet alors de rechercher des signes de discopathie (dégénérescence, protrusion ou hernie discale plus ou moins protrusive), une atteinte articulaire postérieure ou encore un conflit disco-radiculaire.

Cependant, il est important de préciser qu'il y a une mauvaise corrélation radio-clinique, les différentes lésions anatomiques visibles à l'imagerie ne sont pas systématiquement liées aux douleurs ressenties par le patient.

6 Prise en charge

a La lombalgie aiguë

Réassurance

Symptôme transitoire dans la plupart des cas, il est important d'informer le patient sur la bénignité de la lombalgie aiguë. En effet, la réassurance est un point déterminant de la prise en charge, il faut expliquer au patient que la lombalgie est d'évolution favorable dans la majorité des cas (5). Il faut également aborder les idées fausses sur le repos prolongé qui n'est pas recommandé. Si le repos au lit est nécessaire en raison de l'intensité de la douleur, il ne doit pas excéder deux jours (17). Il est important d'encourager le patient à rester le plus actif possible en conservant autant que possible l'activité professionnelle (1)(12)(20).

Les traitements médicamenteux

D'après le National Institute for Health and Care Excellence (NICE) 2016 ou les recommandations françaises (21), seuls deux médicaments ont fait preuve d'une efficacité dans la lombalgie aiguë. Les anti-inflammatoires non stéroïdiens (AINS) par voie orale ainsi que les opioïdes faibles (avec ou sans paracétamol si le patient ne tolère pas ou ne répond pas à un AINS) sont les deux traitements à privilégier mais leurs effets restent modérés et sont souvent controversés selon l'HAS (11).

b La lombalgie chronique

La kinésithérapie

Associée au traitement médicamenteux si nécessaire, la kinésithérapie joue un rôle central dans la prise en charge des lombalgies chroniques. Elle est recommandée sur la base d'un haut niveau de preuve (11).

Cette rééducation intègre des exercices de renforcement musculaire axés les abdominaux (plus particulièrement le muscle transverse profond) et les muscles paravertébraux (plus particulièrement le muscle multifidus, extenseur du rachis). En effet, les études réalisées au moyen des machines isocinétiques ont permis de quantifier et préciser les rapports existant entre la force des extenseurs et des fléchisseurs du rachis en calculant des ratios de force spinaux/abdominaux (22). La valeur normale de ce rapport est de 1,3, une valeur égale à 1 multiplie le risque de lombalgie par 3. On insistera alors particulièrement sur le travail des

muscles spinaux. Le kinésithérapeute jouera également un rôle essentiel dans l'apprentissage d'exercices permettant alors une auto-rééducation rendant le patient actif de sa prise en charge.

Les programmes de rééducation

L'émergence du modèle biopsychosocial a conduit au développement de programmes multidisciplinaires de réadaptation. Cette prise en charge comprend une approche dynamique et psychologique associée à une démarche éducative à l'aide de plusieurs intervenants du corps médical (5) (17). Il s'agit principalement de kinésithérapeute, d'ergothérapeute, de psychologue, d'assistante sociale, de moniteur d'activité physique adaptée, et de médecin. Cette prise en charge collective, associée aux ateliers individuels comprend des activités physiques, des exercices de manutentions, des étirements et un renforcement musculaire global. L'intensité des exercices est augmentée en fonction de l'évaluation initiale et des capacités de chacun. L'apprentissage de la gestion de la douleur et des traitements antalgiques est intégré aux programmes. Afin de rendre le patient actif dans sa prise en charge, les professionnels de santé favorisent l'éducation thérapeutique du patient (ETP) pour les aider à mieux comprendre leur maladie chronique.

Associé à ces programmes, la thérapie cognitive et comportementale (TCC) est désormais intégrée dans la majorité des recommandations internationales. Cette approche prenant en compte le modèle biopsychosocial, associe un travail sur les croyances, sur le comportement et les aspects émotionnels. Les TCC ont montré leur intérêt sur la douleur, la fonction, le retour au travail et l'humeur des sujets lombalgiques chroniques (23).

III LA BIOMECHANIQUE DU RACHIS LOMBAIRE

La biomécanique est l'étude du mouvement du corps humain à partir des propriétés musculo-squelettiques, permettant les déplacements des différents segments corporels dans les trois plans de l'espace. Elle permet de décrire les éléments structuraux de l'organisme impliqués dans le mouvement et définir l'ensemble des forces qui leurs sont appliquées.

1 Les généralités du rachis

Le rachis possède essentiellement trois fonctions :

- une fonction de protection grâce au canal rachidien.
- une fonction statique exercée par les corps vertébraux et les disques.
- une fonction cinétique assurée par l'arc postérieur.

La colonne vertébrale est composée de 7 vertèbres cervicales, 12 thoraciques et de 5 lombaires correspondant à la partie mobile de la colonne tandis que la partie fixe est représentée par le sacrum et le coccyx.

Elle est organisée en 3 courbures dans les 3 plans de l'espace par la lordose cervicale, la cyphose dorsale et la lordose lombaire.

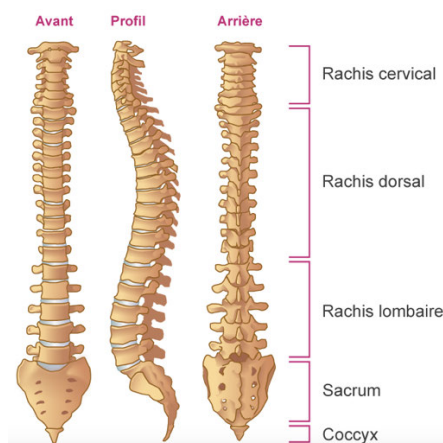


Figure 3 : Différentes courbures du rachis (source : société française de rhumatologie : SFR)(24).

2 Description d'une vertèbre lombaire

Une vertèbre est formée par un arc antérieur composé par le corps vertébral et d'un arc postérieur, qui entoure le foramen vertébral. (Figure 4)

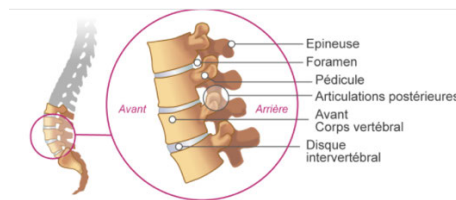


Figure 2A : Vertèbres de profil

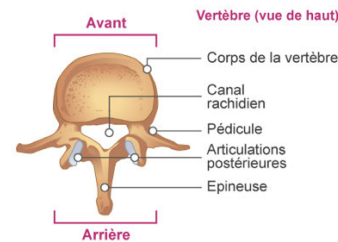


Figure 2B : Vertèbres vue de haut

Figure 4 : Schéma d'une vertèbre lombaire vue de profil (2A) et vue de haut (2B)
source : société française de rhumatologie: SFR (24).

Le corps vertébral lombaire ou spondyle a la forme d'un segment de cylindre à grand axe vertical. Ses faces supérieures appelées plateaux vertébraux, sont excavées et entrent chacune en rapport avec un disque intervertébral. Sa circonférence est concave dans ses portions antérieures et latérales. En arrière elle est plane et forme la paroi antérieure du foramen vertébral.

L'arc postérieur appelé l'arc neural est composé de tous les éléments situés en arrière du corps et entoure le reste du foramen comprenant les pédicules de part et d'autre, la lame vertébrale, l'apophyse épineuse, les apophyses transverses, et les apophyses articulaires postérieures.

Les pédicules sont deux tiges osseuses étroites et horizontales qui unissent la base du processus transverse à la partie postéro-latérale du corps vertébral. Ils limitent latéralement le foramen vertébral.

Les lames vertébrales sont représentées par deux lames osseuses quadrilatères qui présentent une direction oblique en bas, en arrière et médialement. Elles forment la paroi postéro- latérale du foramen vertébral. Leur extrémité latérale prolonge les pédicules au niveau de la naissance des processus transverses. Leurs extrémités médiales quant à elles s'unissent pour former la base du processus épineux.

L'apophyse épineuse prend la forme d'une saillie postérieure allongée qui naît au niveau de la jonction des deux lames vertébrales.

Les apophyses transverses se détachent de chaque côté de la vertèbre à la jonction des pédicules et des lames, et se dirigent obliquement en arrière et latéralement.

Les apophyses articulaires postérieures ou zygapophyses sont représentées par quatre surfaces situées à la jonction des pédicules et des lames qui servent à l'articulation des vertèbres entre elles.

Les deux processus articulaires supérieurs se dressent verticalement au-dessus de la base des processus transverses. Leur facette articulaire regarde en haut et en arrière. Ils entrent en rapport avec les processus inférieurs de la vertèbre sus-jacente, qui ont une orientation inverse.

Le foramen vertébral est compris entre la face postérieure du corps vertébral et le processus épineux, il est large et triangulaire dans la région lombaire. Il forme avec les foramens sus et sous-jacents le canal vertébral, encore appelé canal rachidien où la moelle épinière est logée.

Les articulations intervertébrales unissent les corps vertébraux de C2 à S1.

Les corps vertébraux présentent un plateau supérieur et un plateau inférieur. Ils sont représentés par une zone centrale spongieuse recouverte de cartilage et un rebord périphérique compact. Entre deux corps vertébraux adjacents se trouve le **disque intervertébral**, de composition fibro-cartilagineuse en forme de lentille biconvexe, dont l'épaisseur peut aller jusqu'à environ 1 cm à l'étage lombaire. On lui décrit deux portions :

-**Sa partie centrale** : le nucléus pulposus (NP) ou noyau pulpeux est de consistance gélatineuse, très résistant mais qui se déshydrate avec l'âge.

-**Sa partie périphérique** : l'annulus fibrosus ou anneau fibreux est formée de couches fibro-élastiques concentriques.

Le disque assure un rôle de rotule et d'amortisseur. En effet, grâce à son élasticité, il aide à redresser les courbures du rachis au cours des changements de position moyennant un mécanisme passif. Lors des mouvements du rachis, le disque supporte mieux les contraintes en compression que les phénomènes de torsion. On attribue au disque intervertébral la capacité d'amortir les chocs, mais sans oublier son autre fonction qui sert de guide pour les amplitudes lors des mouvements vertébraux. En effet, plus le disque est épais, plus on observe localement une grande amplitude de mouvement entre deux vertèbres.

Le moyen d'union est représenté par un système ligamentaire bien organisé. D'une part par le ligament longitudinal antérieur qui est une longue bande fibreuse tendue de l'os occipital

jusqu'au sacrum. Il chemine sur toute la hauteur du rachis en avant de la face antérieure des corps et des disques intervertébraux. D'autre part par le ligament longitudinal postérieur, qui lui débute de la 2ème vertèbre cervicale pour finir au coccyx et chemine quant à lui dans le canal vertébral à la face postérieure des corps vertébraux.

Les zygapophysaires sont des articulations composées des processus articulaires supérieurs et inférieurs qui sont unis par une capsule et de petits renforcements ligamentaires. Les lames vertébrales sont unies entre elles par les ligaments jaunes, tendus de la face antérieure de la lame sus-jacente au bord supérieur de la lame sous-jacente. Ces ligaments, épais et renforcés dans la région lombaire permettent de limiter la flexion.

Les processus épineux sont unis par deux ligaments. Le premier, le ligament interépineux, tendu entre le bord inférieur et le bord supérieur de deux processus adjacents et le deuxième ligament supra-épineux tendu entre l'apex de chaque processus épineux. Pour finir les processus transverses sont unis quant à eux par les ligaments intertransversaires.

3 Les muscles du rachis

a Les muscles de la flexion

Ils sont représentés par la sangle abdominale, constituée des muscles antéro latéraux et sont répartis en différentes couches.

La couche superficielle est représentée par l'oblique externe, la couche intermédiaire par l'oblique interne, la couche plus profonde par le transverse de l'abdomen. L'ensemble est recouvert par le droit de l'abdomen (Figure 5). La ligne blanche quant à elle, est une structure fibreuse constituée de collagène.

Ils participent à la posture du rachis, corrigent l'hyperlordose lombaire et soulagent les disques vertébraux dans les efforts de levé, interviennent dans la flexion et rotation du tronc.

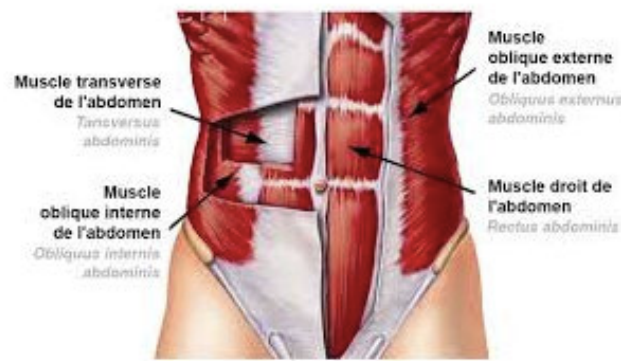


Figure 5: Représentation des muscles de la sangle abdominale répartis en couche profonde et superficielle. Source : Atlas d'anatomie humaine – F.Netter.

b Les muscles de l'extension

Ils sont composés de trois groupes musculaires.

La couche la plus superficielle comprend :

- Le muscle érecteur du rachis qui est le plus puissant des extenseurs du tronc. Il comprend 3 chefs du dehors en dedans : le muscle iliocostal ou long costal, puis le muscle longissimus thoracique ou le long dorsal et enfin le muscle du thorax ou le long épineux situé le plus en dedans.
- Le muscle semi-épineux, quant à lui est situé sous l'érecteur du rachis et ne descend pas plus bas que le milieu du dos, composé du semi-épineux de la tête, du cou et du thorax
- Les muscles spinaux postérieurs sont composés des interépineux, des intertransversaires, des rotateurs, des transversaires épineux, du fascia thoraco-lombaire et du multifidus. Dans le langage courant, lorsque l'on parle des lombaires, ce sont ces muscles qui sont désignés.

Leur rôle est donc en contraction unilatérale de permettre une inclinaison latérale et en contraction bilatérale, ils participent avec les autres muscles érecteurs du rachis à l'extension du tronc et permettent une stabilisation de la colonne. Tous ces muscles sont difficilement dissociables.

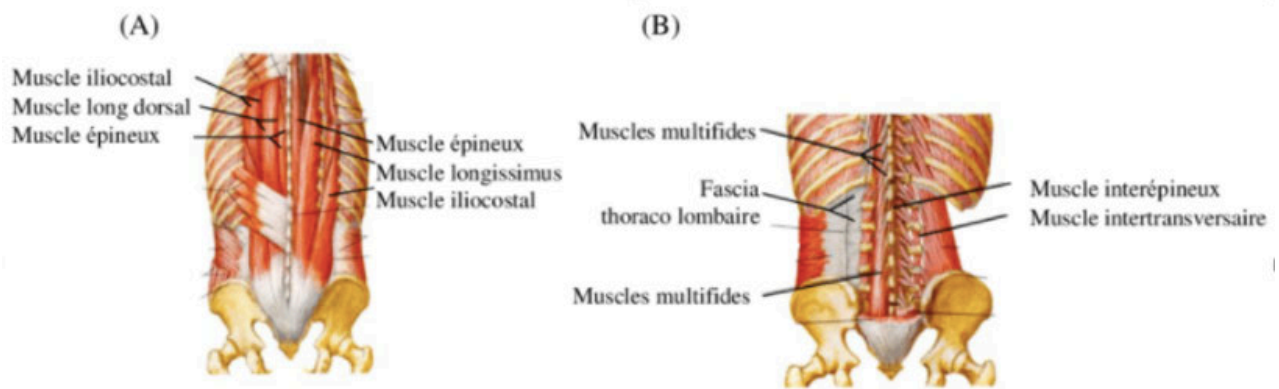


Figure 6 : Représentation de la couche superficielle (A) et profondes (B) des muscles extenseurs du rachis. Source : Netter 2011.

4 L'équilibre sagittal pelvien

Il comprend l'incidence pelvienne, la version pelvienne et la pente sacrée.

L'incidence pelvienne (IP), décrit pour la première fois par Duval Beupère (25) dans les années 1990, est un élément clé de la statique du bassin.

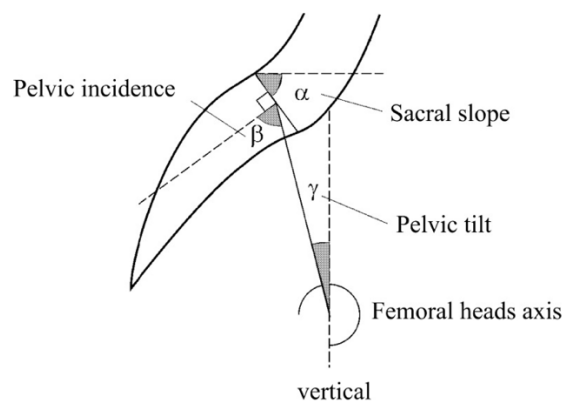


Figure 7: Relation géométrique entre l'incidence pelvienne (pelvic incidence) la version pelvienne (pelvic tilt) et la pente sacrée (sacral slope) d'après Boulay et al.(26)

Il est formé par l'angle entre la droite joignant le centre des têtes fémorales et le milieu du plateau sacré S1 et la droite perpendiculaire au plateau sacré passant en son milieu. C'est un paramètre morphologique constant qui est mesuré pour une population adulte saine à $53 \pm 9^\circ$ (26).

L'angle de pente sacrée (PS) formé par la droite passant par le plateau sacré et une droite horizontale, reflète l'inclinaison du bassin.

L'angle de version pelvienne (VP) reflète également l'orientation du bassin et est composé par l'angle entre la verticale abaissée sur le centre des têtes fémorales et la droite reliant le centre des têtes fémorales au milieu du plateau sacré S1.

Ces trois paramètres sont liés par : incidence pelvienne (IP) = pente sacrée (PS) + version pelvienne (VP). Ils sont inversement proportionnels et conditionnent le mécanisme de régulation posturale.

En effet, pour une incidence donnée, l'antéversion du bassin est caractérisée par une diminution de la version pelvienne (VP), une augmentation de la pente sacrée (PS), induisant une augmentation de la lordose lombaire (27). Ainsi, lors de l'inclinaison antérieure du plateau sacré, sur lequel repose le rachis, le tronc est basculé vers l'avant.

En conclusion, le sujet est capable d'établir sa propre posture en raison de l'incidence pelvienne. Celui-ci représente l'interface entre deux niveaux: l'étage sus-jacent représenté par la cyphose et la bascule de la vertèbre T9, vertèbre où passe le centre de gravité selon Duval et l'étage sous-jacent qui comprend la bascule pelvienne et la pente sacrée (26).

5 La mobilité du rachis lombaire

Les mouvements du rachis s'effectuent dans les trois plans de l'espace. Dans le plan sagittal pour la flexion et l'extension, dans le plan frontal permettant une inclinaison latérale droite et gauche et dans le plan transversal pour la rotation (ou torsion axiale). Il existe une variabilité de l'amplitude de ces mouvements, selon le niveau considéré, l'âge de l'individu et sa musculature.

a La flexion et extension selon l'axe antéro-postérieur (plan sagittal)

En flexion, le disque intervertébral est soumis à de nombreuses contraintes ayant pour conséquence une diminution de hauteur des disques en antérieur et une augmentation en postérieur. Le nucleus pulposus (NP) est refoulé vers l'arrière, mettant en tension tous les ligaments de l'arc postérieur (jaune, inter épineux, sus épineux et commun postérieur) et limitant le mouvement de flexion. L'amplitude maximale de flexion du rachis lombaire a été étudiée avec une grande diversité des protocoles de mesure par radiographie, ruban mètre, goniomètre et caméra vidéo.

L'amplitude articulaire maximale de la flexion a été mesurée à 53,0° avec un écart de +/- 10,3° et l'hyperextension de 23,4° +/- 8,3° (28).

Kanz et al. ont montré que l'amplitude de flexion du rachis lombaire diminuée non seulement en fonction des étages intervertébraux mais également avec le vieillissement. (Tanz et Allbrook)
 L'extension a pour conséquence une diminution de hauteur du disque en postérieur et une augmentation dans la partie antérieure. Ainsi, la pression sur les fibres antérieures du NP augmente. Elle reste très limitée par la mise en tension du ligament vertébral commun antérieur et par le contact des apophyses épineuses.

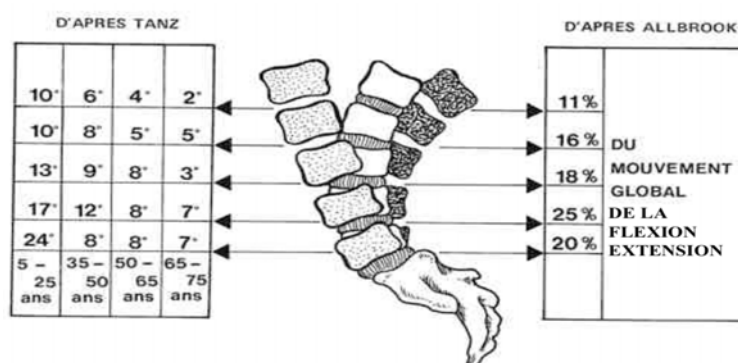


Figure 8 : Schéma représentant la flexion et extension du rachis lombaire selon le niveau de la vertèbre lombaire en degré en fonction de différentes tranches d'âge d'après Tanz et en pourcentage du mouvement d'après Allbrook.

Source : Tanz, H., 1953. Motion of the lumbar spine. Roentgenologic study. Am. Journal of Roentgenology, 69, 399-410 (29).

b L'inclinaison latérale selon l'axe transversal (plan frontal)

Lors de l'inclinaison du rachis, le corps vertébral de la vertèbre sus jacent s'incline du côté de l'inflexion. Le NP se déplace vers la convexité, l'inclinaison sera alors limitée par la mise en tension du ligament inter transverse du côté de la convexité, du ligament jaune et de la capsule inter articulaire. Les amplitudes articulaires sont plus réduites avec des valeurs proches de 20° d'inclinaison à droite et à gauche selon Castaing [Castaing et al. 1979].

