

Reihe 17

Biotechnik/
Medizintechnik

Nr. 295

M.Sc. Robert Cichon,
Dinslaken

Biomechanical Modeling and Numerical Simulation of minimal-invasive Treatment of Hip Joint Diseases

Biomechanical Modeling and Numerical Simulation of minimal-invasive Treatment of Hip Joint Diseases

Von der Fakultät für Ingenieurwissenschaften,
Abteilung Maschinenbau und Verfahrenstechnik der
Universität Duisburg-Essen
zur Erlangung des akademischen Grades
eines

Doktors der Ingenieurwissenschaften
Dr.-Ing.

genehmigte Dissertation

von

Robert Cichon

aus

Duisburg

1. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Wojciech Kowalczyk

2. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Markus Wimmer

Tag der mündlichen Prüfung: 23.10.2017

Fortschritt-Berichte VDI

Reihe 17

Biotechnik/
Medizintechnik

M.Sc. Robert Cichon,
Dinslaken

Nr. 295

Biomechanical Modeling
and Numerical Simulation
of minimal-invasive
Treatment of
Hip Joint Diseases

VDI verlag

Cichon, Robert

Biomechanical Modeling and Numerical Simulation of minimal-invasive Treatment of Hip Joint Diseases

Fortschr.-Ber. VDI Reihe 17 Nr. 295. Düsseldorf: VDI Verlag 2017.

158 Seiten, 97 Bilder, 30 Tabellen.

ISBN 978-3-18-329517-3, ISSN 0178-9600,

€ 51,00/VDI-Mitgliederpreis € 45,90.

Für die Dokumentation: Finite Element Analysis – FEA – Finite Element Method – FEM – Multi Body Simulation – MBS – Hip Joint – Femoroacetabular Impingement – FAI – Femur Head Necrosis – FKN – Orthopedic Medical Engineering

Die vorliegende Arbeit wendet sich an Ingenieure und Mediziner im Bereich der orthopädischen Medizintechnik mit speziellem Fokus auf zwei Hüfterkrankungen, dem Femoroacetabulären Impingement und der Femurkopfnekrose. Zur Untersuchung dieser Krankheitsbilder wurden patientenindividuelle 3D Modelle der Hüfte aus MRT-Datensätzen erstellt. Diese Modelle wurden anschließend in FEM- und MKS Simulationen weiter untersucht, um einen besseren Einblick in die Biomechanik der Hüfte zu erhalten und neue Therapien für diese Erkrankungen zu entwickeln.

Bibliographische Information der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliographie; detaillierte bibliographische Daten sind im Internet unter <http://dnb.ddb.de> abrufbar.

Bibliographic information published by the Deutsche Bibliothek

(German National Library)

The Deutsche Bibliothek lists this publication in the Deutsche Nationalbibliographie (German National Bibliography); detailed bibliographic data is available via Internet at <http://dnb.ddb.de>.

Von der Fakultät für Ingenieurwissenschaften,
Abteilung Maschinenbau
der Universität Duisburg-Essen
genehmigte Dissertation
Referent: Prof. Dr.-Ing. Wojciech Kowalczyk
Korreferent: Prof. Dr.-Ing. Markus Wimmer
Datum der mündlichen Prüfung: 23.10.2017

© VDI Verlag GmbH · Düsseldorf 2017

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe (Fotokopie, Mikrokopie), der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, im Internet und das der Übersetzung, vorbehalten.

Als Manuskript gedruckt. Printed in Germany.

ISSN 0178-9600

ISBN 978-3-18-329517-3

Vorwort

Der Grundstein dieser Arbeit wurde bereits während meines Masterstudiums Maschinenbau an der Universität Duisburg-Essen gelegt. Dort wurde ich zum ersten Mal mit dem Thema der Biomechanik konfrontiert und schrieb meine Masterarbeit über den Verschleiß künstlicher Hüftgelenke am Rush University Medical Center, Chicago. Das Angebot von Prof. Dr.-Ing. Wojciech Kowalczyk im Bereich des Hüftgelenkes weiter zu forschen konnte ich im Anschluss meines Auslandsaufenthaltes nicht abschlagen.

