Biomechanik

Pierre-Louis RICCI

Numerical analysis of gait load distribution in the human pelvis and design of a biomechanical testing device: experimental assessment of two implants for anterior fragility fractures

SHAKER
VERLAG

PhD-FSTC-2019-22
The Faculty of Sciences, Technology and Communication

DISSERTATION

Defence held on 12/04/2019 in Luxembourg

to obtain the degree of

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DU LUXEMBOURG

EN SCIENCES DE L'INGENIEUR

by

Pierre-Louis RICCI
Born on 11th July 1991 in Briey (France)

NUMERICAL ANALYSIS OF GAIT LOAD DISTRIBUTION IN THE HUMAN PELVIS AND DESIGN OF A BIOMECHANICAL TESTING DEVICE: EXPERIMENTAL ASSESSMENT OF TWO IMPLANTS FOR ANTERIOR FRAGILITY FRACTURES

Dissertation defence committee

Dr. Eng. Stefan MAAS, dissertation supervisor,
Professor, Université du Luxembourg

Dr. Eng. Slawomir KEDZIORA, chairman,
Professor, Université du Luxembourg

Dr. Eng. Andreas ZILIAN, vice-chairman,
Professor, Université du Luxembourg

Dr. med Torsten GERICH,
Professor, Centre Hospitalier du Luxembourg

Dr. med Jens KELM,
Professor, Universitätsklinikum des Saarlandes

Berichte aus der Biomechanik

Pierre-Louis Ricci

Numerical analysis of gait load distribution in the human pelvis and design of a biomechanical testing device: experimental assessment of two implants for anterior fragility fractures

Shaker Verlag
Düren 2019

Bibliographic information published by the Deutsche Nationalbibliothek
The Deutsche Nationalbibliothek lists this publication in the Deutsche Nationalbibliografie; detailed bibliographic data are available in the Internet at http://dnb.d-nb.de.

Zugl.: Luxemburg, Univ., Diss., 2019

Copyright Shaker Verlag 2019
All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording or otherwise, without the prior permission of the publishers.

Printed in Germany.

ISBN 978-3-8440-6823-8
ISSN 0946-3232

Shaker Verlag GmbH • Am Langen Graben 15a • 52353 Düren
Phone: 0049/2421/99011-0 • Telefax: 0049/2421/99011-9
Internet: www.shaker.de • e-mail: info@shaker.de

Abstract

The current project research was conducted at the *University of Luxembourg* in cooperation with orthopaedic surgeons from the *Centre Hospitalier de Luxembourg* and the *Universitätsklinikum des Saarlandes*. The main objective was to investigate the gait load distribution in the human pelvis and the influence of the stiffness of the pubic symphysis and the sacroiliac joints on this force transmission in order to numerically and experimentally assess the stability provided by two reconstruction systems for anterior fragility fractures. To begin with, the global approach consisted in combining inverse dynamics and finite element methods to investigate physiological loadings applied to the pelvis during the gait cycle. Then, an experimental test bench was designed to reproduce those gait conditions on artificial pelvises for biomechanical assessment of different systems used for fragility fractures of the pelvis.

At first, muscles forces and joint contact forces from the gait applied to the pelvis were calculated by inverse dynamics with an experimentally validated musculoskeletal model. Implementation in a finite element model including bones and joints of the pelvis highlighted that superior rami experience the highest stresses. Fracture of a superior ramus changed the initial load distribution by increasing the stresses at the inferior ramus and on the posterior structures. Combination of superior and inferior rami fractures on the same side redirected the forces backwards and showed high stresses on the sacral alae where compression fractures are commonly seen clinically. Reconstruction devices showed differences in stability at early stage of healing with benefits provided by the iliopubic subcutaneous plate. No noticeable differences compared to the Supra-Acetabular External Fixator were seen during later healing. Regarding the influence of the joint stiffness on the load distribution in a healthy pelvis, an increase of PS stiffness redirected loads to the anterior pelvis whereas an increase of PS laxity redirected loads to the posterior structures. A fusion of the sacroiliac joints did not show noticeable changes in the normal load distribution.