En utilisant la radiographie, Pearcy en 1984 (30) ainsi que White et Panjabi (31) montrent que la mobilité du segment L5S1 est quasi nulle avec une mobilité proche de 0°. Tout comme la flexion, l'amplitude articulaire de l'inclinaison sera également diminuée avec le vieillissement selon Tanz et al. (Figure 9)

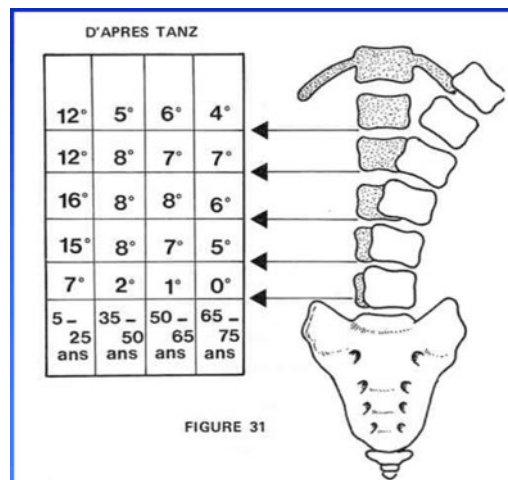


Figure 9: Schéma représentant l'inclinaison du rachis lombaire selon le niveau de la vertèbre lombaire en degré en fonction de différentes tranches d'âge. [Tanz 1953] Tanz, H., 1953. Motion of the lumbar spine. Roentgenologic study. Am. Journal of Roentgenology, 69, 399-410 (29).

c La rotation axiale selon l'axe vertical

Les facettes articulaires supérieures des vertèbres lombaires regardent en arrière et en dedans. Le centre de rotation étant postérieur, le disque intervertébral subit des contraintes en cisaillement à l'origine d'un risque plus important de dégénérescence. L'amplitude du rachis lombaire lors de la rotation est de 10° [Castaing et al. 1979].

6 Les contraintes du rachis lombaire

Les travaux de Nachemson (32) et Andersson (33) réalisés en 1963 et 1977, ont permis de mesurer les pressions au niveau des disques lombaires chez un homme sain de 70kg dans plusieurs positions de la vie courante. Ils ont démontré que la totalité du poids du corps (100%) est transmise au disque entre L3-L4. Cette force diminue de $\frac{3}{4}$ à la position couchée alors qu'en position assise redressée elle augmente jusqu'à 140 % du poids du corps. En position penchée en avant de 20°, les forces sur le disque intervertébral passant de 185 à 275 % du poids du corps en fonction de la tâche accomplie. De plus, les contraintes de cisaillement et de rotation sont encore plus délétères.

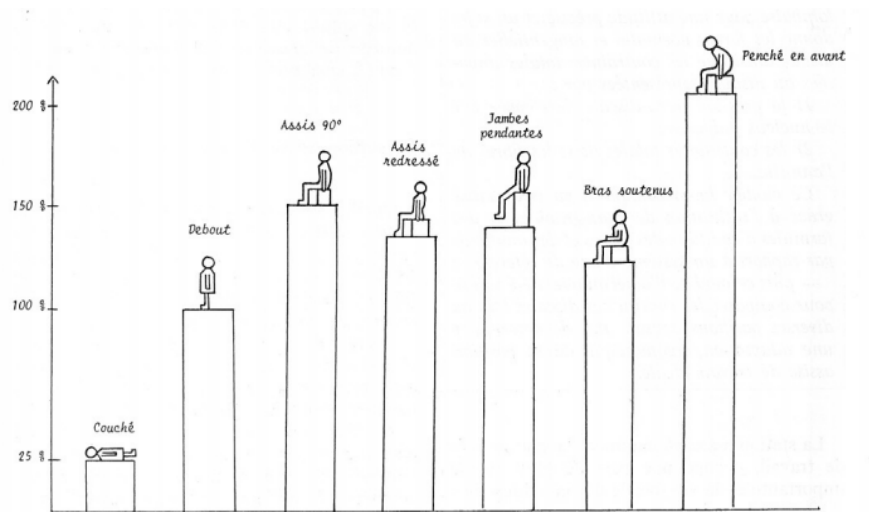


FIG. 2. - Charge supportée par le disque L3-L4 chez un homme de 70 kg.
La charge est exprimée en pourcentage du poids du corps (d'après Nachemson-Andersson).

Figure 10 : Représentation de la charge en pourcentage subie par le disque intervertébral entre L3-L4 en fonction de différentes positions chez un homme de 70kg d'après Nachemson et Andersson (32,33).

PARTIE 2 L'ANALYSE CINEMATIQUE DU RACHIS

I Introduction

Dans le domaine médical, l'analyse du mouvement du corps humain, a pris naissance avec l'augmentation du nombre de patients victimes d'accidents vasculaires cérébraux avec les premiers travaux réalisés sur le membre supérieur (34).

En effet, la réadaptation chez les patients déficitaires sur le plan moteur passe par une rééducation dynamique et donc une analyse de leur mouvement permettant de les aider à rétablir au mieux leurs fonctions motrices.

L'analyse de la marche a suscité également beaucoup d'intérêt dans le cadre de la recherche clinique et de nombreux travaux scientifiques sur l'analyse du mouvement ont concerné le cycle de marche.

Depuis la fin du 19e siècle, des recherches fondamentales et ses applications se sont alors développées dans le domaine biomédical en utilisant des systèmes de caméras vidéo (35)(36).

Les premiers capteurs inertiels ont commencé à faire leur apparition au même moment que les systèmes optoélectroniques par caméras. Les premières études sur l'estimation de l'orientation segmentaire datent de 1973 avec Morris et al. (35).

Depuis les années 1990, plusieurs méthodes ont été développées au cours des dernières années pour améliorer l'estimation de la cinématique articulaire à l'aide de capteurs inertiels et magnétiques (37).

II Les différentes techniques d'analyse cinématique

De nombreuses technologies permettant l'analyse du mouvement existent aujourd'hui et dans des domaines très variés comme dans l'aviation, l'aéronautique, mais également dans l'ergonomie, le sport, ou encore les jeux vidéo et l'animation 3D et plus récemment dans le domaine de l'imagerie médicale et la médecine physique et de réadaptation.

Nous allons voir les différentes techniques d'analyses du mouvement chez l'Homme puis nous allons détailler les caractéristiques des capteurs inertiels Xsens qui font l'objet de ce travail.

Il faut distinguer les techniques invasives dites ionisantes (avec l'émission de rayon X ou injection de produits de contraste), des techniques non invasives, utilisant des capteurs restant à la surface de la peau.

Les technologies invasives apportent des informations précises sur l'anatomie humaine, mais ces informations restent limitées dans l'analyse fonctionnelle du corps humain et ne permettent pas une mesure dynamique.

Au contraire, les technologies non invasives apportent une nouvelle dimension et donc représentent un attrait dans de nombreux domaines d'application dont l'analyse du mouvement.

Nous pouvons distinguer 3 moyens pour analyser le mouvement du corps humain.

Les mesures visuelles, non visuelles et le suivi assisté par robot, la biorobotique.

H. Zhou, H. Hu/ Biomedical Signal Processing and Control 3 (2008) 1–18

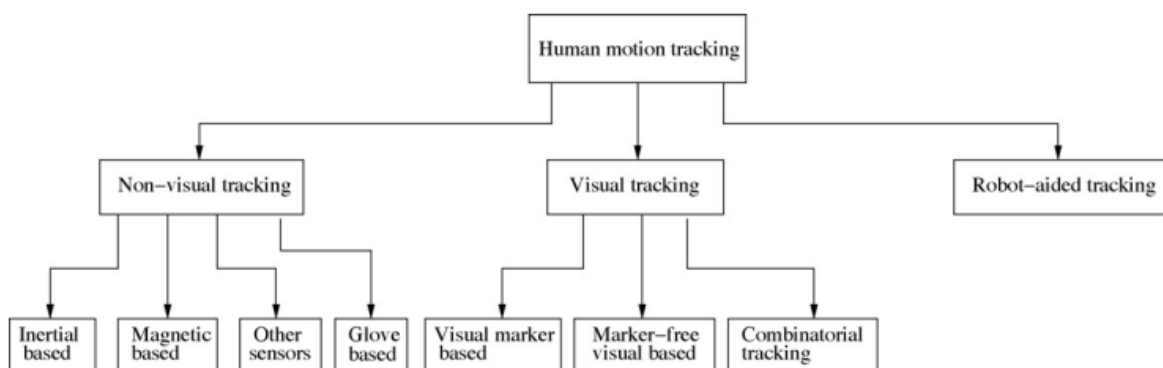


Fig. 2. Classification of human motion tracking using sensor technologies.

Figure 11 : Classification des différentes technologies de capteurs utilisés pour le suivi du mouvement humain d'après Zhou et al. (34).

Le suivi non visuel : de gauche à droite : capteurs inertiels, capteurs magnétiques, autres capteurs. Le suivi par caméra optique : avec marqueurs (système optoelectronique), sans marqueurs et combiné.

Nous allons détailler le système optoélectronique (mesure par caméra visuelle avec marqueurs) qui est le système de référence actuellement et le système électromagnétique (mesure non visuelle) pour enfin détailler notre système de mesure : le système par capteurs inertiels Xsens (mesure non visuelle).

1 Le système optoélectronique ou système de suivi optique par caméra

Actuellement, considéré comme le système de référence, il représente la technologie la plus utilisée dans le domaine de l'analyse du mouvement. Son principe d'utilisation se base sur la technique de stéréophotogrammétrie fournissant la position et l'orientation des segments du corps par rapport à un cadre de référence fixe. Différentes caméras infrarouges permettant la reconstruction en 3D sont utilisées pour détecter l'ensemble des marqueurs émetteurs placés sur les segments du corps humain. Chaque marqueurs émetteurs a un repère anatomique de référence (34)(38)(39). Cependant, ce système nécessite un positionnement bien précis de toutes les caméras permettant de filmer la plus grande surface possible et de pouvoir détecter tous les capteurs sur le corps humain pendant toute la durée de la mesure. De plus, elle nécessite plusieurs étapes de calibrations, ajoutant un temps total d'analyse relativement long (34)(38). Enfin sa complexité d'utilisation (en laboratoire) rend difficile son intégration dans des environnements adaptés aux conditions réelles (40).

Prenons par exemple le système de capture par caméra : 'Vicon', un des plus cités et utilisés dans la littérature.

2 Le système électromagnétique

Les systèmes de captures électromagnétiques sont des alternatives aux systèmes optoélectroniques. Ces systèmes de mesure non visuelle, ont été largement utilisés pour suivre les mouvements humains dans la réalité virtuelle en raison de leur petite taille et de leur taux d'échantillonnage élevé. Cependant, leur précision est altérée par les matériaux ferromagnétiques qui l'entourent.

Les systèmes optoélectroniques et électromagnétiques sont relativement coûteux, complexes d'utilisation et nécessitent des terrains particuliers soit en laboratoire, soit dans des lieux dépourvus de matériaux ferromagnétiques (7)(37)(41).

3 Le système par capteurs inertiels : Xsens

Il faut rappeler que l'utilisation des capteurs inertiels a d'abord été développé dans le domaine de l'aéronautique dans les années 1940-1950.

Le principe d'utilisation de cette technologie consiste à positionner un capteur sur chacun des segments corporels humains à étudier.

Les capteurs inertiels envoient les informations sur le mouvement, soit par capteurs reliés à un enregistreur porté sur le sujet, soit via bluetooth ou wifi établis à une station réceptrice reliée à un ordinateur.

Le capteur inertiel est une combinaison de plusieurs capteurs élémentaires : un accéléromètre en 3D, un gyroscope en 3D et un magnétomètre en 3D (35,38,40).

L'accéléromètre renseigne sur les accélérations linéaires subies par le capteur inertiel, intégrant la gravité (42).

Le gyroscope quant à lui fournit une mesure de la vitesse angulaire appliquée à l'objet et donc une estimation de l'angle de rotation et de son orientation.

Les magnétomètres donnent des mesures sur la direction du champ magnétique terrestre. Ainsi, ce type de capteurs peut mesurer son orientation spatiale grâce à l'association des différents composants.

L'inconvénient du magnétomètre est sa sensibilité aux perturbations magnétiques environnantes. En effet, la présence de perturbations ferromagnétiques peut fausser la détection. Cela peut affecter la fiabilité de l'orientation estimée du capteur et peut donc compromettre leur fusion(43).

A l'aide de ce système, l'analyse cinématique du patient lombalgique peut être réalisée dans le milieu du patient permettant d'être au plus proche de la réalité quotidienne. Il permet également un enregistrement complet, sans perte d'information qu'on peut retrouver dans le système par caméras (34,36). Ainsi, nous pouvons étudier le patient avec une liberté totale de mouvement dans son environnement (13).

a La modélisation

L'association des informations provenant de l'accéléromètre 3D, du gyroscope 3D et du magnétomètre 3D des capteurs inertiels se fait par l'utilisation d'un algorithme de fusion de données. Le principe de l'algorithme est de corriger les biais de chaque capteur. L'algorithme de fusion le plus retrouvé dans la littérature est le filtre de Kalman (44). On peut alors obtenir une estimation fiable de l'orientation. Par exemple, les accéléromètres combinés aux magnétomètres estiment correctement les déplacements au ralenti, alors que le gyroscope permet d'avoir une meilleure précision pour les mouvements plus rapides (45).

b La standardisation du positionnement et du nombre de capteurs

L'International Society of Biomechanics (ISB) a publié en 2005 (9) des recommandations sur le positionnement des capteurs au niveau des différents segments du corps humain prenant en compte la biomécanique du corps humain et de ses mouvements. Cela a permis alors de standardiser les coordonnées segmentaires pour l'analyse du mouvement (46).

Si nous prenons l'exemple de l'analyse de la marche, il est nécessaire de disposer de 7 capteurs pour avoir une mesure complète de l'angle articulaire du membre inférieur. En effet, avec un nombre inférieur la source d'erreur est bien trop importante d'après Gholami et al. (44).

c Les perturbations ferromagnétiques

Pour éviter les perturbations créées par le matériel ferromagnétique présent sur le terrain d'analyse, plusieurs auteurs ont cherché un moyen d'atténuer cet effet. L'association de seulement deux capteurs composés de deux petits IMU associant à un gyroscope 3D et un accéléromètre 3D, permettaient d'éviter les perturbations liées au matériel (39).

La tendance actuelle est aux systèmes inertiels sans magnétomètre pour une meilleure précision des mesures et une analyse des plus optimales (44).

III Revue de la littérature comparant le système Xsens au système de référence.

A ce jour, de nombreuses études ont comparé l'utilisation du système de capture de mouvement par inertie appelé Xsens MVN (Moven) au système optoélectronique qui représente le système de référence validé dans l'analyse cinématique du mouvement.

Le but de ces différentes recherches était de montrer la validité, la reproductibilité et la fiabilité de ces capteurs inertiels ou défaut de montrer leur non-infériorité comparé au système de référence. Ce nouveau type de capteur permettrait de s'affranchir de certaines limites liées au système optoélectronique.

L'étude de Lachaine et al. en 2017 (47) compare non seulement le système optoélectronique aux capteurs inertiels Xsens mais également le modèle biomécanique choisi au préalable. Il existe deux modèles : soit basé sur les données anatomiques recommandées par la société internationale de biomécanique (IBS) soit par mesures directes des différents segments suivi d'une calibration selon le modèle MVN.

L'erreur de mesure entre le système optoélectronique et le système Xsens basé sur les recommandations IBS pour les mouvements simples retrouve une erreur inférieure à 2°, une précision pour la flexion et l'extension du rachis < 1°.

Pour les différents mouvements de manutention, l'écart de mesure entre les deux systèmes est inférieur à 7° avec des erreurs au niveau du rachis inférieures à 4° pour le modèle IBS et inférieures à 6° pour le modèle Xsens MVN. Une meilleure précision est retrouvée lorsque le modèle IBS est utilisé.

Les auteurs retrouvent également des valeurs acceptables pour pelvis avec des écarts de mesure restant inférieurs à 1,7° lors des mouvements simples de flexion/extension. Alors que pour les mouvements de manutention plus complexes, les erreurs sont plus élevées mais restent inférieures à 3,5° pour le modèle IBS et allant jusqu'à 7,5° pour le modèle MVN.

Cette étude montre la fiabilité et la reproductibilité du système par capteurs inertiels Xsens pour les mouvements simples (flexion et extension) au niveau du rachis et du pelvis. En revanche, pour les mouvements plus complexes et selon les articulations (cheville et épaule), l'écart de mesure est élevé et n'ont pas pu montrer une certaine reproductibilité.

Plus récemment en 2019, les recherches d'Isabelle Poitras et al. (48) comparent également le système Xsens au Système Vicon (système optoélectronique par caméra) et apportent une précision concernant l'articulation de l'épaule. En effet, elles montrent une forte corrélation (coefficient de corrélations r : 0.917) au cours des mouvements simples de l'épaule (élévation, abduction et flexion) avec une erreur de mesure moyenne inférieure de 10° pour le système de capture Xsens. Pour les tâches plus complexes, les corrélations restent faibles mais satisfaisantes (r : 0.839) avec une erreur moyenne d'estimation inférieure à 10.24°.

Comme pour l'étude de Robert Lachaine (47) une différence plus importante est retrouvée lorsque le modèle de calibration par Xsens MVN est utilisé par rapport au modèle IBS. La différence de mesure est plus importante entre le modèle de calibration (Xsens MVN ou IBS) choisi qu'entre les deux systèmes de mesure (Xsens ou Vicon).

Ces erreurs de mesure restent inférieures aux erreurs que l'on peut retrouver lors de l'examen clinique avec les goniomètres ou inclinomètres (49)(48).

D'autres travaux comme ceux de Zhang et all (50) ont également étudié la performance des capteurs inertiels Xsens par rapport au système de référence optoélectronique.

La performance a été évaluée en comparant la similitude des formes d'onde à l'aide de l'amplitude du mouvement, de l'erreur moyenne et d'une nouvelle formulation du coefficient de corrélation multiple (CMC). Les angles articulaires tridimensionnels des membres inférieurs ont été déterminés pendant qu'ils effectuaient trois activités quotidiennes : marche, montée et descente d'escaliers. Ils ont observé lors de la flexion/extension de hanche au cours de la marche, la montée et la descente des escaliers une erreur moyenne de 2,47°, 2,41° et 1,90° respectivement. Le système Xsens a déterminé l'angle articulaire lors de la flexion et extension au cours de la marche la plus grande précision avec un coefficient de corrélation multiple (CMC) supérieur à 0,96.

Les mesures pour les mouvements d'abduction/adduction et rotation interne/externe présentent une corrélation plus faible (CMC < 0,39). Cela pourrait être expliqué par des différences dans les mesures des segments utilisés par les systèmes Xsens et le système par caméra comme vu précédemment.

Zhang et al. retrouvent pour le système Xsens, une erreur d'estimation moyenne qui varie entre 1,38° pour la hanche jusqu'à 6,69° pour la cheville. Ces résultats concordent avec résultats des travaux cités précédemment avec une meilleure précision pour le pelvis et un écart de mesure plus important au niveau de la cheville.

L'auteur Karatsidis en 2016 (49) s'est intéressé quant à lui aux forces et aux moments de contact au sol pendant la marche en comparant le système de capture de inertiel (IMC) Xsens au système de capture du mouvement optique (OMC) par caméras infrarouges. Cette étude fournit une précision qui est comparable au système de référence. En considérant les coefficients de corrélation de Pearson, qui ont été classés comme faibles ($\rho \leq 0,35$), modérés ($0,35 < \rho \leq 0,67$), forts ($0,67 < \rho \leq 0,9$) et excellents ($\rho > 0,9$). Ils retrouvent des résultats excellents dans les plans :

- verticaux ($\rho = 0,992$) avec une erreur quadratique moyenne relative (rRMSE) de 5,3 %.

- antérieurs ($\rho = 0,965$) avec une erreur de 9.4%.

- sagittal ($\rho = 0,933$) avec une erreur plus importante de 12,4%.

Dans les plans latéraux, frontaux et transversaux, les erreurs sont également plus élevées avec des erreurs quadratiques moyennes à 13,1 %, 29,6% et 18,2% respectivement avec des corrélations moins puissantes mais fortes ($\rho = 0,862$, $\rho = 0,710$, $\rho = 0,826$ respectivement).

Pour deux des plans, le système de référence optoélectronique présente des meilleurs résultats avec une erreur (rRMSE) de 7,4% pour le plan antérieur (contre 9,4% avec le système Xsens) et une erreur (rRMSE) de 22,7% pour le plan frontal (contre 29,6% pour le système Xsens).

L'analyse cinématique du genou a été étudiée par deux auteurs Konrath (51) et Bergmann (52) lors de la montée des escaliers entre les deux systèmes. Avec de forts coefficients de corrélation, le premier auteur retrouve une erreur de mesure de 8° alors que le deuxième une erreur de 4° pour les capteurs inertiels par rapport aux capteurs optiques.

Au total, de nombreux travaux ont été réalisés comparant les capteurs inertiels Xsens au système de mesure validé dans la littérature. D'après cette revue de littérature, le système par capteur inertiel est validé et reproductible pour le mouvement simple de flexion et extension au niveau du rachis (erreur de mesure $<1^\circ$) et du pelvis (erreur de mesure $< 1,7^\circ$). Concernant les autres articulations (épaule, genou et cheville) pour un fort taux de corrélation, les erreurs de mesure retrouvées restent inférieures à 10° .

En plus des différences entre les deux systèmes, il existe une différence en fonction du modèle biomécanique choisi. En effet, les différences de mesures retrouvées étaient plus importantes concernant le modèle biomécanique que sur le système utilisé. Un calibrage approprié (alignement correct des axes des unités de mesure inertielles avec les axes des segments anatomiques) est un autre facteur important contribuant à la validité de la mesure (47).