Following the computational investigation, an experimental test bench was designed with numerical engineering tools. The biomechanical setup aimed at reproducing loadings observed during previously studied moments of the gait on artificial pelvises with fused joints. Static loadings and cyclic loadings were performed on artificial pelvises with and without reconstruction devices: first with a superior ramus fracture only and then with superior and inferior rami fractures. The Supra-Acetabular External Fixator and the iliopubic subcutaneous plate did not show any significant stability difference when a superior ramus fracture is considered. When including the inferior ramus fracture on the same side, the iliopubic subcutaneous plate significantly improved the stability of the reconstructed pelvis by reducing

the displacement of the superior fracture, contrary to the Supra-Acetabular External Fixator that did not show any improvement. For both configurations, no damaging of the bones or loosening of the reconstruction devices was observed during cyclic loadings simulating four days of walking for a patient (5 000 cycles).

There is no conflict of interest related to this work.

Keywords: fragility fractures of the pelvis, gait physiological loadings, inverse dynamics study, finite element analysis, design of experiments.

Résumé

Ces travaux de recherche ont été menées à l'*Université du Luxembourg* en collaboration avec des chirurgiens en orthopédie du *Centre Hospitalier de Luxembourg* et de l'*Universitätsklinikum des Saarlandes*. L'objectif principal a été d'étudier la distribution des efforts dans le bassin humain ainsi que l'influence sur cette dernière de la raideur de la symphyse pubienne et des articulations sacro-iliaques dans le but d'évaluer numériquement et expérimentalement la stabilité de techniques de reconstruction pour des fractures antérieures par fragilité. L'approche générale du projet a été de combiner une étude préliminaire de dynamique inverse ainsi que la méthode des éléments finis pour analyser les efforts physiologiques exercés au bassin lors du cycle de la marche, dans le but de développer un banc d'essai expérimental reproduisant ces efforts sur des bassins artificiels sur lesquels sont installés des systèmes de reconstruction utilisés dans le cas de fractures antérieures du bassin par fragilité.

Tout d'abord, les forces musculaires et les forces de contact au niveau des articulations appliquées au bassin lors de la marche ont été calculées par dynamique inverse à l'aide d'un modèle musculo-squelettique validé expérimentalement. Le passage à un modèle éléments finis a montré que les branches pubiennes supérieures sont les régions osseuses du bassin les plus chargées. Une fracture d'une de ces branches supérieures modifie le chargement initial en augmentant les contraintes observées aux branches inférieures ainsi qu'à l'arrière du bassin. Une fracture unilatérale totale des branches pubiennes supérieure et inférieure redirige les efforts postérieurement tout en montrant une augmentation significative de contraintes aux ailes du sacrum où des fractures de compression sont communément observées. Les techniques de reconstruction ont montré des différences de stabilité lors des premières étapes de guérison en faveur de la plaque iliopubique sous-cutanée. Aucune différence significative n'a été remarquée avec le Fixateur Externe Supra-Acétabulaire pour des états avancés de guérison. Concernant l'influence de la raideur des articulations dans la distribution des efforts dans le cas d'un bassin non fracturé, une augmentation de la raideur de la symphyse pubienne redirige une partie des efforts à l'avant du bassin alors qu'une augmentation de sa rigidité implique un plus gros chargement des structures postérieurs. Une fusion des articulation sacro-iliaques n'a montré aucune différence notable dans la distribution normale des efforts.

A la suite de l'étude numérique, un banc d'essai expérimental a été projeté à l'aide d'outils numériques d'ingénierie. Le setup expérimental a été conçu avec pour objectif de reproduire les chargements observés durant les moments de la marche précédemment étudiés sur des bassins artificiels avec des articulations rigides. Des chargements statiques et cycliques ont

été réalisés sur les bassins artificiels avec et sans techniques de reconstruction, dans un premier temps avec une fracture de la branche pubienne supérieure uniquement puis dans un second temps avec une fracture unilatérale aux branches pubiennes supérieure et inférieure. Le Fixateur Externe Supra-Acétabulaire ainsi que la plaque iliopubique sous-cutanée n'ont montré aucune différence significative en terme de stabilité dans le cas d'une fracture de la branche supérieure uniquement. Dans le cas d'une fracture unilatérale des branches pubiennes supérieure et inférieure, la plaque iliopubique sous-cutanée a contribué à améliorer la stabilité du bassin reconstruit en réduisant le déplacement relatif au niveau de la fracture supérieure contrairement au Fixateur Externe Supra-Acétabulaire qui n'a montré aucune amélioration. Dans les deux cas, aucune détérioration des structures osseuses ou desserrage des systèmes de reconstruction n'ont été observés lors des essais cycliques simulant quatre journées de marche pour un patient (5 000 cycles).

Il n'y a aucun conflit d'intérêt relatif à ce travail.

Mots clés: fractures du bassin par fragilité, chargements physiologiques de la marche, étude de dynamique inverse, analyse par éléments finis, conception d'expériences.

Zusammenfassung

Das vorliegende Forschungsprojekt der *Université du Luxembourg* wurde in Kooperation mit den orthopädischen Abteilungen des *Centre Hospitalier de Luxembourg* und des *Universitätsklinikums des Saarlandes* durchgeführt. Das Hauptziel bestand darin, die Last- und Spannungsverteilung im menschlichen Becken und den Einfluss der Steifigkeit der Symphyse und des Sacro-Iliac-Gelenkes beim langsamen Gehen zu untersuchen, um weiterhin numerisch und experimentell die Stabilität zweier Implantate zur Behandlung von vorderen Beckenbrüchen zu bewerten. Allgemein besteht der Ansatz darin, eine inverse dynamische Analyse mit der Finite-Elemente Methode zu kombinieren, um physiologische Belastungen des Beckens beim Gehen rechnerisch zu untersuchen. Damit wurde ein experimenteller Teststand so ausgelegt, dass dieser die Belastung beim Gehen am künstlichen Becken für die experimentelle biomechanische Bewertung verschiedener Implantate zur Behandlung von Beckenfrakturen reproduziert.

Zunächst wurden mit Hilfe eines experimentell validierten muskuloskelettalen Modells durch inverse Dynamik die Muskelkräfte und die Kontaktkräfte in den Gelenken beim Gehen berechnet. Diese Kräfte wurden auf ein Finite-Elemente-Modell des Beckenringes appliziert und zeigten, dass der obere Schambeinast die höchsten Spannungen erfährt. Die Fraktur eines oberen Schambeinastes verändert die anfängliche Lastverteilung, in dem sie die Spannungen am unteren Schambeinast (Sitzbein) sowie im hinteren Bereich des Beckenringes erhöht. Kombiniert man dann eine obere mit einer unteren Schambeinastfraktur auf derselben Seite, so führt dies zu Spannungserhöhungen im Ilium (Darmbein) nahe des Kreuzbein-Darmbein-Gelenkes (Ilio-Sakral-Gelenk), wo aus klinischen Beobachtungen durchaus häufiger Brüche bekannt sind. Die Implantate zur Behandlung dieser vorderen Beckenfrakturen zeigen zu Beginn des Heilungsprozesses Stabilitätsunterschiede mit Vorteilen für die Iliapubische Subcutane Platte. Später, wenn die Frakturenden schon leicht zusammengewachsen sind, konnten kaum Unterschiede zum Supraacetabulären Fixateur Externe ausgemacht werden. Variiert man die Steifigkeit der Symphyse so zeigt sich, dass eine erhöhte Steifigkeit die Lasten nach vorne lenkt, während eine Reduktion sie verstärkt nach hinten ins Ilium verlagert. Eine feste Verbindung oder Versteifung des Ilio-Sakral-Gelenkes hingegen zeigte kaum Änderungen an der normalen Spannungsverteilung.

Nach der rechnergestützten Untersuchung der Belastungen im Becken wurde ein experimenteller Teststand ebenfalls mit Hilfe numerischer Simulationen ausgelegt. Der Aufbau im biomechanischen Experiment am künstlichen Becken mit fest verbundenen Gelenken soll die Belastungen an den kritischen Stellen möglichst exakt reproduzieren, die an bestimmten Zeitpunkten des Gangzyklus beobachtet werden. Statische und zyklische

Belastungsversuche wurden am künstlichen Becken mit und ohne Implantate durchgeführt: zuerst am gesunden Becken, dann nur mit einer oberen Schambeinastfraktur und dann mit einer oberen und einer unteren Fraktur. Liegt nur die oberen Fraktur vor, zeigt der Supraacetabulären Fixateur Externe und die Iliapubische Subcutane Platte keinen signifikanten Stabilitätsunterschied. Kommt eine untere Schambeinastfraktur auf derselben Seite hinzu, verbessert die Subcutane Platte die Stabilität signifikant, indem sie im Vergleich zum Fixateur Externe die relative Verschiebung der Knochenenden der oberen Fraktur recht klein hält. Während der Versuche zur Simulation von etwa viertägigem Gehen des Patienten (5 000 Zyklen) wurden keine Ermüdungserscheinungen weder am Kunstknochen noch am Implantat beobachtet.