Ainsi, avec ce système de capture de mouvement, nous trouvons des erreurs de mesure acceptables tout en permettant de s'affranchir des limites des systèmes de référence comme son coût, l'accessibilité du système et l'intégralité du mouvement.

Ils offrent ainsi l'opportunité de réaliser des mesures sans limitation sur des patients dans leur environnement et à coût raisonnable.

IV Les paramètres étudiés dans la littérature

La mesure des mouvements s'est avérée problématique dans les contextes cliniques en raison des limites des différents outils de mesure tels que les goniomètres, les rubans mètres ou encore les inclinomètres. Les progrès technologiques créent de nouvelles possibilités. Les différents systèmes de mesure actuels offrent une analyse quantitative et objective du mouvement permettant ainsi d'avoir des informations complètes sur la relation entre le comportement moteur et la douleur.

La cinématique lombo-pelvienne comprend un certain nombre de paramètres tels que l'amplitude articulaire du mouvement du tronc, des lombaires et du pelvis, l'activation musculaire, la vitesse maximale, moyenne ou minimale du mouvement, la coordination et la dissociation du mouvement. Pour comprendre le comportement des patients lombalgiques, de nombreuses études ont analysés des paramètres tels que la vitesse de marche moyenne ou maximale, la longueur du pas lors d'un cycle de marche, les mobilités rachidiennes, la dissociation lombo-pelvienne, la fluidité.

1 L'analyse de la marche

La marche, qui constitue l'activité fondamentale et commune de la vie quotidienne, a été très étudiée. Elle sollicite la totalité du corps et peut donc être perturbée par de nombreuses affections musculo-squelettiques dont la lombalgie, avec la mise en œuvre de mécanismes compensateurs ou stéréotypés.

D'un point de vue théorique, un cycle de marche comprend la phase d'appui qui représente environ 60% du cycle et la phase oscillante qui représente les 40% restants.

La phase d'appui comprend le double appui initial suivi de la station unipodale pour finir par un double appui. (Figure 12)

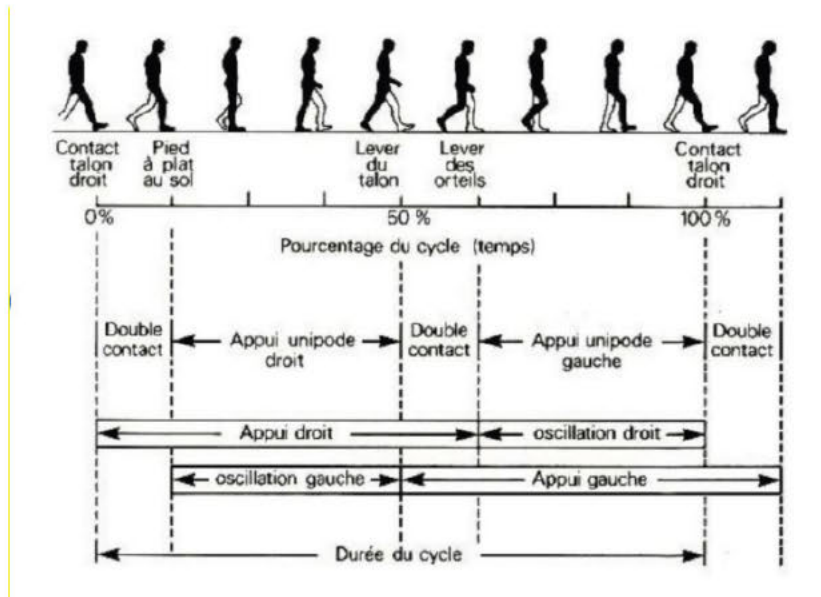


Figure 12 : Représentation du cycle de marche d'après Viel E. (2000). La marche humaine, la course et le saut (53).

D'un point de vue biomécanique, lors de la phase d'appui découle 3 'phénomènes' :

- L'absorption du choc lors du contact au sol
- La stabilisation du pied au sol qui fait intervenir des mécanismes passifs et actifs avec la contraction musculaire concentrique du tibial postérieur et excentrique du long fibulaire.
- La propulsion débutant par le décollement du talon du sol associée à l'action concentrique du triceps sural provoquant une chute en avant du corps.

L'évaluation clinique de la marche basée sur le simple examen visuel reste limitée, elle nécessite d'être explorée dans les 3 plans de l'espace. De nouveaux paramètres ont pu être mesurés grâce aux systèmes de mesure cités précédemment comme la vitesse, la vitesse de confort, la vitesse maximale, les distances parcourues, les rotations angulaires relatives à chaque phase ou encore la longueur de la foulée, la flexion-extension du genou et les oscillations du tronc.

La vitesse de marche est représentée par la relation $V_m = L_{pas} \times F_{pas}$ avec V_m la vitesse de marche. Elle dépend de deux facteurs :

- La longueur de pas (L_{pas}) : représenté par la distance entre deux appuis unilatéraux selon l'axe antéro-postérieur entre deux positions du même point anatomique du pied
- La fréquence de pas (F_{pas}) : correspond au nombre de pas par unité de temps

La cadence, différente de la vitesse, est exprimée en nombre de pas par minute.

Différentes vitesses peuvent être mesurées, la vitesse maximale ou la vitesse de confort (appelée aussi vitesse souhaitée).

Ces différents paramètres ont été largement étudiés dans de précédents travaux (Vogt, Taylor, Stokes)

Des études ont pu comparer des sujets sains à des sujets atteints de pathologies neurologiques ou ostéo articulaires, comme les patients lombalgiques, pour comprendre leur comportement. (54–56)(Vogt, Taylor, stokes)

Pour étudier ces paramètres, différents moyens ont été choisis allant du tapis roulant jusqu'au système de capteur par caméra, et tous les résultats objectivent une diminution de la vitesse confort, une diminution de la longueur du pas et une oscillation moins importante chez les sujets non sains (54). (Taylor)

Vogt et al. (56) ont analysé le comportement de la région lombaire à la marche chez des patients lombalgiques. Ils ont utilisé un système tridimensionnel d'analyse du mouvement par ultrasons et ont montré que ces patients ont des degrés plus élevés de variabilité d'une foulée à l'autre, avec des fluctuations accrues des oscillations dynamiques thoraciques et pelviennes. Dans cette étude, l'augmentation significative de l'angle de rotation entre le pelvis et le thorax chez les lombalgiques durant la marche est expliquée par un déficit de la proprioception rachidienne et devraient être pris en compte dans la rééducation des patients souffrant de lombalgie chronique. Taylor et al. (54) ont étudié en 2021 le mouvement du pelvis et du rachis lombaire à des vitesses différentes sur tapis roulant et ont mesuré les mouvements angulaires du pelvis et du thorax à l'aide d'un système vidéo 3D. Ils ont alors constaté que l'amplitude de la flexion latérale lombaire était réduite à vitesse de marche lente, notamment chez les patients lombalgiques. La cinématique du bassin et du thorax restent essentielle dans l'étude de la marche car leurs mobilités sont étroitement liées à l'efficacité de la marche et à la fluidité du mouvement (56).

Les travaux de Stokes et al. (55) ont cherché à caractériser de manière précise une marche dite « normale ». A l'aide d'un système à deux caméras, sur tapis roulant avec des vitesses différentes, ils ont analysé dans les trois plans les angles de rotation du bassin et du thorax. Ils retrouvent des résultats concordant aux précédentes études avec des mouvements de translation du thorax et du pelvis diminués quand la vitesse de marche diminue, et augmentés quand la vitesse est plus rapide. A titre d'exemple, en augmentant la vitesse du tapis roulant de plus de 60%, l'angle de rotation du bassin augmente de 8,3% à 12% et celui du thorax de 4,7% à 6,3%. Lorsque que la

vitesse diminuée de 20%, nous retrouvons une diminution de l'angle mais de manière moins importante avec une différence de 1°.

2 La vitesse

Un des paramètres largement étudiés est la vitesse qui comprend les vitesses imposées, moyennes, choisies et/ou maximales. En prenant le cas de la mesure de vitesses choisie par les patients, toutes les études retrouvent une vitesse diminuée chez les patients lombalgiques par rapport au sujet sain. Le patient lombalgique a une vitesse de flexion (Esola, Hidalgo, Marras, Paquet, Mc Gregor, Youssef, Laird) (6,57–61)(62) et d'extension (Marras et Parnian)(29)(59) plus lente que la population saine.

Pour illustrer cette diminution de vitesse, prenons l'étude de Paquet, (63) à l'aide d'enregistrements électrogoniométriques et à vitesse choisie par les patients, il a montré que pour la flexion de hanche la vitesse était de 39°/sec pour les sujets sains contre 22°/sec pour les patients lombalgiques et en extension il retrouve une vitesse de 43°/sec chez les sains et 25°/sec pour les lombalgiques ce qui représente environ une durée de plus de 60% de celle obtenue chez les sujets sains.

Au niveau de la colonne vertébrale, nous retrouvons des résultats similaires avec une vitesse de 61°/sec pour les sujets sains et de 38°/sec pour les sujets lombalgiques et lors de la phase d'extension, la vitesse retrouvée est de 58°/sec contre 37°/sec.

3 L'amplitude articulaire maximale (ROM)

a Définition

L'amplitude articulaire du mouvement (ROM) est définie comme l'amplitude de mouvement maximale possible dans les limites des différents éléments du corps humain que sont les articulations, les tendons, les ligaments et les muscles. Elle correspond au nombre de degrés accomplis par un segment du corps de la position initiale jusqu'à la position finale dans son mouvement complet.

La ROM apporte donc une mesure indirecte sur l'état musculaire et articulaire. Elle varie en fonction de l'activité physique de chacun et peut par conséquent s'améliorer avec des entraînements. On comprend donc qu'à l'inverse elle peut diminuer rapidement à l'arrêt ou en l'absence d'exercices.

Elle dépend de facteurs intrinsèques cités précédemment et des facteurs extrinsèques. Parmi les facteurs extrinsèques, nous retrouvons : l'âge, le sexe, le moment de la journée et la présence de tissus adipeux.

La ROM doit être maximale pour chaque articulation, pour que le sujet puisse se déplacer avec une dépense énergétique la plus faible possible. Ainsi, un entraînement régulier permet de maintenir une ROM constante maximale et optimiser les mouvements et déplacements.

Cependant, en présence d'une pathologie neurologique (séquelle d'AVC provoquant un déficit moteur) ou ostéo articulaire (comme la lombalgie chronique), il est très souvent difficile de rétablir la situation articulaire précédente, la ROM va alors être modifiée. Lors d'un processus de rééducation il serait donc intéressant de mesurer les améliorations obtenues en termes de degrés.

b Les différents résultats retrouvés dans les études

Comme nous venons de le voir l'amplitude articulaire du mouvement (ROM) est un bon indicateur de quantifier la mobilité du rachis. En effet, c'est une des mesures les plus utilisées avec la vitesse (6)(7)(64)(62).

Laird et al (7), dans sa méta analyse comportant 20 études, comparent la ROM de personnes lombalgiques à des sujets sains et montrent que les personnes souffrant de lombalgie ont une ROM lombaire moyenne réduite par rapport aux personnes saines (7).

Dans l'étude de Marras, comparant plus de 26 travaux, ces derniers retrouvent également que l'amplitude articulaire est systématiquement diminuée chez les personnes souffrant de lombalgie (64).

Cependant, il est important de préciser que la ROM retrouvée dans les différentes études était très variable. En effet, en reprenant la ROM mesurée des dernières études nous pouvons retrouver une flexion lombaire qui peut varier de 23° à 92°, l'extension quant à elle varie entre 15° et 56°, alors que la flexion latérale varie de 3° à 44° et la rotation de 3° à 62° (7).

Ainsi, nous pouvons penser dans un premier temps que la ROM est un paramètre non reproductible et donc non fiable pour l'analyse cinématique. Mais lorsque que nous faisons attention à la méthode de mesure utilisée par chaque auteur, celle-ci diffère d'une étude à l'autre. Par exemple, la mesure de la ROM a été réalisée par inclinomètres portatifs et de règles flexibles dans l'étude de Youdas (65) et retrouve un angle moyen de flexion lombaire de 23° avec une différence de mesure de 10°.

Hidalgo et al. (58) , en utilisant le système optoélectronique retrouve une ROM à 92° avec un écart de mesure de 15°.

Malgré ces différences de méthode de mesure, nous pouvons voir que la ROM reste reproductible d'une méthode de mesure à une autre. De plus, nous gardons une certaine cohésion avec une ROM globalement diminuée dans tous les mouvements chez les patients lombalgiques.

4 La dissociation lombopelvienne

L'analyse de la cinématique lombaire apporte d'autres paramètres de mesure que la vitesse et l'amplitude articulaire maximale. En effet, plusieurs études se sont intéressées au rythme lombo pelvien et un comportement stéréotypé a été mis en évidence chez les patients lombalgiques.

5 études ont examiné la contribution relative de la colonne lombaire et des hanches aux mouvements de flexion [Esola Porter, Kim et Marras] (57,60,66)(67) alors que l'étude de McClure (68) s'est intéressée au retour en position neutre lors du mouvement de flexion.

Les études de Esola, McClure et Porter ont retrouvé des différences significatives au cours de la flexion concernant la contribution du mouvement lombaire.

Alors que McClure et al.(68) ont remarqué une plus grande contribution de la colonne lombaire pendant le retour à mi-distance de la position complètement fléchie.

En effet, Esola et al. en 1996 ont calculé le rapport moyen de flexion lombaire/hanche à 3 temps précoce, moyen et tardif. Ils retrouvent un rapport à 1,9 au temps précoce ce qui signifie que la colonne lombaire a contribué davantage à la flexion précoce. La colonne lombaire et les hanches ont contribué de manière presque égale à la flexion au temps moyen avec un rapport à 0,9 soit quasiment 1. Enfin les hanches ont contribué davantage à la flexion tardive avec un rapport à 0,4. Au total, lors de la flexion, le patient lombalgique va solliciter davantage son rachis lombaire à l'initiation du mouvement puis pendant le mouvement le rachis lombaire et le bassin participe à part égal et en fin de mouvement, le bassin est plus utilisé. La flexibilité des ischio-jambiers était fortement corrélée au mouvement chez les sujets ayant des antécédents de lombalgie, mais pas chez les sujets sains (57).

Kim et al. dans leur étude proposent d'analyser des sous-groupes de patient lombalgiques et de différencier les patients douloureux lors de la phase de flexion de ceux de la phase d'extension (67).

Ils ont alors examiné le rythme lombo-pelvien en comparant des sujets lombalgiques et des personnes saines grâce au système optoélectronique Vicon à l'aide de 6 caméras infrarouges. Le sous-groupe lombalgique 'en flexion' a montré une diminution significative de la flexion de la hanche avec une flexion lombaire excessive pendant la flexion du tronc, par rapport au groupe témoin. Nous retrouvons des résultats concordants à l'étude précédente d'Esola (57).

La flexion limitée de hanche est la cause d'une contribution plus importante du rachis lombaire chez les patients lombalgiques retrouvée dans la plupart des études expliquées. En effet, la raideur des chaînes postérieures et en particulier des ischio-jambiers peut induire une rotation pelvienne postérieure et réduire l'inclinaison antérieure du bassin, sollicitant davantage le rachis lombaire (18). On comprend ainsi qu'une partie de la prise en charge du patient lombalgique est axée sur un étirement des chaînes postérieures permettant la bascule du bassin et de limiter la sollicitation du rachis lombaire (57).

La visualisation de cette dissociation permettrait aux patients de les aider à mieux comprendre le mécanisme de la lombalgie.

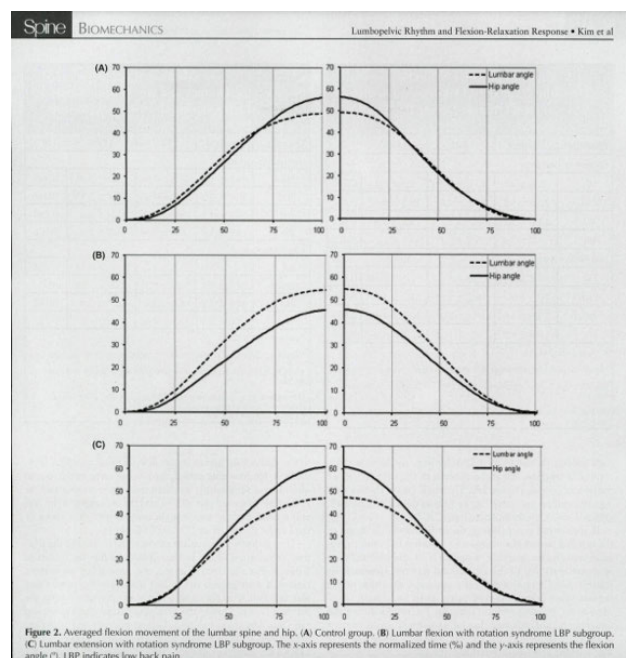


Figure 13: Schéma représentant la flexion de hanche (courbe pleine) et lombaire (courbe en pointillée) en degré ($^{\circ}$) par rapport au temps en pourcentage (%) d'après Kim et al.(69).
Premier graphique : groupe témoin. Deuxième graphique : sous-groupe lombalgique en flexion lombaire. Troisième graphique : : sous-groupe lombalgique en extension.

Plus récemment en 2018, Laird (62) cherche à analyser à l'aide d'un autre système de capteurs inertiels 'ViMove' associé à un ENMG lombo-pelviens des 'modèles' lors de la flexion en considérant huit paramètres retrouvés dans la figure 14 (62).

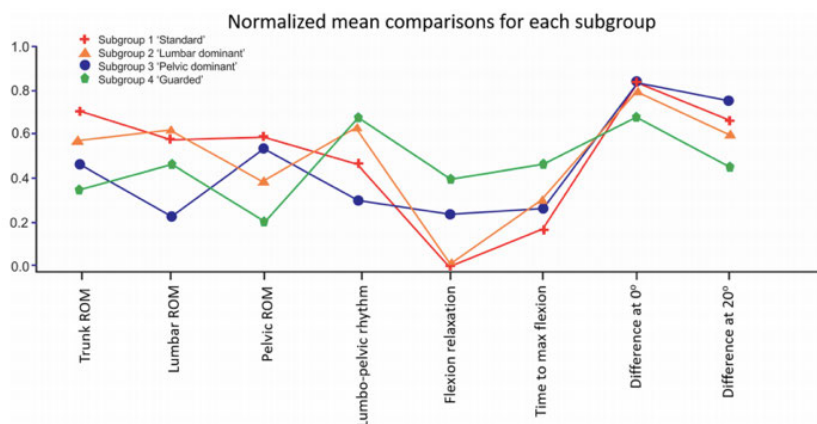


Fig. 2 Comparisons of the means for each subgroup on each kinematic parameter (scale normalised to 0-1). Figure 2 illustrates a clinical visualization for each subgroup, with angular inclination for trunk (at T12), pelvis angular inclination (at S2), lumbar movement range and lumbar extension muscle activity (with movement duration and pelvic or lumbar delay at 20° added as text below each subgroup). On the normalised scale of 0-1, 0 is the lowest score observed and 1 is the highest score

Figure 14: comparaison des 4 sous-groupes en fonction de 8 paramètres cinématiques, avec l'inclinaison angulaire du tronc (à T12), l'inclinaison angulaire du bassin (à S2), l'amplitude du mouvement lombaire et l'activité musculaire d'extension lombaire (avec la durée du mouvement et le retard pelvien ou lombaire à 20°. Sur l'échelle normalisée de 0-1, 0 est le score le plus bas observé et 1 est le score le plus élevé d'après Laird et al. en 2018 (62)

Des sous- groupes de populations ont pu être identifiés. Le premier, un profil de référence par rapport aux patients lombalgiques caractérisé par une plus grande ROM du tronc, un mouvement lombo pelvien relativement synchronisé avec une vitesse la plus rapide et une relaxation complète en fin de flexion des muscles spinaux. En se basant sur le profil sain, il déduit plusieurs sous-groupes de patients lombalgiques. Le deuxième sous-groupe, appelé 'lombaire' débute le mouvement de flexion par la colonne lombaire puis succède le mouvement pelvien. Nous retrouvons alors le même profil que celui décrit par Kim (67) et Esola (57). Le sous-groupe 3 appelé 'pelvien' se distingue du sous-groupe lombaire par un schéma inverse avec une ROM lombaire diminuée et une amplitude articulaire pelvien plus importante, l'inclinaison angulaire débute par le bassin suivi du rachis lombaire.

PATIENTS ET METHODES

I Choix de l'étude

Nous avons réalisé une étude exploratoire monocentrique comparative entre une population lombalgique et une population saine par une approche multifactorielle incluant des données biomécaniques, physiques et psychologiques. La campagne de mesure et la récolte des données a duré 11 mois d'août 2020 à juillet 2021.

II Caractéristiques de la population

1 Recrutement des patients lombalgiques

La population cible de cette étude était formée de patients lombalgiques participant au programme de rééducation de l'école du dos et de l'école du mouvement, dans le service de médecine physique et réadaptation du CHU de Lapeyronie à Montpellier.

L'école du dos est un programme de rééducation multidisciplinaire qui comprend d'une part des exercices physiques permettant un réentraînement à l'effort et une éducation thérapeutique sur la lombalgie chronique impliquant des soins individuels et des cours collectifs sur une période de 15 jours.

L'école du mouvement comprend le même programme mais sur une période plus longue, de trois semaines et de manière plus approfondie chez des patients ayant une meilleure condition physique et une prise en charge collective. En effet, les patients recrutés ont un niveau d'activité supérieur à ceux de la population lombalgique classique.

Parmi les 17 patients sélectionnés, 9 ont intégré le programme d'école du dos et 8 d'entre eux le programme d'école du mouvement.

Une fois leur accord oral donné pour participer à l'étude, un cahier des charges (Annexe 2) leur a été fourni.

a Critères d'inclusion

La population cible de cette étude était constituée de patients lombalgiques chroniques âgés entre 18 ans et 65 ans avec un indice de masse corporel entre 18.5kg/m² et 25kg/m².

b Critères d'exclusion

Les critères d'exclusions étaient les causes traumatiques, tumorales ou infectieuses de la lombalgie, les antécédents de fracture rachidienne, la spondylarthrite ou rhumatisme psoriasique, les femmes en âge de procréer avec un désir de grossesse concomitant à l'étude, les patients majeurs sous curatelle ou tutelle ou privés de liberté.

2 Recrutement des sujets sains

Le recrutement des témoins a également eu lieu au CHU de Lapeyronie à Montpellier sous la base du volontariat avec une fiche déposée dans les différents services de l'hôpital.

Chaque patient lombalgique a été apparié en fonction du sexe, de l'âge (avec une différence de plus ou moins cinq ans) et de l'IMC (avec un écart de 1 kg /m²).

Les témoins représentaient en parti les infirmiers, infirmières, ergothérapeutes, kinésithérapeutes et médecins du service de médecine physique et réadaptions et de rhumatologie. Il y avait également un entraîneur de handball et un interne.

III Système de mesure

1 Le capteur inertiel

Les paramètres cinématiques ont été enregistrés au moyen d'un système de capteurs inertiels : XSENS-Awinda associé à une modélisation informatique. (Photo 1)

Les capteurs inertiels positionnés sur un segment du corps humain envoient les informations sur le mouvement via des liaisons bluetooth ou wifi établis à une station réceptrice reliée à un ordinateur.



Photo 1: Représentation du logiciel d'analyse MVN utilisé

2 Le matériel utilisé

Le matériel utilisé (Photo 2) était composé de six traqueurs de mouvement 3D sans fil MTw Awinda, une station d'enregistrement et d'accueil, une dongle (sorte de port USB) permettant la réception des données, un ensemble de sangles intégrales, les 17 capteurs et un kit de développement logiciel MTw, contenu dans une valise.

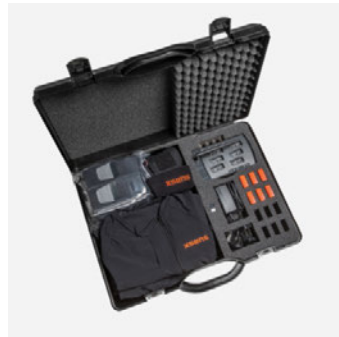


Photo 2: Valise Awinda comportant le matériel utilisé pour l'analyse du mouvement

IV Protocole

1 Lieu

Chaque sujet a été convoqué dans la salle de gymnase ou d'analyse du mouvement en fonction de la disponibilité de chacune dans le service de médecine physique et réadaptation où les patients étaient hospitalisés.

2 Cahier des charges

Nous avons récupéré le cahier d'observation (Annexe 2) remis au patient à l'entrée comprenant 6 questionnaires ainsi que le consentement signé de chacun. Ces questionnaires évaluent la kinésiophobie (TAMPA), l'état psychique (HAD), la qualité de vie (DALLAS), l'état fonctionnel (QUEBEC, OSWESTRY) ainsi que les peurs et croyances (FABQ). Dans le cahier des charges, plusieurs données sont récupérées :

- La durée d'évolution de la lombalgie
- L'échelle de la douleur (EVA) au repos et à l'effort

- L'activité professionnelle, si le patient est actif ou sédentaire. La sédentarité étant définie par une station assise de plus de 7 heures par jour en moyenne avec des périodes ininterrompues de 2 heures (70).
- L'impact sur leur retentissement moral et professionnel
- La consommation tabagique actuelle ou arrêtée de moins de 1 an
- La fréquence de l'activité physique : régulière (3 fois par semaine), occasionnelle ou aucune
- La consommation médicamenteuse antérieure ou actuelle d'anti inflammatoires non stéroïdiens, de corticoïdes, de médicaments palier I , II ou III
- La réalisation ancienne d'un geste infiltratif au niveau des articulations postérieures ou de l'espace épidual
- La dernière imagerie réalisée (par scanner ou IRM)
- Le type de kinésithérapie réalisée : passive ou active.

3 Les mesures

Nous avons ensuite mesuré à l'aide d'un mètre les différentes parties du corps. Les valeurs étaient rentrées dans le logiciel permettant ainsi la calibration la plus précise possible. Pour cela, nous avons renseigné le poids (kg), la taille (cm), la longueur du pied, la hauteur de la cheville en prenant la distance : malléole externe-sol, la hauteur du genou en mesurant la distance sol-tête de la fibula, la hauteur de hanche mesurant la distance sol-trochanter, la largeur de hanche en prenant la distance entre les deux épines iliaques antéro supérieures, la distance entre les deux acromions pour la largeur d'épaule. Puis le patient s'est tenu debout, bras tendus à 90° d'élévation latérale et nous avons mesuré la distance entre les deux coudes en prenant la distance entre les deux olécrânes, la distance entre les deux poignets a été prise en mesurant la distance entre les deux styloïdes ulnaires, et la distance entre les deux bras a été réalisé en mesurant la distance entre la troisième phalange.

4 La mise en place

Le placement des 17 capteurs sur les participants s'est fait selon le modèle convenu par Xsens. Chaque capteur était maintenu à l'aide d'un système de scratch avec bandeau. Pour les surfaces planes comme les deux scapulas, le bassin et le sternum, un système d'adhésif par double face a été utilisé.

Les marqueurs ont été disposés de manière symétrique sur le dos du pied, au niveau de la tête de la fibula, de la styloïde ulnaire, sur le dos des mains, sur la face supéro externe des bras, sur la pointe des scapulas. Les capteurs devaient être placés au plus près de l'os afin de réduire les artefacts des tissus mous ainsi ceux de la cuisse ont été placés sur la face antéro externe (47). Puis pour finir, un capteur également été placé au niveau de L5, sur le sternum et sur la tête à l'aide d'un bandeau.

5 La phase de calibration

Enfin, la phase de calibration, étape essentielle de l'analyse permettant d'avoir des mesures les plus précises possible a duré quelques secondes, le patient devait alors rester immobile, les bras tendus collés le long du corps, les pieds à largeur du bassin et le regard fixe devant soi. Cette position est connue sous le nom de pose neutre ou n-pose [22]. (Photo 3). Un calibrage approprié permet un alignement correct des axes associés aux capteurs inertiels avec les axes des segments anatomiques. Cette étape permet par ailleurs une meilleure fiabilité, car différents protocoles de calibrage peuvent donner des résultats sensiblement différents (47).

Le logiciel classe la qualité de l'étalonnage comme "mauvaise", "moyenne", "acceptable" ou "bonne" en fonction de la stabilité du sujet et de l'homogénéité du champ magnétique autour des capteurs inertiels au moment de l'étalonnage. Le processus de calibration a été répété jusqu'à ce que l'indication "bon" soit atteinte afin d'être le plus précis possible.



Photo 3: phase de calibration

6 Les mouvements mesurés

Enfin, sept mouvements ont été réalisés par les patients selon la chronologie suivante :

1. Flexion du rachis (le patient devait descendre le plus loin possible jambes tendues).
2. Extension du rachis (le patient devait chercher le plus loin possible en arrière le regard vers le haut gardant les jambes tendues) (photo 4)
3. Rotation latérale gauche (photo 5)
4. Rotation latérale droite
5. Combinaison de 2 mouvements : flexion et rotation latérale (le patient devait ramasser au sol un coussin rectangulaire devant lui et le placer sur une chaise à côté de lui)
6. S'asseoir sur une chaise et se relever (position de départ : debout, bras croisé le long du thorax et le patient vient s'adosser sur la chaise avant de se redresser) (photo 6)
7. Marcher à la vitesse souhaitée en réalisant six allers-retours sur une distance de 10 mètres.

Dans cette étude nous avons rajouté volontairement d'autres mouvements que nous retrouvons dans le cadre d'actions de la vie quotidienne. En effet, de nombreuses études analysent essentiellement la marche, la flexion et le changement de position assis debout.



Photo 4: extension maximale



Photo 5: rotation latérale gauche



Photo 6: position assise

V Paramètres cinématiques étudiés

Comme vu précédemment, la vitesse, l'amplitude articulaire et la dissociation lombopelvienne font partie des paramètres les plus analysés dans la littérature. Nous avons volontairement repris ces données pour pouvoir les comparer.

1 La vitesse maximale

La vitesse de rotation maximale est mesurée en (°/s). Nous avons décidé de prendre en compte la vitesse la plus naturelle possible pour le patient. Chaque patient a alors exécuté les mouvements à la vitesse souhaitée et nous avons pris en compte la vitesse maximale atteinte de chacune d'entre elle.

2 L'amplitude articulaire

L'amplitude articulaire du mouvement ou range of motion en anglais (ROM) exprimée en degré (°) est définie comme l'amplitude du mouvement maximale.

3 La dissociation thoracopelvienne

Pour rechercher une dissociation du rachis lors des mouvements, nous nous sommes intéressés au segment thoracique et pelvien en utilisant la corrélation croisée (ou covariance croisée) à l'aide du calcul suivant :

$$R_{xy}(\tau) = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_{i+\tau, \beta} - \bar{y})}{\frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}}$$

Si le résultat se rapproche de 0 alors le mouvement tend à être dissocié avec pour un résultat égal à zéro une dissociation totale en revanche si le résultat est égal à 1, le mouvement est non dissocié.

4 La fluidité

Nous avons également mesuré un paramètre que nous retrouvons peu dans la littérature : la fluidité du mouvement, représentée par le nombre de saccades c'est-à-dire le nombre d'accélération et de décélération par cycle de mouvement. Plus le nombre de saccades est important moins le mouvement est fluide. Ils nous paraissent intéressants d'étudier ce biomarqueur chez le patient lombalgique qui présente une certaine kinésiophobie.

5 L'absorption

Lors du cycle de marche, en plus d'avoir analysé la vitesse et la mobilité du pelvis et du thorax, nous nous sommes également intéressés à l'impact du pied au sol qu'on a mesuré en utilisant l'accélération en G.

G représentant l'unité d'accélération, avec un g qui est égal à l'accélération de la pesanteur à la surface de la Terre soit 9,806 65 m/s².

Nous avons ensuite calculé l'absorption de ce choc au niveau du bassin et du thorax à l'aide du calcul :

$$\text{Absorption} = 1 - \left[\frac{\text{Acc_T8}}{\text{Acc_Tibia}} \right]$$

RESULTATS

I Caractéristiques de la population

1 Caractéristiques anthropométriques des lombalgiques et des sujets sains

Au total, nous avons inclus 17 patients, dont 9 qui ont intégré le programme de l'école du mouvement et 8 le programme de l'école du dos.

Parmi les 9 patients de l'école du mouvement, 5 n'ont réalisé que 2 semaines de rééducation, un cas positif au covid dans le groupe obligeant ainsi l'arrêt du programme.

Au total, parmi ces 17 patients lombalgiques, 13 ont été appariés à un sujet sain.

Les caractéristiques anthropométriques des patients lombalgiques et des témoins sont présentées dans le tableau 1.

Caractéristiques anthropométriques	Lombalgiques chroniques	Sujets sains
Nombres	17	13
Ecole du mouvement	9	-
Ecole du dos	8	-
Sexe		
Femmes	9	7
Hommes	8	6
Age (années)		
Moyenne (SD) (min-max)	43,6 (7,6) (32-65)	37,7 (5,9) (34-50)
IMC (kg /m ²)		
Moyen (SD) (min-max)	23,5 (3,1) (20-30)	22,6 (2,3) (20-28)

Tableau 1: Caractéristiques anthropométriques des patients lombalgiques et des sujets sains.

2 Caractéristiques principales des patients lombalgiques

Nous avons également répertorié les caractéristiques principales des patients lombalgiques représentées dans le tableau 2.

Caractéristiques principales	Moyenne	(Min-Max)	Ecart type
EVA repos (/10)	3,4	(0-7)	2,4
EVA effort (/10)	7,8	(4-10)	1,9
Durée de la lombalgie (année)	14,7	(0,5-30)	9,0
Schober (cm)	3	(1-4,5)	1,2
Distance doigt-sol (cm)	8,3	(-5-27)	1,3
Angle poplité D (°)	13,4	(0-40)	13,3
Angle poplité G (°)	12,6	(0-35)	13,3
Distance talons-fesse G (cm)	6,3	(0-21)	7,1
Distance talons-fesse D (cm)	6,8	(0-23)	7,6

Tableau 2 : Caractéristiques principales des patients lombalgiques inclus.

3 Caractéristiques secondaires des patients lombalgiques

D'autres caractéristiques des patients lombalgiques inclus dans l'étude (en %) sont représentées dans le tableau ci-dessous.

<u>Profession</u>	
	<i>Actif</i>
	66%
	<i>Sédentaire</i>
	33%
<u>Retentissement maximal (/10)</u>	
	<i>Moral</i>
	9/10
	<i>Professionnel</i>
	10/10
<u>Tabagisme</u>	50%

<u>Activité physique</u>	
<i>Aucune</i>	13%
<i>Occasionnelle</i>	13%
<i>Régulière</i>	74%
<u>Traitements antérieurs</u>	
<i>AINS</i>	73%
<i>Palier I</i>	40%
<i>Palier II</i>	60%
<i>Palier III</i>	13%
<i>Corticoïdes</i>	26%
<i>Anti épileptiques</i>	13%
<i>Benzodiazépines</i>	7%
<i>Infiltrations</i>	40%
<i>Orthèses</i>	20%
<u>Kinésithérapie avant rééducation</u>	
<i>Massages</i>	53%
<i>Renforcement</i>	60%
<i>Méthode McKenzie</i>	13%
<u>Imagerie</u>	
<i>Atteinte des articulaires postérieurs</i>	27%
<i>Discopathie</i>	93%
<i>Conflits discoradiculaires</i>	20%

Tableau 3 : Caractéristiques secondaires des patients lombalgiques inclus.

II Résultats des questionnaires

Le nombre de questionnaires remplis, la moyenne, la médiane le minima et maxima ainsi que l'écart type sont représentés dans le tableau 4.

Parmi les 16 questionnaires TAMPA remplis, 56% des patients lombalgiques étaient kinésiophobes. 20% des patients lombalgiques présentaient un syndrome anxieux avéré. Aucun état dépressif avéré n'a été retenu mais 80% d'entre eux ont une tendance dépressive.

19% des patients lombalgiques présentaient un comportement d'évitement et des croyances négatives vis-à-vis des activités physiques et de leur activités professionnelles (3 des 16 patients ont un score > 15/24 pour les activités physiques et 3 patients ont un score >34/42 pour les activités professionnelles). La lombalgie chronique montrait une répercussion sur leur qualité de vie dans les activités de la vie quotidienne (AVQ) chez la moitié des patients (51%).

La répercussion sur la qualité de vie concernant les activités professionnelles et les loisirs était de 42,11% en moyenne, avec 41% des cas qui avaient un score > à 50%. Le rapport anxiété – dépression était de 40% des cas ayant un score > à 50%. Enfin, la répercussion sur la vie sociale représentait en moyenne de 30,8% avec 23% des cas qui avaient un score > à 50% sur l’impact social. 50% des patients lombalgiques considéraient souffrir d’un handicap minime (6/12 < 20%). 42% présentaient un handicap modéré (5/12 > 21%). Enfin, 8% d’entre eux présentaient une forme de handicap sévère.

QUESTIONNAIRES	(=n)	Moyenne	Médiane	Min-max	Ecart-type
<i>QUEBEC</i>	17	31,1	31	4-91	21,2
<i>TAMPA</i>	16	41,7	41	31-63	7,8
<i>HAD (anxiété)</i>	14	8	8	2-14	3,6
<i>HAD (dépression)</i>	14	3,9	3,5	0-10	3,3
<i>FABQ (activité physique)</i>	17	10,5	12	0-20	6,3
<i>FABQ (travail)</i>	17	19,9	19	0-42	13,2
<i>DALLAS (activités quotidiennes)</i>	17	51,2	52	6-96	25,0
<i>DALLAS (activités professionnelles et loisirs)</i>	17	42,1	40	5-80	24,9
<i>DALLAS (anxiété et dépression)</i>	17	39,3	45	9-65	20,1
<i>DALLAS (sociabilité)</i>	17	30,8	30	5-69	19,0
<i>OSWESTRY</i>	12	22,2	20,5	12-44	10,3

Tableau 4 : Tableau représentant les résultats des questionnaires des patients lombalgiques (moyenne, la médiane, le minima et maxima et l’écart type).

III Analyse statistique

Chaque paramètre a été comparé qualitativement entre la population lombalgique et la population saine à l’aide de boxplots. L’analyse statistique pour comparer les deux populations a été réalisée à l’aide d’un test du χ^2 devant un nombre de sujets inclus relativement faible.

Le test de Student a été réalisé pour les résultats avant et après la rééducation. Les relations entre les résultats des questionnaires et les biomarqueurs cinématiques ont été représentées par des diagrammes de dispersion. En fonction de la distribution des données du nuage de points, des relations linéaires ont été établies entre le ratio de la fluidité du mouvement et ces biomarqueurs. Le coefficient de détermination était calculé pour évaluer la qualité de l’ajustement avec les données expérimentales. En raison du grand nombre de biomarqueurs,

l'analyse en composantes principales (ACP) a été utilisée pour son potentiel de réduction et d'explication des données. Pour surmonter les différentes unités de mesure, les données ont été normalisées.

IV Analyse cinématique des différents mouvements

1 La flexion et retour en position initiale

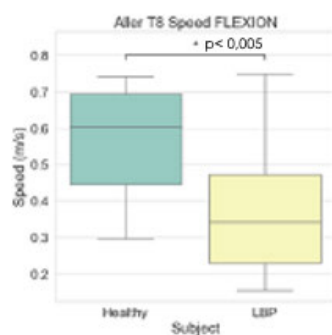
a La vitesse maximale

La vitesse maximale lors de la flexion est diminuée chez les patients lombalgiques par rapport à celle des sujets sains. Les sujets sains étaient 1,7 fois plus rapide lors du mouvement de flexion au niveau du thorax ($p < 0,005$) et lors du retour à la position initiale au niveau du thorax ($p < 0,001$) et du pelvis ($p < 0,005$). On ne retrouvait pas de différence significative au pelvis lors de la flexion entre les sujets sains et sujets lombalgiques ($p > 0,005$).

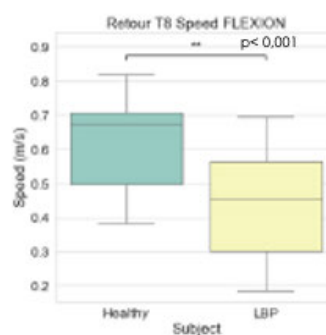
Les différents résultats sont représentés par des boxplots sur les graphiques A, B, C et D.

Le graphique A et B représentent la vitesse maximale de flexion du pelvis et du thorax respectivement, alors que le graphique C et D représentent la vitesse maximale du retour en position neutre du pelvis et du thorax respectivement.

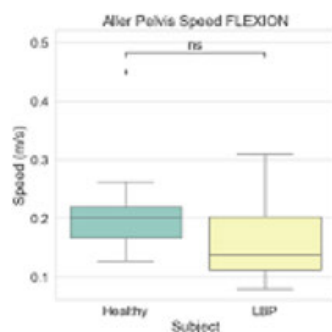
Graphique A:



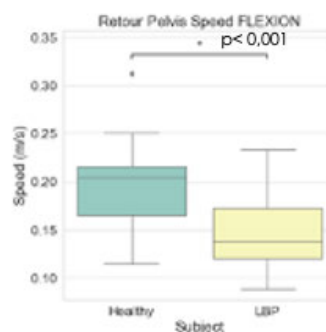
Graphique B:



Graphique C:



Graphique D:



-Graphique A : vitesse maximale chez les patients sains (Healthy) et lombalgique (LBP) au niveau T8 lors de la flexion significative ($P < 0,005$).

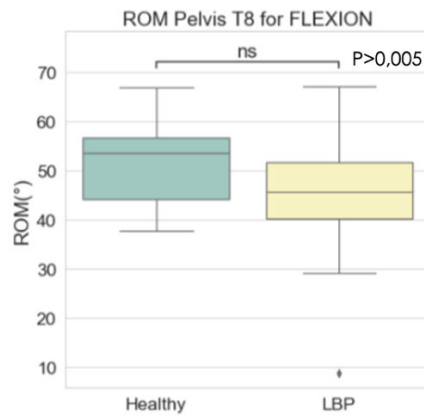
-Graphique B : vitesse maximale chez les patients sains (Healthy) et lombalgique (LBP) au niveau T8 lors de du retour à la position neutre significative ($P < 0,001$).

-Graphique C : vitesse maximale chez les patients sains (Healthy) et lombalgique (LBP) au niveau du pelvis lors de la flexion non significative ($P > 0,005$).

-Graphique D : vitesse maximale chez les patients sains (Healthy) et lombalgique (LBP) au niveau du pelvis lors du retour en position neutre significative ($P < 0,001$).

b L'amplitude articulaire thoracopelvienne

Les résultats des amplitudes articulaires des sujets sains et des patients lombalgiques sont représentés par les boxplots sur le graphique E. Nous avons retrouvé une diminution non significative ($p > 0,005$) de 10° chez les patients lombalgiques par rapport aux sujets sains avec une amplitude articulaire d'environ 55° contre 45° pour les sujets sains.