Es gibt keinen Interessenskonflikt im Zusammenhang mit dieser Arbeit.

Stichworte: Frakturen des vorderen Beckens, physiologische Belastungen beim normalen Gehen, inverse Dynamik, Finite-Elemente-Analyse, rechnergestützte Versuchsauslegung.

Table of content

Abbreviations XIII

Introduction 15

1. Literature review 17

1.1 Anatomy of the pelvis 17

1.1.1 Anatomical planes, directions and axes 17

1.1.2 Bones, joints, ligaments 18

1.1.3 Muscles 19

1.1.3.1 Muscles of the hip 20

1.1.3.2 Muscles of the trunk 21

1.1.4 Fractures of the pelvis 22

1.1.5 Gait cycle 24

1.2 Biomechanical testing 25

1.2.1 Biomechanical setups from literature 25

1.2.2 Discussion on actual testing procedures 26

1.3 Finite element modelling of the pelvis 27

1.3.1 Studies assessing stability of fixation devices 28

1.3.2 Studies focusing on load distribution 29

2. Numerical simulations 31

2.1 Inverse dynamics 31

2.1.1 Musculoskeletal modelling 31

2.1.1.1 Structure of the skeletal muscle 31

2.1.1.2 Modelling of the muscle 32

2.1.2 Inverse dynamics computation 32

2.1.2.1 Computation with AnyBody 34

2.1.2.2 Calculation for gait cycle 36

2.2 Finite element modelling 39

2.2.1 Geometries 39

2.2.2 Contacts, meshing and mechanical properties 44
2.2.3 Boundary conditions 45
2.2.4 Validation of the model 50
2.3 Loads transmission 52
2.3.1 Intact pelvis 52
2.3.2 Fractures of the rami 56
2.3.2.1 Right superior ramus fracture 57
2.3.2.2 Right superior and inferior rami fractures 62
2.3.3 Discussion on changes in load distribution due to rami fractures 68
2.3.4 Fractures of the rami and reconstruction devices 69
3. Experimental test bench 79
3.1 Forewords 79
3.2 Numerical simulation of the single leg stance 80
3.2.1 Inverse dynamics 80
3.2.2 Finite element modelling 83
3.2.3 Influence of PS stiffness 84
3.2.4 Influence of a SIJ fusion 88
3.3 Development of the experimental test bench 94
3.3.1 External structure 95
3.3.2 Mounting of the pelvis 95
3.3.3 Pneumatic system 96
3.3.4 Software unit 97
3.3.5 Actuators 98
3.3.5.1 Hip cylinders 98
3.3.5.2 Compensatory cylinders 99
3.3.6 Emulation of the gait cycle 100
3.3.6.1 Hip joint contact forces 101
3.3.6.2 External forces 101
3.3.6.3 Physiological loadings 102

3.4 Validity of the test bench 106
3.4.1 Repeatability and reproducibility tests 106
3.4.1.1 Repeatability test 106
3.4.1.2 Reproducibility test 110
3.4.2 Strains comparison 113
3.4.2.1 Use of strain gauges 113
3.4.2.2 Influence of gauge placement 117
3.4.2.3 Influence of cortical bone thickness 118
3.4.2.4 Discussion on source of variation for measurement of strains 119
3.4.3 Discussion on abilities of the test bench 119
3.5 Biomechanical testing 120
3.5.1 Testing procedure 120
3.5.2 Stability assessment 121
3.6 Experimental results 122
3.6.1 Superior ramus fracture 122
3.6.1.1 Static LHS and RTO loadings 122
3.6.1.2 Cyclic loadings of the gait 124
3.6.1.3 Loading to failure of a pelvis with a superior ramus fracture 126
3.6.2 Superior and inferior rami fractures 127
3.6.2.1 Static LHS and RTO loadings 127
3.6.2.2 Cyclic loadings of the gait 129
3.6.3 Discussion on the results 131
4 General conclusion and perspectives 133
List of own publications 137
Attendances to scientific congresses 139
Works Cited 141
Acknowledgements 151
Curriculum Vitae 153