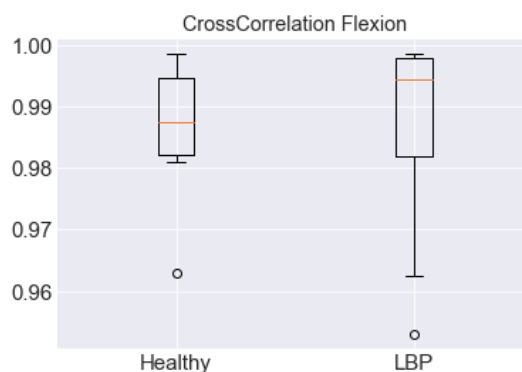
Graphique E: Représentation sous forme de boxplot de l'amplitude articulaire thoracopelvienne (ROM) chez des sujets sains (Healthy) et des patients lombalgiques (LBP) lors de la flexion en degré (°).

c La dissociation thoracopelvienne

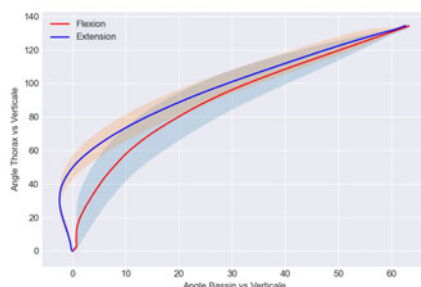
Lors de la flexion, les patients lombalgiques ne présentaient pas de dissociation thoracopelvienne ($p > 0,005$). Mais une tendance de ces deux segments à se déplacer de manière simultanée. Le résultat de la corrélation croisée se rapprochait de 1, en faveur d'une absence de dissociation pour les patients lombalgiques, alors que la corrélation croisée tendait vers 0 pour les sujets sains, se rapprochant d'une dissociation. (Graphique F)

Pour les sujets sains, nous avons retrouvé cette dissociation jusqu'à 30° puis les deux segments étaient sollicités de manière synchrone. (Graphique G)

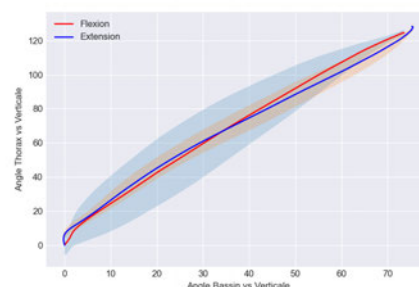
Graphique F :



Graphique G :



Graphique H :



Graphique F: Boxplots représentant le résultat de la corrélation croisée pour la dissociation thoracopelvienne chez les patients sains (Healthy) à gauche et les patients lombalgiques (LPB :Low Back Pain) à droite lors du mouvement de flexion.

*Graphique G : Graphique représentant la dissociation thoraco pelvienne lors de la flexion et le retour à la position initiale **chez les sujets sains**. La courbe en rouge représente la flexion. La courbe en bleue représente le retour à la position initiale.*

*Graphique H: Graphique représentant la dissociation thoraco pelvienne lors de la flexion et le retour à la position initiale **chez les sujets lombalgiques**. La courbe en rouge représente la flexion. La courbe en bleue représente le retour à la position initiale.*

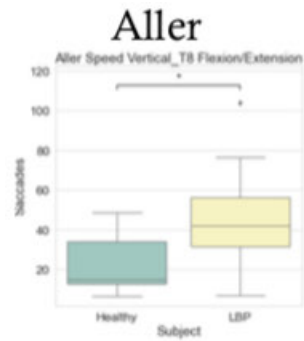
d La fluidité

Une diminution significative de la fluidité du mouvement est observée chez les patients lombalgiques par rapport à la population saine. Les résultats sont représentés sous forme de boxplots sur les graphiques I, J, K et L.

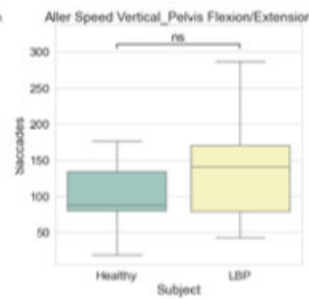
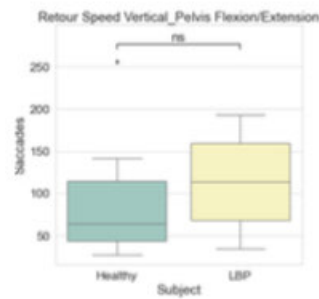
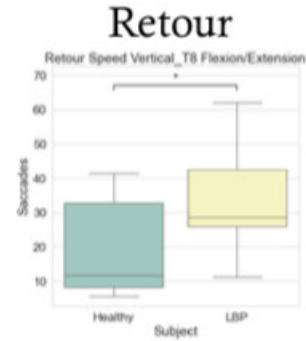
Au niveau thoracique, une augmentation significative du nombre de saccades lors de la flexion ($p < 0,005$) a été représenté par le graphique I ainsi que lors du retour à la position initiale ($p < 0,005$) représenté sur le graphique J.

Nous ne retrouvons pas d'augmentation significative du nombre de saccades au niveau du bassin ($p > 0,005$) lors de la flexion (graphique K) ni au retour à la position initiale (graphique L).

Graphique I:



Graphique J:



Graphique K:

Graphique L:

Graphique I: *Boxplot représentant la fluidité du mouvement lors de la flexion au niveau T8.*

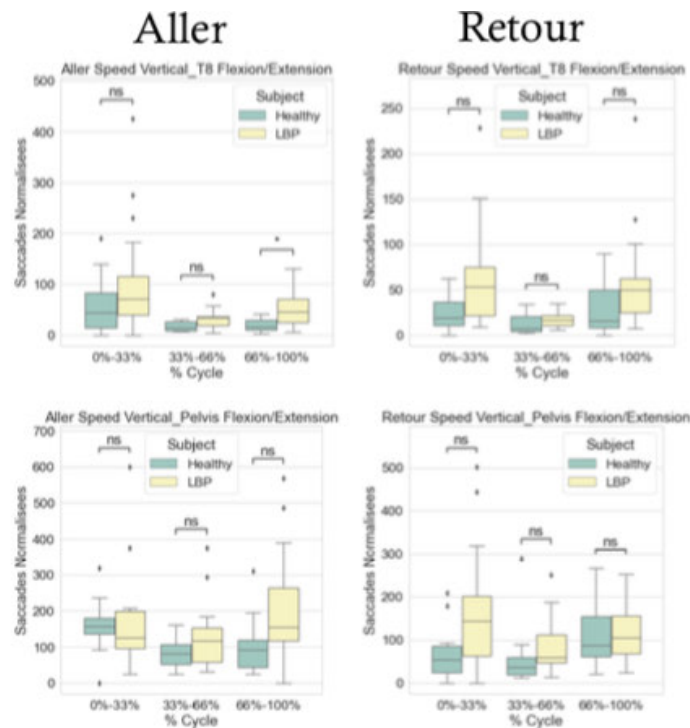
Graphique J: *Boxplot représentant la fluidité du mouvement lors du retour en position initiale au niveau T8.*

Graphique K: *Boxplot représentant le nombre de saccades lors de la flexion au niveau du pelvis*

Graphique L: *Boxplot représentant le nombre de saccades lors du retour en position initiale au niveau du pelvis.*

Nous avons ensuite décomposé le mouvement de flexion en 3 parties, exprimé en pourcentage du moment du cycle. Les résultats sont représentés par les 3 boxplots aux trois temps du cycle sur le graphique M.

Graphique M :



Graphique M : Boxplots représentant le nombre de saccades en fonction du moment du cycle de flexion chez les sujets sains (en vert) et chez les sujets lombalgiques (en jaune)

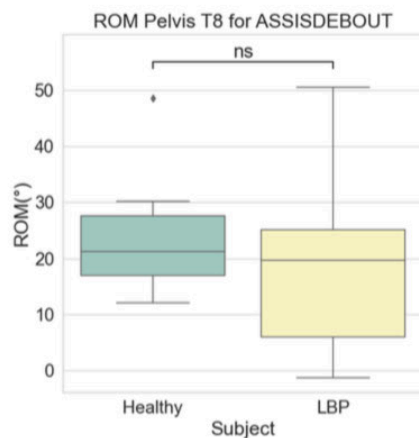
Lors du dernier tiers de la flexion (66% à 100% du mouvement), en fin de mouvement le taux de saccades était le plus élevé de manière significative chez le patient lombalgique ($p < 0,005$).

2 Assis/debout

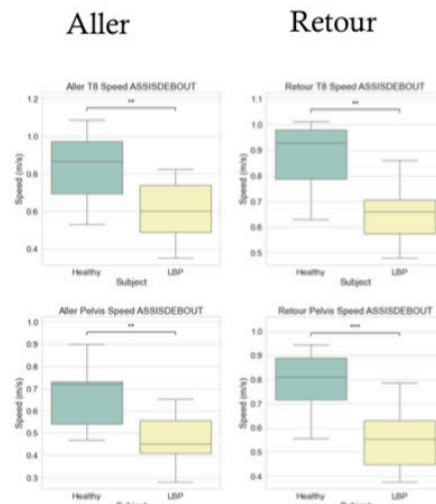
Lors de l'analyse du mouvement assis/debout, l'amplitude articulaire était équivalente entre les deux populations (graphique N). La vitesse maximale (graphique O) chez les patients lombalgiques était plus faible (jusqu'à 20%) avec des résultats non significatifs.

Les résultats montraient une absence de dissociation ($P < 0,005$) chez les patients lombalgiques avec une diminution significative de la fluidité du mouvement ($p < 0,001$).

Graphique N:



Graphique O:



Graphique N: Boxplot représentant l'amplitude articulaire thoracopelvienne lors du passage de debout à assis pour les sujets sains (Healthy) et les sujets lombalgiques (LBP).

Graphique O: Boxplots représentant la vitesse maximale lors du passage de debout à assis pour les sujets sains (Healthy) et les sujets lombalgiques (LBP). Avec en haut à gauche : T8 en position assise ; en haut à droite : T8 lors de la retour en position neutre ; en bas à gauche : pelvis en position assise ; en bas à droite : pelvis en position initiale.

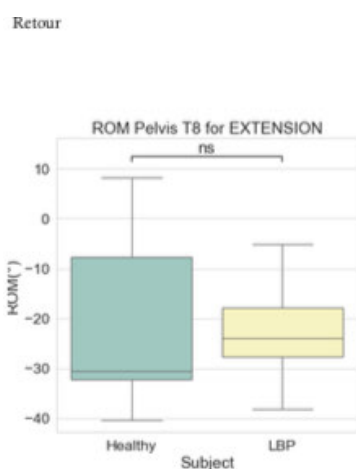
3 L'extension

Nous avons remarqué les mêmes résultats pour l'amplitude articulaire et la vitesse maximale lors de l'extension avec une diminution de ces deux biomarqueurs chez les patients lombalgiques par rapport aux sujets sains sans avoir pu trouver un résultat significatif ($p > 0,005$). La fluidité du mouvement lors du retour en position initiale était significativement diminuée au niveau du segment thoracique ($p < 0,005$) mais ce résultat n'était pas retrouvé au niveau du pelvis ($p > 0,005$). Les résultats sont représentés sous forme de graphique O, P et Q.

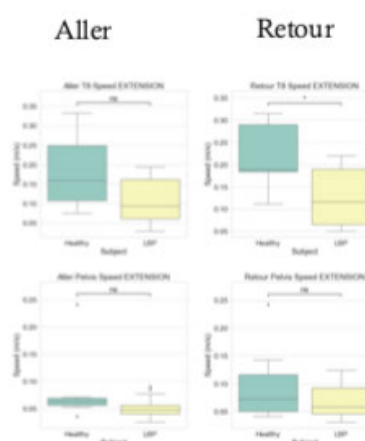
L'amplitude articulaire, la vitesse maximale étaient diminuées, la dissociation thoracopelvienne était absente chez les sujets lombalgiques par rapport aux sujets sains avec des résultats non significatifs ($p > 0,005$).

La fluidité du mouvement était diminuée avec un nombre de saccades plus important au niveau du thorax et du pelvis chez les patients lombalgiques avec des résultats significatifs ($p < 0,001$).

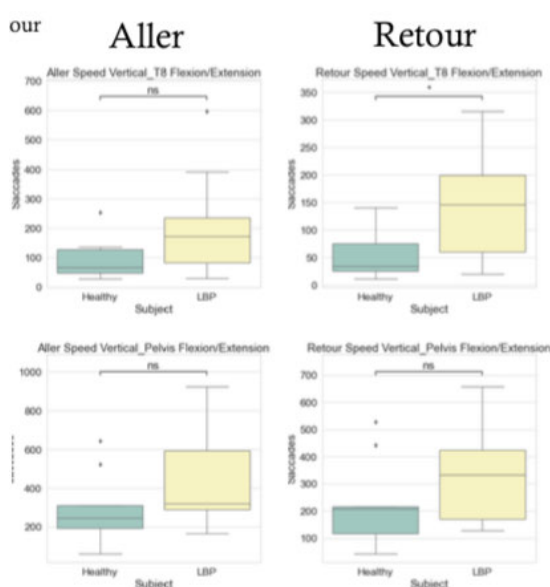
Graphique P:



Graphique Q:



Graphique R:



Graphique P: *Boxplot représentant l'amplitude articulaire thoracopelvienne en extension pour les sujets sains (Healthy) en vert et les sujets lombalgiques (LBP) en jaune. (ns : non significatif)*

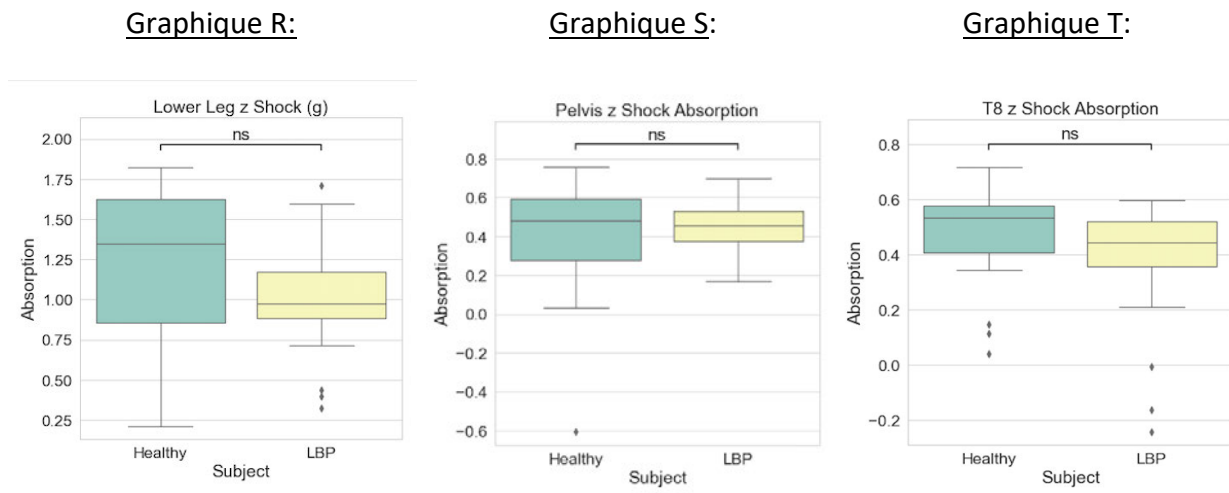
Graphique Q: *Boxplots représentant la vitesse maximale en extension pour les sujets sains (Healthy) en vert et les sujets lombalgiques (LBP) en jaune. Avec en haut à gauche : T8 en hyperextension ; en haut à droite : T8 du retour en position neutre ; en bas à gauche : pelvis en hyperextension ; en bas à droite : pelvis en position initiale.*

Graphique R: *Boxplot représentant la fluidité en extension pour les sujets sains (Healthy) en vert et les sujets lombalgiques (LBP) en jaune. Avec en haut à gauche : T8 en hyperextension ; en haut à droite : T8 lors du retour en position neutre ; en bas à gauche : pelvis en hyperextension ; en bas à droite : pelvis en position initiale.*

4 La marche

Les patients lombalgiques ont tendance ($p>0,005$) à avoir un contact au sol plus faible que les sujets sains. On retrouve une accélération proche de 0,95g contre 1,3g chez les sujets sains qui attaquent le sol de manière plus forte. (Graphique R)

Les patients lombalgiques absorbent moins le choc au niveau du thorax avec une diminution d'environ 10% ($p>0,005$) par rapport aux sujets sains (graphique T).



Graphique R: représentation sous forme de boxplot du choc en (g) lors du contact du pied au sol au cours de la marche. Le box plot en vert représente les sujets sains (Healthy) et le box plot en jaune les patients lombalgiques (LBP). g représente l'unité d'accélération avec $1g = 9,80665 \text{ m/s}^2$.

Graphique S: représentation sous forme de boxplot de l'absorption du choc au niveau du pelvis lors du contact du pied au sol au cours de la marche. Le box plot en vert représente les sujets sains (Healthy) et le box plot en jaune représente les patients lombalgiques (LBP).

Graphique T: représentation sous forme de boxplot de l'absorption du choc au niveau du thorax (T8) lors du contact du pied au sol au cours de la marche. Le box plot en vert représente les sujets sains (Healthy) et le box plot en jaune représente les patients lombalgiques (LBP).

V Corrélation entre les résultats des questionnaires et la fluidité

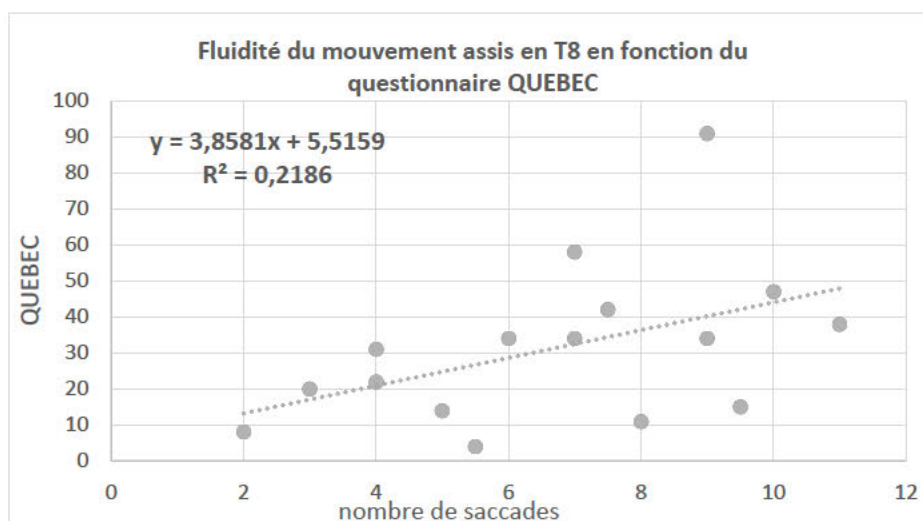
1 Questionnaire QUEBEC

Nous n'avons pas retrouvé de corrélation significative entre la fluidité des mouvements de flexion/extension et assis/debout et les résultats du questionnaire QUEBEC.

On se rapprochait d'une corrélation significative entre le mouvement assis au niveau thoracique T8 et ce questionnaire avec une P value de 0,068 ($P<0,05$) (Graphique 1).

Pour les mouvements assis ($p=0,38$) et debout ($p\text{value}=0,78$) au niveau du segment pelvien, on ne retrouvait pas de corrélation significative.

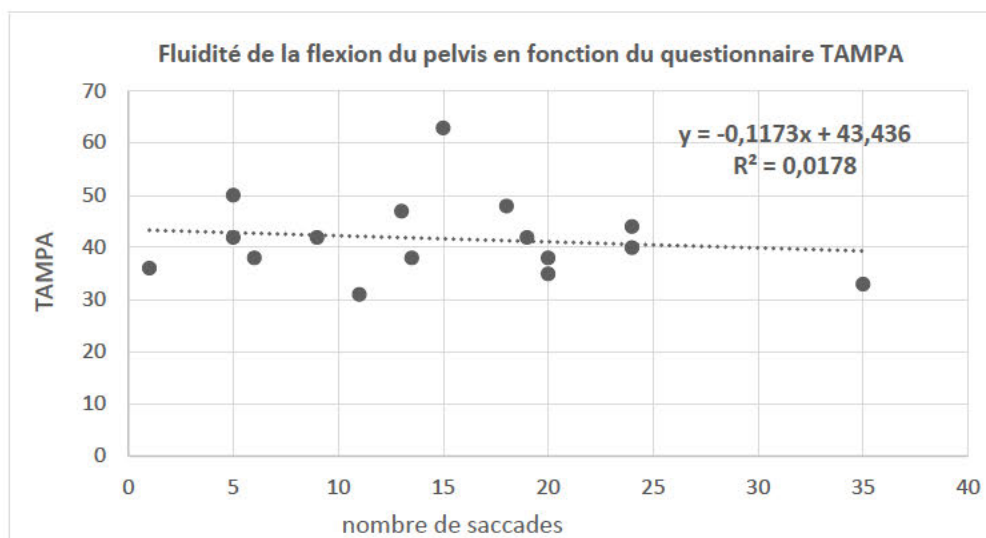
Lors du mouvement de flexion au niveau du pelvis (pvalue=0,81) et du thorax (pvalue=0,93) et le retour en position initiale au niveau du pelvis (pvalue=0,67) et du thorax (p=0,84), on ne retrouvait pas de corrélation significative.



Graphique 1: Graphique en nuages de points des résultats du questionnaire QUEBEC par rapport à la fluidité du mouvement assis au niveau thoracique pour chaque patient.

2 Questionnaire TAMPA

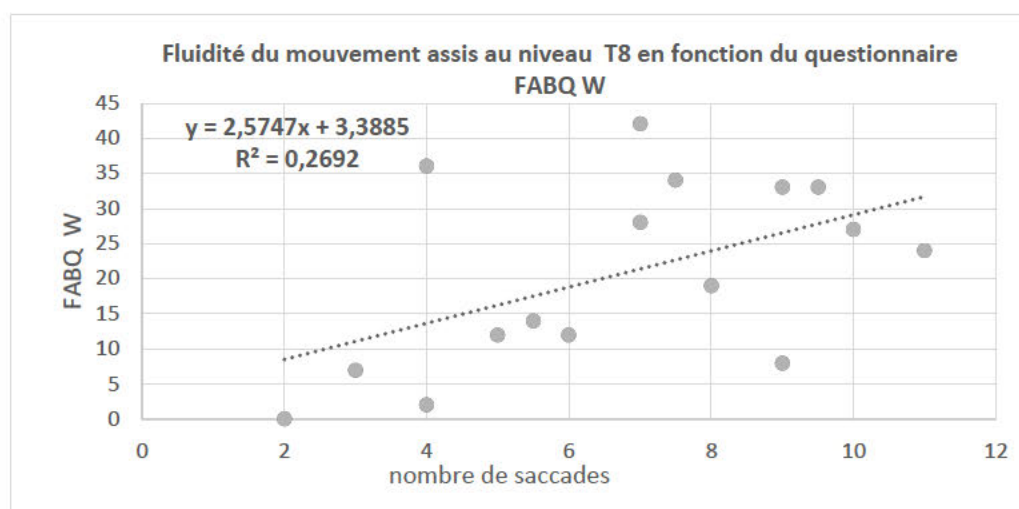
Les résultats n'étaient pas significatifs entre la fluidité des différents mouvements étudiés et le questionnaire TAMPA. Le segment pelvien lors de la flexion (p value=0,62) est représenté sur le graphique 2.



Graphique 2: Graphique en nuages de points des résultats du questionnaire TAMPA par rapport à la fluidité lors de la flexion au niveau du pelvis pour chaque patient.

3 Questionnaire FABQ travail et activité physique

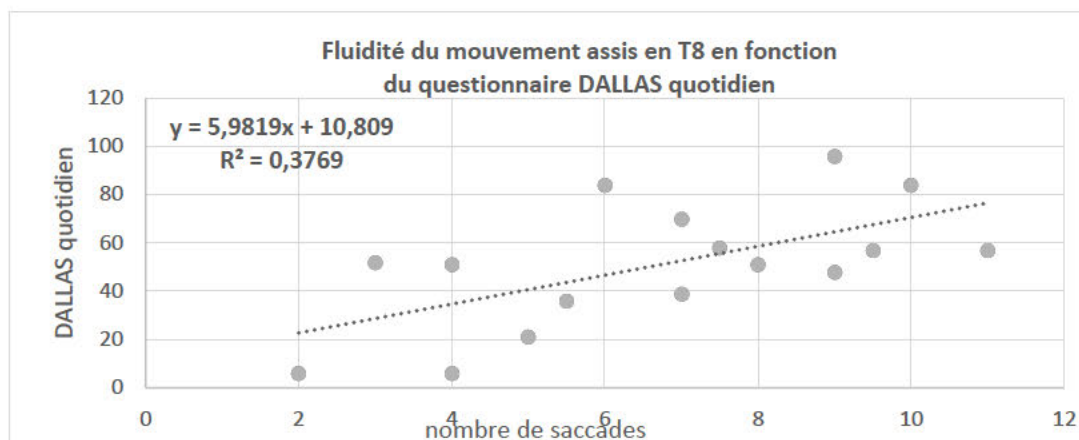
Nous avons retrouvé une corrélation significative entre le FABQ travail et le segment thoracique lors du mouvement assis avec p value de 0,039 ($p < 0,05$) qui est représentée sur le graphique 3. Nous n'avons pas retrouvé de corrélation significative entre le questionnaire FABQ et la fluidité des mouvements de flexion au niveau du pelvis (p value : 0,39) et du thorax (p value : 0,51) ainsi que lors du retour en position neutre au niveau du pelvis (p value : 0,68) et du thorax (p value : 0,38). Pour la partie activité physique (AP) aucune corrélation significative n'a été retrouvée.



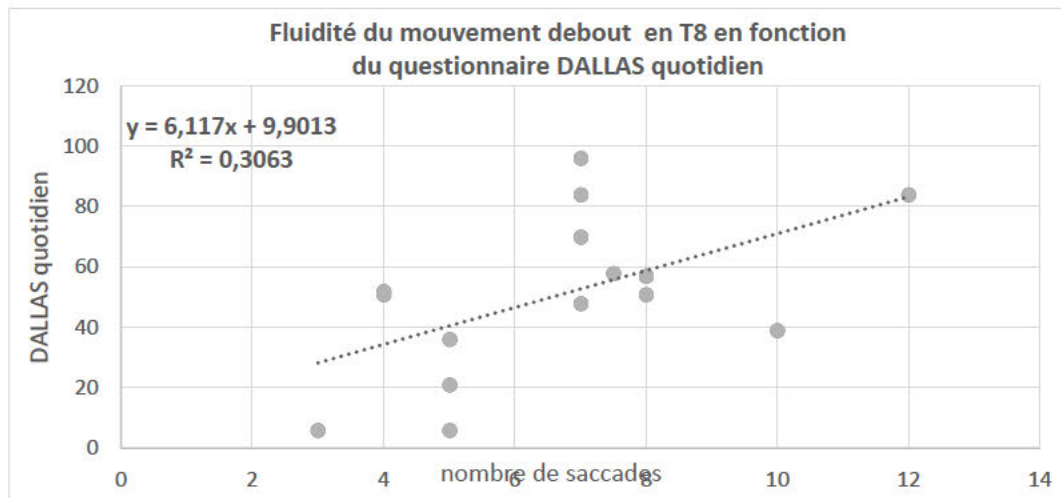
Graphique 3: Courbe de nuages de points des résultats du questionnaire FABQ travail (W) par rapport à la fluidité du thorax T8 lors de la position assise, p value : 0,0394 ($< 0,05$).

4 Questionnaire DALLAS

Les résultats entre la fluidité du mouvement au niveau du thorax lors la position assise (p value = 0,011 $< 0,05$) (Graphique 4) et debout (Graphique 5) (p value = 0,0026 $p < 0,05$) retrouvaient une corrélation significative.



Graphique 4: Courbe de nuages de points des résultats du questionnaire DALLAS sous partie quotidienne pour chaque patient par rapport à la fluidité du segment thoracique lors de la position assise.



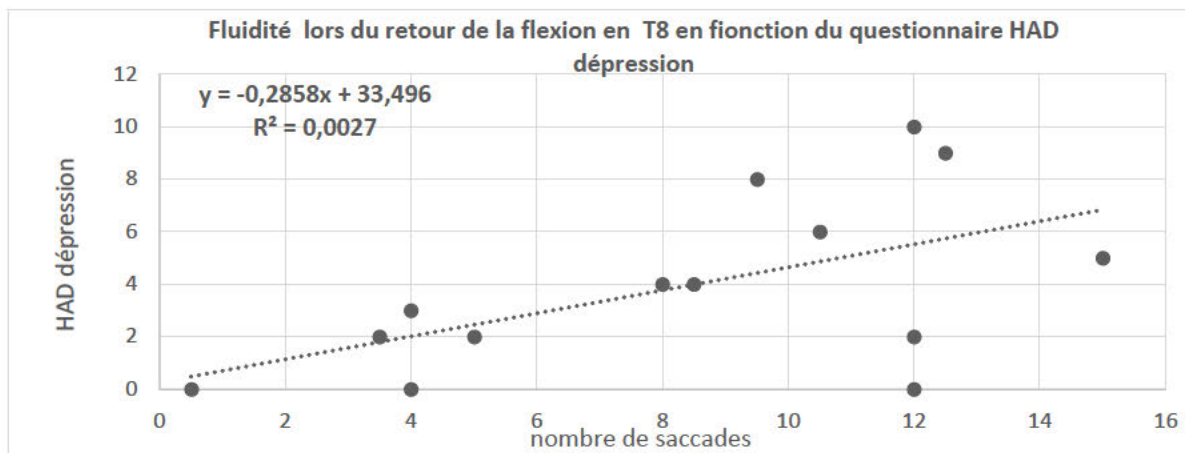
Graphique 5: Courbe de nuages de points des résultats du questionnaire DALLAS sous partie quotidienne pour chaque patient par rapport à la fluidité du segment thoracique au mouvement debout lors de la position assise initiale.

Les résultats des questionnaires DALLAS dépression et anxiété, DALLAS loisir et DALLAS sociabilité étaient trop hétérogènes, et aucune corrélation n'a été trouvée.

5 Questionnaire HAD anxiété et dépression

Aucune corrélation significative n'a été trouvée entre la fluidité au niveau thoracique et pelvien des différents mouvements par rapport à la sous partie anxiété du questionnaire HAD.

La sous partie dépression du questionnaire HAD était plus représentative de la fluidité des mouvements, nous avons retrouvé une corrélation significative entre ce questionnaire et la fluidité lors de l'extension du thorax (p value= 0,033, p<0,05). Ce résultat est représenté sur le graphique 6. Pour les autres mouvements, les résultats retrouvés n'étaient pas significatifs.



Graphique 6: Courbe de nuages de points des résultats du questionnaire HAD dépression pour chaque patient par rapport à la fluidité du segment thoracique lors du retour en position initiale.

Au total, nous avons remarqué que le segment thoracique représentait mieux la fluidité des mouvements par rapport au segment pelvien pour la plupart des questionnaires (FABQ AP et W, DALLAS, QUEBEC, HAD dépression).

Des corrélations significatives ont été retrouvées au niveau thoracique pour les mouvements assis/debout et les questionnaires DALLAS 'quotidien' et FABQ 'travail'.

Les questionnaires QUEBEC, TAMPA et OSWESTRY étaient les questionnaires les plus hétérogènes.

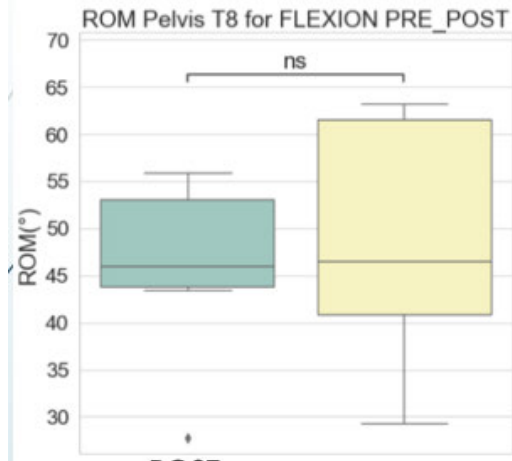
VI Suivi des biomarqueurs : avant et après rééducation

1 La flexion et le retour en position initiale

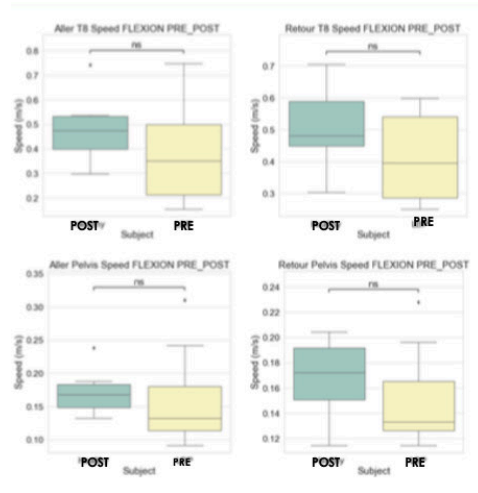
L'amplitude articulaire thoracopelvienne et la dissociation thoracopelvienne des patients lombalgiques restaient équivalentes avant et après rééducation avec une amplitude articulaire proche de 45° ($p > 0,005$). La vitesse maximale avait tendance à s'améliorer jusqu'à 20% après la rééducation chez les patients lombalgiques ($p > 0,005$). Les patients lombalgiques avaient un mouvement 3 à 4 fois plus fluides, avec le nombre de saccades qui avait tendance à diminuer ($p > 0,005$) après la rééducation.

Les résultats de ces trois biomarqueurs sont représentés sur les graphiques de 1 à 4 sous forme de box plots en vert correspondant au profil des patients lombalgiques après la rééducation et en jaune avant la rééducation.

Graphique 1:



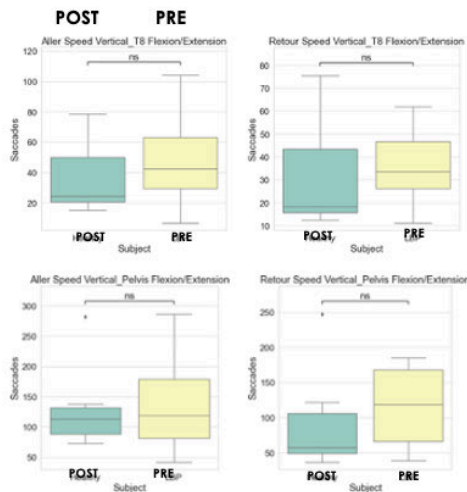
Graphique 2:



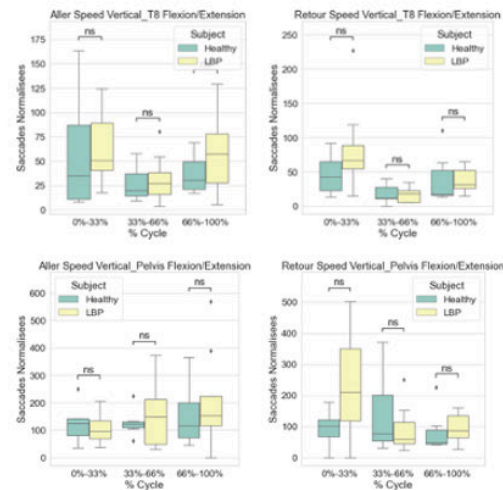
Graphique 1: Représentation de l'amplitude articulaire thoracopelvienne (ROM) en degrés (°) par des box plots avant (en jaune) et après (en vert) la rééducation chez les patients lombalgiques lors du mouvement de flexion. (ns: non significatif).

Graphique 2: Représentation de la vitesse maximale (°/s) par des box plots avant (en jaune) et après (en vert) la rééducation chez les patients lombalgiques lors du mouvement de flexion. Avec en haut à gauche : T8 en flexion ; en haut à droite : T8 lors du retour en position neutre ; en bas à gauche : pelvis en flexion ; en bas à droite : pelvis lors du retour en position neutre. (ns: non significatif)

Graphique 3:



Graphique 4:



Graphique 3 : Représentation de la fluidité par des box plots avant (en jaune) et après (en vert) la rééducation chez les patients lombalgiques lors du mouvement de flexion. (ns: non significatif) Avec en haut à gauche : T8 en flexion; en haut à droite : T8 lors du retour en position neutre; en bas à gauche : pelvis en flexion ; en bas à droite : pelvis lors du retour en position neutre.

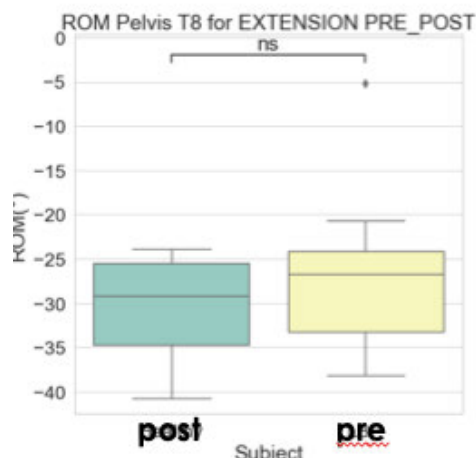
Graphique 4 : Représentation de la fluidité par des box plots avant (en jaune) et après (en vert) la rééducation chez les patients lombalgiques lors du mouvement de flexion décomposé en 3 temps en pourcentage (%). (ns: non significatif)

2 L'extension et assis/debout

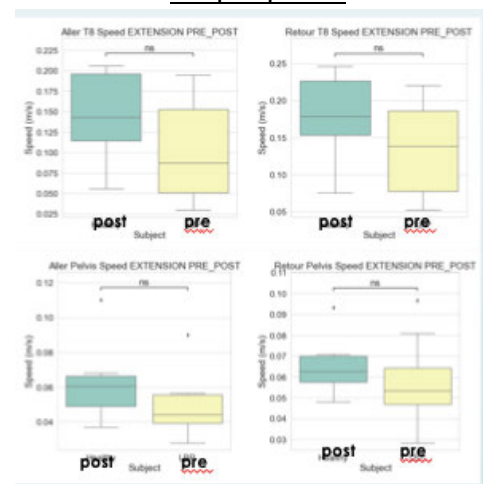
L'amplitude articulaire, la vitesse maximale et la dissociation thoracopelvienne étaient équivalentes ($p > 0,05$) après la rééducation pour l'extension et le passage de la position assis à debout. La fluidité de ces mouvements était significativement améliorée après la rééducation avec jusqu'à trois fois moins de saccades concernant le thorax et le pelvis lors de l'extension ($p < 0,05$) et le pelvis lors du passage assis à debout ($p < 0,05$).

Les résultats pour le mouvement d'extension sont représentés par les graphiques 5 à 7.

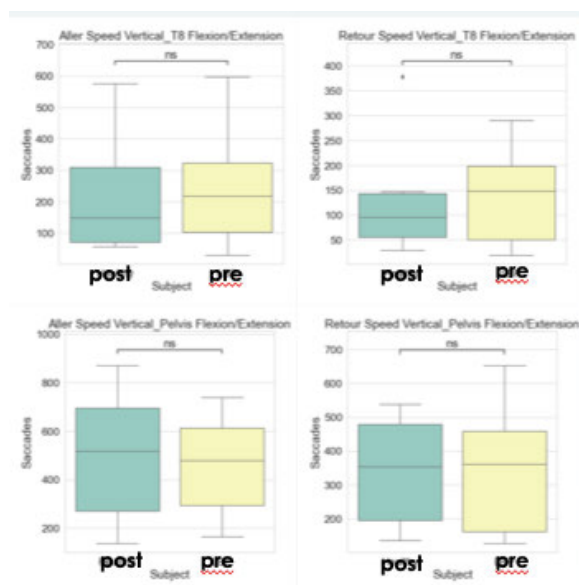
Graphique 5:



Graphique 6 :



Graphique 7:



Graphique 5: Représentation de l'amplitude articulaire thoracopelvienne (ROM) en degrés (°) par des box plots avant (en jaune) et après (en vert) la rééducation chez les patients lombalgiques lors du mouvement d'extension. (ns: non significatif).

Graphique 6: Représentation de la vitesse maximale (°/s) par des box plots avant (en jaune) et après (en vert) la rééducation chez les patients lombalgiques lors du mouvement d'extension. Avec en haut à gauche : T8 en hyperextension ; en haut à droite : T8 lors du retour en position neutre ; en bas à gauche : pelvis en hyperextension ; en bas à droite : pelvis lors du retour en position neutre. (ns: non significatif)

Graphique 7: Représentation de la fluidité par des box plots avant (en jaune) et après (en vert) la rééducation chez les patients lombalgiques lors du mouvement d'extension. Avec en haut à gauche : T8 en extension en haut à droite : T8 lors du retour en position neutre; en bas à gauche : pelvis en extension ; en bas à droite : pelvis lors du retour en position neutre. (ns : non significatif)

DISCUSSION

L'objectif principale de cette étude était de décrire certains paramètres ou biomarqueurs étudiés dans la littérature grâce aux capteurs inertiels Xsens au cours d'une étude exploratoire.

Les objectifs secondaires étaient de chercher une corrélation entre ces biomarqueurs et les questionnaires remplis par les patients lombalgiques, d'analyser un comportement moteur spécifique des patients lombalgiques notamment une modification du rythme thoracopelvien et enfin de comparer ces biomarqueurs avant et après un programme de rééducation.

L'amplitude articulaire est le paramètre le plus utilisé pour évaluer l'incapacité du patient souffrant de lombalgie mais reste limité dans son utilité clinique devant une variabilité interindividuelle et l'outil utilisé (57,60,71). Cependant, il reste nécessaire de prendre en compte ce paramètre pour montrer la fiabilité de notre système de mesure. En effet, nos résultats sur l'amplitude articulaire et sur la vitesse maximale concordent avec les résultats des travaux précédents avec une diminution de celle-ci chez le patient lombalgique.

Le fait de diminuer les contraintes maximales en réduisant l'amplitude articulaire et les vitesses, le patient lombalgique se protège et diminue la douleur mais par conséquent, entraîne une modification de son comportement moteur avec des phénomènes de compensation ou une altération du rythme lombo pelvien.

Si on prend l'exemple de l'amplitude articulaire (ROM), une valeur considérée comme normale ne justifie pas pour autant que le mouvement soit réalisé d'une manière biomécaniquement normale. En effet, une sollicitation moins importante du rachis lombaire peut provoquer une compensation des segments sus ou sous-jacents et donc produire une ROM correcte.

Ainsi grâce à l'analyse cinématique prenant en compte l'ensemble du corps humain et les différents segments rachidiens, une analyse plus détaillée et fine du comportement moteur des patients lombalgiques pourrait être faite.

De nombreux travaux s'intéressant au rythme lombopelvien lors de la flexion retrouvent une sollicitation du rachis lombaire plus importante en début de mouvement chez le patient lombalgique. Dans notre étude nous avons volontairement choisi un rythme différent thoraco pelvien permettant d'avoir une analyse sur une plus grande partie du rachis. Nous avons retrouvé une absence de dissociation thoracopelvienne avec un mouvement synchrone 'en bloc' du pelvis et du thorax lors des mouvements.

La fluidité du mouvement est un biomarqueur peu retrouvé et étudié dans la littérature alors qu'il est représentatif du comportement du patient lombalgique.

Dans l'étude de Wattananon et al. (72), la fluidité du mouvement est définie par le nombre de saccades lors du mouvement qui correspond au nombre d'accélération et de décélération ou de mouvements rapides hors du plan sagittal pendant la flexion du tronc vers l'avant ou le retour. L'étude a été réalisée à l'aide d'un système de capteur électromagnétiques disposé sur les segments thoraciques, lombaires et pelviens et ils ont montré non seulement que le patient lombalgique avait un plus grand nombre de saccades à tous les niveaux par rapport au sujet sain mais également que le nombre de saccades était relativement constant d'un segment à l'autre. Les résultats étaient obtenus en valeur absolues et n'étaient pas ajustés à la taille du patient donc à sa distance parcourue ce qui pouvait induire un biais de mesure. Dans notre étude, nous retrouvons des résultats similaires, mais nous avons normalisé le nombre de saccades en fonction de la distance parcourue par chaque patient. En effet, en prenant en compte la taille de chaque patient nous avons pu nous affranchir de ce biais.

Dans leur étude, Wattananon et al. ont décomposé le mouvement de flexion en trois parties et ont retrouvé un nombre plus important de saccades au cours du deuxième tiers du mouvement. Alors que dans notre étude, c'est au cours du dernier tiers, en fin de mouvement que le nombre de saccades est plus élevé donc un mouvement moins fluide.

Une hypothèse possible serait que lors de l'amplitude maximale, la douleur est maximale et donc provoquerait un ralentissement du mouvement par un phénomène d'appréhension.

Une autre hypothèse serait que le mouvement de flexion relaxation, étant altéré voire absent chez le patient lombalgique, la contraction des muscles érecteurs du rachis provoque des phénomènes d'accélération et de décélération.

En reprenant l'étude de Cox (73), les auto questionnaires étaient significativement corrélés avec l'amplitude du mouvement, la vitesse et la charge soulevée. Cependant, peu de corrélation ont été retrouvés entre ces questionnaires et des mesures de coordinations plus complexes notamment sur les différents segments.

Dans notre étude, nous voulions trouver une relation entre les auto questionnaires et la fluidité du mouvement. Notre hypothèse était de trouver une corrélation entre le questionnaire TAMPA qui évalue la peur du mouvement et la fluidité du mouvement avec un score élevé pour un nombre de saccades augmenté. Mais aucun lien n'a pu être démontré entre les différents biomarqueurs analysés et les questionnaires sélectionnés.

Concernant les résultats de la population, nous avons recruté plus de patients lombalgiques mais moins de sujets sains que prévu dans le protocole initial qui comptait 15 patients lombalgiques pour 15 témoins. De plus, seulement 13 des patients lombalgiques ont pu être appariés aux 13 sujets sains inclus dans l'étude.

Seulement 6 patients lombalgiques ont pu être analysés après le programme de rééducation. De plus, 9 des 17 patients lombalgiques faisaient partie du programme de l'école du mouvement et donc par définition présentaient une activité physique régulière et plus soutenue que la population lombalgique classique. Ainsi, devant un biais de sélection, les résultats des questionnaires seraient sur évalués et les biomarqueurs seraient surestimés avec des résultats anormalement élevés. Les patients lombalgiques du programme de rééducation de l'école du mouvement n'ont pu réaliser que deux semaines de rééducation devant un cas positif au Covid et l'obligation d'écourter le programme de rééducation au cours de cette crise sanitaire.

La fiabilité des systèmes de mesure par capteurs inertiels n'a pas été validée pour tous les mouvements et toutes les articulations.

Dans une étude de 2017, un système de capteur inertiel : le système ViMove a été comparé au système de référence pour examiner sa validité. Pour cela, des capteurs ViMove ont été fixés aux niveaux T12 et S2 et l'étude retrouve des erreurs moyennes de 1,82° pour la flexion et des erreurs inférieures à 1° pour l'extension, l'inclinaison latérale. Cette étude montre un niveau de concordance acceptable pour ces mouvements simples mais d'autres études seraient nécessaires pour des mouvements plus complexes et non limités à un seul plan (74).

De plus, les procédures spécifiques concernant la procédure d'étalonnage ou encore le modèle biomécanique à utiliser n'ont pas été établies, limitant la fiabilité de ce système. Ainsi, d'autres études seraient nécessaires pour normaliser un protocole d'acquisition.

La taille de l'échantillon, étant trop petite, la puissance statistique était trop faible pour avoir des résultats significatifs mais une tendance est notable avec des premiers résultats encourageants. D'autres travaux avec un nombre plus importants de sujets inclus seraient alors intéressants à réaliser pour montrer ces résultats de manière significative.

Ces premiers résultats sont concluants après la rééducation, le profil des patients lombalgiques se rapproche du profil de la population saine pour les 3 biomarqueurs analysés : la vitesse maximale, l'amplitude articulaire thoracopelvienne et la fluidité du mouvement.

CONCLUSION

Notre étude montre l'intérêt de l'utilisation de capteurs X sens, qui permettent une analyse écologique de la mobilité et des schémas moteurs des patients lombalgiques.

Dans un premier temps, nous avons pu valider certains biomarqueurs retrouvés dans la littérature chez les patients lombalgiques : une diminution de la ROM et de la vitesse maximale ainsi qu'un rythme thoraco-pelvien altéré. Cela apporte une certaine fiabilité et validité à notre outil de mesure.

Cette étude nous a permis également d'apporter de nouvelles précisions sur un paramètre jusqu'à présent peu étudié : la fluidité du mouvement.

Dans un second temps, en analysant ces différents biomarqueurs avant et après une rééducation, chez les patients lombalgiques, ces biomarqueurs tendent à se rapprocher du profil des sujets sains après la rééducation.

Cette étude apporte une analyse cinématique du rachis lombaire qui reste très peu étudiée dans la littérature actuelle. Elle permet aux cliniciens d'améliorer la compréhension des comportements des patients lombalgiques, de certains mouvements stéréotypés. Ce système de mesure pourrait permettre d'identifier des facteurs précoces de réponse à la rééducation et par conséquent proposer une prise en charge adaptée et fournir des conseils les plus appropriés pour améliorer la prise en charge de la lombalgie chronique.

ANNEXES

Annexe 1 : Fiche de recrutement de la population témoin

THESE DE MEDECINE

***Analyse du mouvement entre sujet souffrant de lombalgie et
sujet sain***

AVEC LES CAPTEURS XSENS

RECHERCHE

volontaires sans douleur lombaire

HOMME DE 50 ANS (+/-5ANS) IMC 23

HOMME DE 49 ANS (+/-5ANS) IMC 30

HOMME DE 43 ANS (+/-5ANS) IMC 25

HOMME DE 42 ANS (+/-5ANS) IMC 24

HOMME DE 38 ANS (+/-5ANS) IMC 21

HOMME DE 38 ANS (+/-5ANS) IMC 23

FEMME DE 67 ANS (+/-5ANS) IMC 20

FEMME DE 51ANS (+/-5ANS) IMC 22

FEMME DE 47 ANS (+/-5ANS) IMC 24

FEMME DE 46 ANS (+/-5ANS) IMC 26

FEMME DE 43 ANS (+/-5ANS) IMC 20

FEMME DE 42 ANS (+/-5ANS) IMC 20

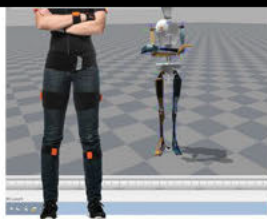
FEMME DE 40 ANS (+/-5ANS) IMC 21

FEMME DE 34 ANS (+/-5ANS) IMC 20

FEMME DE 32 ANS (+/-5ANS) IMC 28

*Nécessite seulement 30 minutes de votre temps au **CHU Lapeyronie***

[Données anonymisées pour mise en ligne]





CAHIER D'OBSERVATION

Analyse cinématique du rachis lombaire chez des patients lombalgiques chroniques à l'aide des capteurs inertiels Xsens

PRENOM : |__| (1^{ERE} LETTRE DU PRENOM)

NOM : |__| (1^{ERE} LETTRE DU NOM)

N° PATIENT : C|_|P|_|_|_|_|

ANNEE DE NAISSANCE : |_|_|_|_|_|

SEXE : Masculin Féminin

VO : VÉRIFICATION DES CRITÈRES D'INCLUSION ET NON INCLUSION

Date d'inclusion : |__|__|/|__|__|/20|__|__|

Date de signature de consentement : |__|__|/|__|__|/20|__|__|

N°	CRITÈRES D'INCLUSION	Oui/Non
	Patient âgé de 18 à 65 ans	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	IMC 18.5 et 30	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	Lombalgie commune chronique de plus de 3 mois	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	Recueil du consentement libre et éclairé donné à l'oral et à l'écrit	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non

Important : si au moins un critère d'inclusion est coché "NON", le sujet ne doit pas être inclus dans l'étude

N°	CRITÈRES DE NON INCLUSION	Oui/Non
	Episode de sciatique durant la dernière année avant l'inclusion	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	Cause traumatique, tumorale ou infectieuse de la lombalgie	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	Antécédent de fracture rachidienne, de chirurgie lombaire ou du bassin ou des hanches,	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	Maladie articulaire inflammatoire (Polyarthrite rhumatoïde, spondylarthrite, pathologies microcristallines)	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	Arthrodèse lombaire de deux étages ou plus	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	Scoliose sévère	
	Patients majeurs sous curatelle ou tutelle ou privés de liberté	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
	Femme en âge de procréer avec un désir de grossesse concomitant à l'étude,	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non

Important : si au moins un critère de non inclusion est coché "OUI", le sujet ne doit pas être inclus dans l'étude

Kinésithérapie antérieure :
Si oui quel type ?

massage
renforcement
méthode McKenzie

Port de semelle orthopédique
Si oui depuis quand

L'examen clinique a-t-il été réalisé ? Oui Non

Si oui, Date de l'examen : |_|_|/|_|_|/20|_|_|

Poids : |_|_|_|. |_| kg **IMC:** |_|_|, |_| kg/m²

Taille : |_|_|_| cm

Indice de Schober :
Distance Doigt-sol :

Distance talon-fesse:
Angle poplité :

Evaluation de l'incapacité dans la vie quotidienne.

Veillez vous référer au questionnaire QUEBEC à la fin de ce cahier d'observations

Le questionnaire QUEBEC a-t-il été rempli ? Oui Non

Evaluation de la douleur lors de l'activité physique et au travail

Veillez vous référer au questionnaire FABQ à la fin de ce cahier d'observations

Le questionnaire FABQ a-t-il été rempli ? Oui Non

Evaluation de la qualité de vie du patient

Veillez vous référer au questionnaire DALLAS à la fin de ce cahier d'observations

Le questionnaire DALLAS a-t-il été rempli ? Oui Non

Evaluation sur la kinésiophobie

Veillez vous référer au questionnaire TAMPA/TSK à la fin de ce cahier d'observations

Le questionnaire TAMPA a-t-il été rempli ? Oui Non

Evaluation de l'impact psychologique

Veillez vous référer au questionnaire HAD à la fin de ce cahier d'observations

Le questionnaire HAD a-t-il été rempli ? Oui Non

Evaluation de la capacité fonctionnelle

Veillez vous référer au questionnaire OSWESTRY à la fin de ce cahier d'observations

Le questionnaire OSWESTRY a-t-il été rempli ? Oui Non

Echelle de Québec

C'est une échelle d'auto-évaluation de l'incapacité, qui traite du retentissement sur votre vie quotidienne de vos douleurs du dos.

Nous aimerions connaître vos difficultés éventuelles, compte tenu de vos problèmes de dos à accomplir certaines des activités qui sont énumérées ci-dessous

Chaque activité est cotée de 0 à 5 (0 = aucune difficulté, 1 = très peu difficile, 2 = un peu difficile, 3 = difficile, 4 = très difficile, 5 = incapable).

Libellé	Score
1 Vous levez de votre lit	
2 Dormir six heures d'affilées	
3 Vous retournez dans votre lit	
4 Voyager pendant une heure en voiture	
5 Se tenir debout pendant une durée de 20 à 30 minutes	
6 Demeurer assis pendant quatre heures	
7 Monter un étage d'escaliers	
8 Marcher le long de plusieurs pâtés de maisons (environ 300 à 400 mètres)	
9 Marcher plusieurs kilomètres	
10 Atteindre des étagères hautes	
11 Lancer une balle	
12 Courir le long de deux pâtés de maisons	
13 Sortir la nourriture du réfrigérateur	
14 Faire son lit	
15 Mettre des chaussettes (ou un collant)	
16 Se pencher en avant au-dessus d'un évier durant 10 minutes	
17 Déplacer une table	
18 Pousser ou tirer une lourde porte	
19 Porter deux paniers à provisions	
20 Soulever 18 kilos	
Score total /100	

Test FABQ

Voici des notions que d'autres patients que vous nous ont exprimés au sujet de leur douleur .
 Pour chaque affirmation veuillez **cocher le chiffre de 0 à 6** pour indiquer combien ces activités physiques influent ou pourraient influencer sur votre mal au dos.

Libellé		Score						
		Désaccord total		Incertain			Accord total	
		0	1	2	3	4	5	6
1	L'activité physique aggrave ma douleur							
2	L'activité physique pourrait abîmer mon dos							
3	Je ne devrais pas faire d'activités physiques lesquelles pourraient aggraver ma douleur							
4	Je ne peux pas faire d'activités physiques lesquelles pourraient aggraver ma douleur							
Les affirmations suivantes concernent la manière dont votre travail habituel influe ou pourrait influencer sur votre mal de dos								
5	La douleur a été provoquée par mon travail ou par un accident de travail							
6	Mon travail a aggravé ma douleur							
7	Mon travail est trop dur pour moi							
8	Mon travail augmente ou pourrait augmenter mes douleurs							
9	Mon travail pourrait abîmer mon dos							
10	Je ne devrais pas faire mon travail habituel avec ma douleur actuelle							
11	Je ne pense pas que je pourrai reprendre mon travail habituel avant 3 mois							
Score total /66								

Test de DALLAS

Veillez répondre personnellement à toutes ces questions en cochant vous-même les réponses.
Chaque question est cotée de 0 à 5

Activités quotidiennes					
1	La douleur et son intensité (dans quelle mesure avez-vous besoin de traitements contre la douleur pour vous sentir bien ?)				
	Pas du tout		Parfois		Tout le temps
	0	1	2	3	4 5
2	Les gestes de la vie quotidienne (dans quelle mesure votre douleur perturbe-t-elle les gestes de la vie quotidienne : sortir du lit, se brosser les dents, s'habiller etc....)				
	Pas du tout (pas de douleur)		Moyennement		Je ne peux pas sortir du lit
	0	1	2	3	4 5
3	La possibilité de soulever quelque chose (dans quelle mesure êtes-vous limité(e) pour soulever quelque chose ?)				
	Pas du tout (comme avant)		Moyennement		Je ne peux rien soulever
	0	1	2	3	4 5
4	La marche (dans quelle mesure votre douleur limite-t-elle votre distance de marche par rapport à celle que vous pouviez parcourir avant votre problème de dos ?)				
	Je marche comme avant		Presque comme avant		Presque plus Plus du tout
	0	1	2	3	4 5
5	La position assise (dans quelle mesure votre douleur vous gêne-t-elle pour rester assis(e) ?)				
	Pas du tout (pas d'aggravation de la douleur)		Moyennement		Je ne peux pas rester assis(e)
	0	1	2	3	4 5
6	La position debout (dans quelle mesure votre douleur vous gêne-t-elle pour rester debout de façon prolongée ?)				
	Pas du tout (je reste debout comme avant)		Moyennement		Je ne peux pas rester debout
	0	1	2	3	4 5
7	Le sommeil (dans quelle mesure votre douleur gêne-t-elle votre sommeil ?)				
	Pas du tout(je dors comme avant)		Moyennement		Je ne peux pas dormir du tout
	0	1	2	3	4 5
Total x 3 = % de répercussion sur les activités quotidiennes					

Activités professionnelles et de loisirs					
8	Activité sociale (dans quelle mesure votre douleur perturbe-t-elle votre vie sociale (danser, jeux et divertissements, repas ou soirées entre amis, sortie, etc. ... ?)				
	Pas du tout (ma vie sociale est comme avant)		Moyennement		Je n'ai plus aucune vie sociale
	0	1	2	3	4 5

9	Les déplacements en voiture (dans quelle mesure votre douleur gêne-t-elle vos déplacements en voiture ?)					
	Pas du tout (je me déplace comme avant)		Moyennement		Je ne peux pas me déplacer en voiture	
	0	1	2	3	4	5
10	Les activités professionnelles (dans quelle mesure votre douleur perturbe-t-elle votre travail ?)					
	Pas du tout (elle ne me gêne pas)		Moyennement		Je ne peux pas travailler	
	0	1	2	3	4	5
Total x 5 = % de répercussion sur le rapport activités professionnelles / loisirs						
Anxiété / Dépression						
11	L'anxiété / le moral (dans quelle mesure estimez-vous que vous parvenez à faire face à ce que l'on exige de vous ?)					
	Je fais face entièrement (pas de changement)		Moyennement		Je ne fais pas face	
	0	1	2	3	4	5
12	La maîtrise de soi (dans quelle mesure estimez-vous que vous arrivez à contrôler vos réactions émotionnelles ?)					
	Je les contrôle entièrement		Moyennement		Je ne les contrôle pas du tout	
	0	1	2	3	4	5
13	La dépression (dans quelle mesure vous sentez-vous déprimé(e) depuis que vous avez mal ?)					
	Je ne suis pas déprimé(e)			Je suis complètement déprimé(e)		
	0	1	2	3	4	5
Total x 5 = % de répercussion sur le rapport anxiété / dépression						
Sociabilité						
14	Les relations avec les autres (dans quelle mesure pensez-vous que votre douleur a changé vos relations avec les autres ?)					
	Pas de changement			Changement radical		
	0	1	2	3	4	5
15	Le soutien dans la vie de tous les jours (dans quelle mesure avez-vous besoin du soutien des autres depuis que vous avez mal : travaux domestiques, préparation des repas, etc. ... ?)					
	Aucun soutien nécessaire			Soutien permanent		
	0	1	2	3	4	5
16	Les réactions défavorables des proches (dans quelle mesure estimez-vous que votre douleur provoque chez vos proches de l'irritation, de l'agacement ou de la colère à votre égard ?)					
	Pas du tout		Parfois		Tout le temps	
	0	1	2	3	4	5
Total x 5 = % de répercussion sur la sociabilité						

Echelle de TAMPA

Même à cette époque de haute technologie, il ne faut pas négliger une des plus importantes sources d'information à votre sujet : il s'agit de vos sentiments ou de vos intuitions à propos de ce qui arrive à votre corps.

Répondez aux questions suivantes en utilisant l'échelle de droite. Répondez vraiment en fonction de votre impression et pas en fonction de ce que les autres pensent que vous devriez croire. Il ne s'agit pas d'un test de connaissance médicale. Nous voulons savoir comment vous voyez les choses.

		Fortement en	Légerement	Légerement	Fortement en
		1	2	3	4
1	J'ai peur qu'en faisant de l'exercice, cela ne me blesse.				
2	Si je vais au-delà de mes limites pour dépasser la douleur, elle pourrait augmenter.				
3	Mon corps me dit que quelque chose ne va pas et que cela constitue un danger pour lui.				
4	Ma douleur serait probablement diminuée si je faisais de l'exercice.				
5	Les gens ne prennent pas mon état de santé suffisamment au sérieux.				
6	Mon accident a fragilisé mon corps pour le reste de ma vie.				
7	La douleur signifie qu'il y a toujours une lésion.				
8	Ce n'est parce que quelque chose aggrave ma douleur que cela signifie que c'est dangereux *				
9	J'ai peur de me faire mal ou de me blesser par mégarde.				
10	En étant attentif à ne faire que des gestes adéquats, je peux éviter d'augmenter la douleur.				
11	Le maintien d'une telle douleur signifie que j'ai probablement quelque chose de grave.				
12	Malgré ma douleur, je serais mieux si j'avais plus d'activités physiques. *				
13	La douleur me fait savoir quand je dois arrêter mes exercices afin de ne pas entraîner des dommages corporels.				
14	Ce n'est pas vraiment très bon pour une personne dans un état comme le mien d'être physiquement active.				
15	Je ne peux pas tout faire comme les autres, sinon cela pourrait causer des lésions dans mon organisme.				
16	Même si certaines choses entraînent une douleur, je ne pense pas qu'elles soient réellement dangereuses. *				
17	Personne ne devrait faire de l'exercice lorsqu'il(elle) a mal.				

QUESTIONNAIRE HAD (HOSPITAL ANXIETY AND DEPRESSION SCALE)

Les médecins se rendent compte que les émotions jouent un rôle important dans la plupart des maladies.

Si votre docteur apprend à connaître ces sentiments, il pourra davantage vous aider.

Ce questionnaire a été conçu pour votre docteur afin qu'il sache comment vous vous sentez.

Ignorez les nombres imprimés du côté droit du questionnaire. Lisez chaque article et soulignez la réponse la plus proche de ce que vous avez ressenti la semaine passée. Ne prenez pas trop de temps sur vos réponses.

Votre réaction rapide à chaque article sera probablement plus adaptée qu'une longue réflexion à cette réponse.

Je me sens tendu(e) ou énervé(e)	A	
La plupart du temps	3	
Souvent	2	
De temps en temps	1	
Jamais	0	
Je prends plaisir aux mêmes choses qu'autrefois :		D
Oui, tout à fait		0
Pas autant		1
Un peu seulement		2
Presque plus		3
J'ai une sensation de peur comme si quelque chose de terrible allait m'arriver	A	
Oui, très nettement	3	
Oui, mais ce n'est pas trop grave	2	
Un peu, mais cela ne m'inquiète pas	1	
Pas du tout	0	
Je ris facilement et vois le bon côté des choses :		D
Autant que par le passé		0
Plus autant qu'avant		1
Vraiment moins qu'avant		2
Plus su tout		3
Je me fais du souci :	A	
Très souvent	3	
Assez souvent	2	
Occasionnellement	1	
Très occasionnellement	0	
Je suis de bonne humeur :		D
Jamais		3
Rarement		2
Assez souvent		1
La plupart du temps		0
Je peux rester tranquillement assis à ne rien faire et me sentir décontracté(e)	A	
Oui, quoi qu'il arrive	0	
Oui, en général	1	
Rarement	2	
Jamais	3	

J'ai l'impression de fonctionner au ralenti :		D
Presque toujours		3
Très souvent		2
Parfois		1
Jamais		0
J'éprouve des sensations de peur et j'ai l'estomac noué :	A	
Jamais	0	
Parfois	1	
Assez souvent	2	
Très souvent	3	
Je ne m'intéresse plus à mon apparence :		D
Plus du tout		3
Je n'y accorde pas autant attention que je le devrais		2
Il se peut que je n'y fasse plus autant attention		1
J'y prête autant attention que par le passé		0
J'ai la bougeotte et n'arrive pas à me tenir en place :	A	
Oui, c'est tout à fait le cas	3	
Un peu	2	
Pas tellement	1	
Pas du tout	0	
Je me réjouis d'avance à l'idée de faire certaines choses :		D
Autant qu'avant		0
Un peu moins qu'avant		1
Bien moins qu'avant		2
Presque jamais		3
J'éprouve des sensations soudaines de panique :	A	
Vraiment très souvent	3	
Assez souvent	2	
Pas très souvent	1	
jamais	0	
Je peux prendre plaisir à un bon livre, à une bonne émission radio ou de télévision :		D
Souvent		0
Parfois		1
Rarement		2
Très rarement		3

QUESTIONNAIRE D'ÉVALUATION DE L'INCAPACITÉ FONCTIONNELLE

(Version française de l'Oswestry Disability Index) ¹

Date : . . / . . / 200 .

"Merci de bien vouloir compléter ce questionnaire.

Il est conçu pour nous donner des informations sur la façon dont votre mal au dos (ou votre douleur dans la jambe) a influencé votre capacité à vous débrouiller dans la vie de tous les jours.

Veillez répondre à **toutes les sections** du questionnaire. Pour chaque section, cochez **une seule case**, celle qui vous décrit le mieux **actuellement**."

1 Intensité de la douleur

- 0 Je n'ai pas mal actuellement.
- 1 La douleur est très légère actuellement.
- 2 La douleur est modérée actuellement.
- 3 La douleur est plutôt intense actuellement.
- 4 La douleur est très intense actuellement.
- 5 La douleur est la pire que l'on puisse imaginer actuellement.

2 Soins personnels (se laver, s'habiller, ...etc)

- 0 Je peux prendre soin de moi normalement, sans augmenter la douleur.
- 1 Je peux prendre soin de moi normalement, mais c'est très douloureux.
- 2 Cela me fait mal de prendre soin de moi, et je le fait lentement et en faisant attention.
- 3 J'ai besoin d'aide, mais dans l'ensemble je parviens à me débrouiller seul.
- 4 J'ai besoin d'aide tous les jours pour la plupart de ces gestes quotidiens.
- 5 Je ne m'habille pas, me lave avec difficulté et reste au lit.

3 Manutention de charges

- 0 Je peux soulever des charges lourdes sans augmenter mon mal de dos
- 1 Je peux soulever des charges lourdes mais cela augmente ma douleur
- 2 La douleur m'empêche de soulever des charges lourdes à partir du sol mais j'y parviens si la charge est bien placée (par exemple sur une table)
- 3 La douleur m'empêche de soulever des charges lourdes mais je peux déplacer des charges légères ou de poids moyen si elles sont correctement placées
- 4 Je peux seulement soulever des objets très légers
- 5 Je ne peux soulever ni transporter quoi que ce soit

4 Marche à pied

- 0 La douleur ne limite absolument pas mes déplacements
- 1 La douleur m'empêche de marcher plus de 2 km
- 2 La douleur m'empêche de marcher plus de 1 km
- 3 La douleur m'empêche de marcher plus de 500 m
- 4 Je me déplace seulement avec une canne ou des béquilles
- 5 Je reste au lit la plupart du temps et je me traîne seulement jusqu'au WC

5 Position assise

- 0 Je peux rester assis sur un siège aussi longtemps que je veux.
- 1 Je peux rester assis aussi longtemps que je veux mais seulement sur mon siège favori.
- 2 La douleur m'empêche de rester assis plus d'une heure.
- 3 La douleur m'empêche de rester assis plus d'1/2 heure.
- 4 La douleur m'empêche de rester assis plus de 10 minutes.

5 La douleur m'empêche de rester assis.

6 Position debout

0 Je peux rester debout aussi longtemps que je veux sans augmenter la douleur.

1 Je peux rester debout aussi longtemps que je veux mais cela augmente la douleur.

2 La douleur m'empêche de rester debout plus d'une heure.

3 La douleur m'empêche de rester debout plus d'1/2 heure.

4 La douleur m'empêche de rester debout plus de 10 minutes.

5 La douleur m'empêche de rester debout.

7 Sommeil

0 Mon sommeil n'est jamais perturbé par la douleur.

1 Mon sommeil est parfois perturbé par la douleur

2 A cause de la douleur, je dors moins de 6 heures

3 A cause de la douleur, je dors moins de 4 heures

4 A cause de la douleur, je dors moins de 2 heures

5 La douleur m'empêche complètement de dormir

8 Vie sexuelle

0 Ma vie sexuelle n'est pas modifiée et n'augmente pas mon mal de dos

1 Ma vie sexuelle n'est pas modifiée, mais elle augmente la douleur

2 Ma vie sexuelle est pratiquement normale, mais elle est très douloureuse

3 Ma vie sexuelle est fortement limitée par la douleur

4 Ma vie sexuelle est presque inexistante à cause de la douleur

5 La douleur m'interdit toute vie sexuelle

9 Vie sociale (sport, cinéma, danse, souper entre amis)

0 Ma vie sociale est normale et n'a pas d'effet sur la douleur

1 Ma vie sociale est normale, mais elle augmente la douleur

2 La douleur n'a pas d'effet sur ma vie sociale, sauf pour des activités demandant plus d'énergie (sport par exemple)

3 La douleur a réduit ma vie sociale et je ne sors plus autant qu'auparavant

4 La douleur a limité ma vie sociale à ce qui se passe chez moi, à la maison

5 Je n'ai plus de vie sociale à cause du mal de dos

10 Déplacements (en voiture ou par les transports en commun)

0 Je peux me déplacer n'importe où sans effet sur mon mal de dos

1 Je peux me déplacer n'importe où, mais cela augmente la douleur

2 La douleur est pénible mais je supporte des trajets de plus de 2 heures

3 La douleur me limite à des trajets de moins d'une heure

4 La douleur me limite aux courts trajets indispensables, de moins de 30 minutes

5 La douleur m'empêche de me déplacer, sauf pour aller voir le docteur ou me rendre à l'hôpital

Score global d'handicap fonctionnel

Total des scores partiels : / (sur 50 au maximum)

Résultat en pourcentage (score ODI) : %

BIBLIOGRAPHIES

1. Cherin P, de Jaeger C. La lombalgie chronique : actualités, prise en charge thérapeutique. *Médecine & Longévité*. sept 2011;3(3):137-49.
2. Lefevre-Colau M-M, Fayad F, Rannou F, Fermanian J, Coriat F, Mace Y, et al. Frequency and Interrelations of Risk Factors for Chronic Low Back Pain in a Primary Care Setting. Taylor W, éditeur. *PLoS ONE*. 16 mars 2009;4(3):e4874.
3. Nguyen C, Poiraudreau S, Revel M, Papelard A. Lombalgie chronique : facteurs de passage à la chronicité. *Revue du Rhumatisme*. juin 2009;76(6):537-42.
4. Waddell G. 1987 Volvo Award in Clinical Sciences: A New Clinical Model for the Treatment of Low-Back Pain: Spine. sept 1987;12(7):632-44.
5. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *The Lancet*. févr 2017;389(10070):736-47.
6. Papi E, Bull AMJ, McGregor AH. Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients? A systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. juin 2018;55:53-64.
7. Laird RA, Gilbert J, Kent P, Keating JL. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. déc 2014;15(1):229.
8. Hoy D, Bain C, Williams G, March L, Brooks P, Blyth F, et al. A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis & Rheumatism*. juin 2012;64(6):2028-37.
9. Cieza A, Causey K, Kamenov K, Hanson SW, Chatterji S, Vos T. Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet*. 19 déc 2021;396(10267):2006-17.
10. Schofield D, Kelly S, Shrestha R, Callander E, Passey M, Percival R. The impact of back problems on retirement wealth. *Pain*. janv 2012;153(1):203-10.
11. HAS- prise en charge d'une lombalgie commune.
12. Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*. juin 2018;391(10137):2356-67.
13. Nicholas MK, Linton SJ, Watson PJ, Main CJ. Early Identification and Management of Psychological Risk Factors ("Yellow Flags") in Patients With Low Back Pain: A Reappraisal. *Physical Therapy*. 1 mai 2011;91(5):737-53.
14. New Zealand Guidelines Group. Guidelines : New Zealand Acute Low Back Pain Guide. 2004.
15. Volckmann P, Le Blay G, Ebermeyer E, D'astorg H, Szadkowski M, Fiere V. La lombalgie récurrente ou lombalgie chronique ? Douleurs : Évaluation - Diagnostic - Traitement. juin 2018;19(3):121-32.
16. Waddell G, Newton M, Henderson I, Somerville D, Main CJ. A Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire (FABQ) and the role of fear-avoidance beliefs in chronic low back pain and disability. *Pain*. févr 1993;52(2):157-68.
17. Dupeyron A, Ribinik P, Gélis A, Genty M, Claus D, Hérisson C, et al. Education in the management of low back pain. Literature review and recall of key recommendations for practice. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. juill 2011;54(5):319-35.
18. Knapik A, Saulicz E, Gnat R. Kinesiophobia - Introducing a New Diagnostic Tool. *Journal of Human Kinetics*. 1 juin 2011;28(2011):25-31.
19. Mayer TG, Towns BL, Neblett R, Theodore BR, Gatchel RJ. Chronic Widespread Pain in

- Patients With Occupational Spinal Disorders: Prevalence, Psychiatric Comorbidity, and Association With Outcomes. *Spine*. août 2008;33(17):1889-97.
20. Engers A, Jellema P, Wensing M, van der Windt D a. WM, Grol R, van Tulder MW. Individual patient education for low back pain. *Cochrane Database Syst Rev*. 23 janv 2008;(1):CD004057.
 21. PDF. https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2019-04/reco315_rapport_lombalgie_2019_04_02.pdf.
 22. Hérisson, M.REVEL. *Pathologie locomotrice et médecine orthopédique*. Editeur : Elsevier / Masson. 2000.
 23. Kamper SJ, Apeldoorn AT, Chiarotto A, Smeets RJE, Ostelo RW, Guzman J, et al. Multidisciplinary biopsychosocial rehabilitation for chronic low back pain. *Cochrane Back and Neck Group*, éditeur. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [Internet]. 2 sept 2014 [cité 4 sept 2021]; Disponible sur: <https://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD000963.pub3>
 24. Société française de rhumatologie (SFR). <https://public.larhumatologie.fr/>.
 25. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: The conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng*. juill 1992;20(4):451-62.
 26. Boulay C, Tardieu C, Hecquet J, Benaim C, Mouilleseaux B, Marty C, et al. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *Eur Spine J*. avr 2006;15(4):415-22.
 27. Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J*. sept 2011;20(S5):609-18.
 28. Wong KWN, Leong JCY, Chan M, Luk KDK, Lu WW. The Flexion–Extension Profile of Lumbar Spine in 100 Healthy Volunteers: *Spine*. août 2004;29(15):1636-41.
 29. Tanz, H., 1953. Motion of the lumbar spine. Roentgenologic study. *Am. Journal of Roentgenology*, 69, 399-410.
 30. Percy M, Portek I, Shepherd J. Three-Dimensional X-ray Analysis of Normal Movement in the Lumbar Spine: *Spine*. avr 1984;9(3):294-7.
 31. White AA, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott; 1990. 722 p.
 32. Nachemson A. The Influence of Spinal Movements on the Lumbar Intradiscal Pressure and on the Tensile Stresses in the Annulus Fibrosus. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. janv 1963;33(1-4):183-207.
 33. Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A. Intradiskal Pressure, Intra-abdominal Pressure and Myoelectric Back Muscle Activity Related to Posture and Loading: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. nov 1977;129:156.
 34. Zhou H, Hu H. Human motion tracking for rehabilitation—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*. janv 2008;3(1):1-18.
 35. Morris JRW. Accelerometry—A technique for the measurement of human body movements. *Journal of Biomechanics*. nov 1973;6(6):729-36.
 36. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel)*. 2012;12(2):2255-83.
 37. Picerno P. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait & Posture*. janv 2017;51:239-46.
 38. Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*. juin 1995;10(4):171-8.
 39. Favre J, Jolles BM, Aissaoui R, Aminian K. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(5):1029-35.
 40. Pérez R, Costa Ú, Torrent M, Solana J, Opisso E, Cáceres C, et al. Upper Limb Portable Motion Analysis System Based on Inertial Technology for Neurorehabilitation Purposes. *Sensors*. 2 déc 2010;10(12):10733-51.

41. Cutti AG, Giovanardi A, Rocchi L, Davalli A, Sacchetti R. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Med Bio Eng Comput.* févr 2008;46(2):169-78.
42. Aminian K, Najafi B. Capturing human motion using body-fixed sensors: outdoor measurement and clinical applications. *Comp Anim Virtual Worlds.* mai 2004;15(2):79-94.
43. Picerno P, Cereatti A, Cappozzo A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture.* nov 2008;28(4):588-95.
44. Gholami M, Napier C, Menon C. Estimating Lower Extremity Running Gait Kinematics with a Single Accelerometer: A Deep Learning Approach. *Sensors.* 22 mai 2020;20(10):2939.
45. Roetenberg D, Luinge HJ, Baten CTM, Veltink PH. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* sept 2005;13(3):395-405.
46. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics.* avr 2002;35(4):543-8.
47. Robert-Lachaine X, Mecheri H, Larue C, Plamondon A. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Med Biol Eng Comput.* avr 2017;55(4):609-19.
48. Poitras I, Biemann M, Campeau-Lecours A, Mercier C, Bouyer LJ, Roy J-S. Validity of Wearable Sensors at the Shoulder Joint: Combining Wireless Electromyography Sensors and Inertial Measurement Units to Perform Physical Workplace Assessments. *Sensors.* 20 avr 2019;19(8):1885.
49. Karatsidis A, Bellusci G, Schepers H, de Zee M, Andersen M, Veltink P. Estimation of Ground Reaction Forces and Moments During Gait Using Only Inertial Motion Capture. *Sensors.* 31 déc 2016;17(12):75.
50. Zhang J-T, Novak AC, Brouwer B, Li Q. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiol Meas.* 1 août 2013;34(8):N63-9.
51. Konrath J, Karatsidis A, Schepers H, Bellusci G, de Zee M, Andersen M. Estimation of the Knee Adduction Moment and Joint Contact Force during Daily Living Activities Using Inertial Motion Capture. *Sensors.* 9 avr 2019;19(7):1681.
52. Bergmann JH, Mayagoitia RE, Smith IC. A portable system for collecting anatomical joint angles during stair ascent: a comparison with an optical tracking device. *Dyn Med.* déc 2009;8(1):3.
53. Viel, E. La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements Le Point en rééducation et en APS, 9. Paris,. In. (Masson: x, 267, 2000a).
54. Taylor NF, Goldie PA, Evans OM. Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait & Posture.* mai 1999;9(2):88-94.
55. Stokes VP, Andersson C, Forsberg H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics.* janv 1989;22(1):43-50.
56. Vogt L, Pfeifer K, Portscher And M, Banzer W. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine (Phila Pa 1976).* 1 sept 2001;26(17):1910-9.
57. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 1 janv 1996;21(1):71-8.
58. Hidalgo B, Gilliaux M, Poncin W, Detrembleur C. Reliability and validity of a kinematic spine model during active trunk movement in healthy subjects and patients with chronic non-specific low back pain. *J Rehabil Med.* sept 2012;44(9):756-63.
59. Marras WS, Ferguson SA, Gupta P, Bose S, Parnianpour M, Kim JY, et al. The quantification of low back disorder using motion measures. Methodology and validation. *Spine*

- (Phila Pa 1976). 15 oct 1999;24(20):2091-100.
60. Marras WS, Wongsam PE. Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Arch Phys Med Rehabil.* avr 1986;67(4):213-7.
 61. Masharawi Y, Haj A, Weisman A. Lumbar Axial Rotation Kinematics in an Upright Sitting and With Forward Bending Positions in Men With Nonspecific Chronic Low Back Pain. *Spine.* 1 mars 2020;45(5):E244-51.
 62. Laird RA, Keating JL, Kent P. Subgroups of lumbo-pelvic flexion kinematics are present in people with and without persistent low back pain. *BMC Musculoskelet Disord.* déc 2018;19(1):309.
 63. Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-Spine Movement Interaction and Muscle Activation Patterns During Sagittal Trunk Movements in Low Back Pain Patients: *Spine.* mars 1994;19(5):596-603.
 64. Marras WS, parnianpour M, Ferguson SA, Kim J-Y, Crowell RR, Bose S, et al. The Classification of Anatomic- and Symptom-based Low Back Disorders Using Motion Measure Models: *Spine.* déc 1995;20(23):2531-46.
 65. Youdas JW, Garrett TR, Harmsen S, Suman VJ, Carey JR. Lumbar Lordosis and Pelvic Inclination of Asymptomatic Adults. *Physical Therapy.* 1 oct 1996;76(10):1066-81.
 66. Porter JL, Wilkinson A. Lumbar-Hip Flexion Motion: A Comparative Study Between Asymptomatic and Chronic Low Back Pain in 18- to 36-year-old Men. *Spine.* juill 1997;22(13):1508-13.
 67. Kim M, Yi C, Kwon O, Cho S, Cynn H, Kim Y, et al. Comparison of lumbopelvic rhythm and flexion-relaxation response between 2 different low back pain subtypes. *Spine (Phila Pa 1976).* 1 juill 2013;38(15):1260-7.
 68. McClure PW, Esola M, Schreier R, Siegler S. Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 1 mars 1997;22(5):552-8.
 69. Kim M, Yi C, Kwon O, Cho S, Cynn H, Kim Y, et al. Comparison of lumbopelvic rhythm and flexion-relaxation response between 2 different low back pain subtypes. *Spine (Phila Pa 1976).* 1 juill 2013;38(15):1260-7.
 70. pre guide sedentarite/ santé au travail. <http://www.sstrn.fr/sites/default/files/pdf/>. 2011.
 71. Marras WS, Ferguson SA, Gupta P, Bose S, Parnianpour M, Kim JY, et al. The quantification of low back disorder using motion measures. Methodology and validation. *Spine (Phila Pa 1976).* 15 oct 1999;24(20):2091-100.
 72. Wattananon P, Ebaugh D, Biely SA, Smith SS, Hicks GE, Silfies SP. Kinematic characterization of clinically observed aberrant movement patterns in patients with non-specific low back pain: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* déc 2017;18(1):455.
 73. Cox ME, Asselin S, Gracovetsky SA, Richards MP, Newman NM, Karakusevic V, et al. Relationship Between Functional Evaluation Measures and Self-Assessment in Nonacute Low Back Pain: *Spine.* juill 2000;25(14):1817-26.
 74. Mjøsund HL, Boyle E, Kjaer P, Mieritz RM, Skallgård T, Kent P. Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes. *BMC Musculoskelet Disord.* déc 2017;18(1):124.

SERMENT

SERMENT

- *En présence des Maîtres de cette école, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure, au nom de l'Être suprême, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.*

- *Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail.*

- *Admis (e) dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.*

- *Respectueux (se) et reconnaissant (e) envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.*

- *Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois couvert (e) d'opprobre et méprisé (e) de mes confrères si j'y manque.*

RESUME

Introduction

La lombalgie chronique est une pathologie multifactorielle qui fait intervenir des facteurs psychosociaux ainsi que des facteurs mécaniques. Des études suggèrent l'intérêt d'une évaluation plus globale de ces facteurs mécaniques. L'objectif de notre travail est de décrire les paramètres cinématiques du rachis chez les patients lombalgiques chroniques en situation écologique et de les analyser avant/après rééducation.

Méthodes

Étude exploratoire comparant 17 patients lombalgiques chroniques appariés à des sujets sains. Mesures cinématiques à l'aide des capteurs inertiels : XSENS qui permettent d'estimer l'orientation, la vitesse et l'accélération des segments du corps au cours de 7 mouvements.

3 biomarqueurs ont été analysés spécifiquement au niveau du thorax et du pelvis. D'autres mesures réalisées ont permis d'estimer des pourcentages d'absorption du contact des membres inférieurs, du pelvis et du rachis. Ces évaluations ont été réalisées avant et après un programme de rééducation multimodal pour la population lombalgique.

Résultats

Les caractéristiques de notre population étaient les suivantes : lombalgies évoluant depuis 14 ans [0.5-30], âge 44 ans [32-65), IMC 23 [20-30. En comparaison aux sujets sains, nous avons retrouvé chez les sujets lombalgiques, une diminution de l'amplitude maximale lombaire, de la vitesse maximale et de la fluidité. Un comportement moteur « en bloc » avec altération du rythme mobilités thoraco-pelviennes ont été identifiés. Lors de la marche, le contact au sol était plus faible et l'absorption diminuée chez les patients lombalgiques. La comparaison avant et après un programme de rééducation montre une amélioration de ces biomarqueurs.

Discussion

Nous avons pu identifier une signature cinématique perturbée des sujets lombalgiques chroniques. La rééducation de 2 semaines en ambulatoire rétablit partiellement certains paramètres. L'interaction entre les facteurs psychosociaux et mécaniques rend compte des phénotypes très variés de la population lombalgique.

Une meilleure compréhension de cette interaction par des mesures cinématiques fiables pourrait permettre de mieux décrire les profils patients, identifier des facteurs précoces de réponse à la rééducation, et cibler nos prises en charge.

Mots clés : lombalgie chronique, analyse cinématique, capteurs inertiels, rachis lombaire.