An dieser Stelle möchte ich nun die Gelegenheit nutzen und mich bei jenen Menschen bedanken, die durch ihre Mithilfe und Unterstützung das Zustandekommen dieser Arbeit überhaupt erst ermöglicht haben:

Mein besonderer Dank gebührt Prof. Dr.-Ing. Wojciech Kowalczyk zum einen für die Vergabe dieser Dissertation, zum anderen für die ausgezeichnete Betreuung, die gewinnbringenden Gespräche sowie die wissenschaftlichen Diskussionen zur Lösungserarbeitung. Sie haben mich immer wieder zur Weiterarbeit motiviert und mich großartig unterstützt. Herzlichen Dank!

Bedanken möchte ich mich ebenfalls bei Prof. Dr.-Ing. Markus Wimmer für sein Interesse an dem Thema meiner Dissertation und die Bereitschaft die Aufgabe des Zweitgutachters zu übernehmen. An dieser Stelle vielen Dank auch noch einmal dafür, dass Sie mir die Möglichkeit gaben, meine Masterarbeit im Bereich der Biomechanik zu schreiben und damit den Grundstein für diese Dissertation legten.

Mein herzlicher Dank gilt auch PD Dr. med. Stefan Landgraeber für die Betreuung in den medizinischen Fragestellungen während meiner Dissertation und die anschaulichen Erklärungen für Nichtmediziner während der chirurgischen Eingriffe.

Weiterhin möchte ich mich bei all meinen Kolleginnen und Kollegen am Lehrstuhl für Mechanik und Robotik bedanken, allen voran Dr.-Ing. Dominik Raab für die erfolgreiche Zusammenarbeit im Bereich des Hüftimpingements und Henrik Esche für den fachlichen Austausch. Das außerordentlich gute Arbeitsklima, das sich in den Jahren entwickelt hat, die Gruppendynamik und der thematische Austausch waren für mich und meine Arbeit sehr wichtig. Zudem werde ich das Jonglieren in der Mittagspause vermissen.

Auch danke ich den Studenten, die mir das Vertrauen entgegengebracht haben sich von mir beim Schreiben einer wissenschaftlichen Abschlussarbeit betreuen zu lassen und die damit einen spürbaren Beitrag zu der vorliegenden Dissertation geleistet haben.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden, die mich während meines Studiums und der anschließenden Promotion immer selbstlos unterstützt haben. Namentlich hervorheben möchte ich an dieser Stelle meinen Freund Jan Pennekamp. Großen Dank

für deine hilfreichen Kommentare, Ideen und deine Ausdauer in den letzten Wochen.

Schließlich möchte ich mich bei meiner Ehefrau Katharina für die Hingabe und Unterstützung während meines gesamten Studiums bedanken. Du warst während der gesamten, nicht immer einfachen, Zeit für mich da und hast mir die nötige Kraft gegeben um die Promotion voranzutreiben. Wenn nötig hast du ein wenig Druck ausgeübt und mir stets Mut und Durchhaltevermögen gegeben. Hierfür bedanke ich mich von ganzem Herzen und freue mich auf viele weitere glückliche Jahre mit dir und unserer Tochter Emma.

Ich liebe dich

Dinslaken 2017

Robert Cichon

"Nicht der Ruhm des Tages tut es,
Nicht das Ziel und was gelang,
Sondern, dass man frohen Mutes
Sich durch Wust und Dornen zwang."

[Ernst Zahn]

Die vorliegende Arbeit ist während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Mechanik und Robotik der Universität Duisburg-Essen entstanden.

Contents

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 1 | Introduction | 1 |
| 1.1 | Biomechanics of the Hip Joint | 1 |
| 1.1.1 | The Hip Joint | 3 |
| 1.1.2 | Kinematics and Kinetics of the Hip Joint | 6 |
| 1.2 | Diseases of the Hip Joint | 9 |
| 1.2.1 | Femoroacetabular Impingement | 10 |
| 1.2.1.1 | Cam-Type Impingement | 10 |
| 1.2.1.2 | Pincer-Type Impingement | 14 |
| 1.2.2 | Osteonecrosis of the Femoral Head | 18 |
| 1.3 | Goal of this Study | 21 |
| 2 | State of the Art | 23 |
| 2.1 | Biomechanical Investigation | 23 |
| 2.1.1 | Biomechanical Numerical Modeling | 23 |
| 2.1.2 | Biomechanical Experiments | 26 |
| 2.2 | Clinical and Biomechanical Diagnostics | 27 |
| 2.2.1 | Medical Imaging | 28 |
| 2.2.1.1 | Magnet Resonance Imaging (MRI) | 28 |
| 2.2.1.2 | Computer Tomography | 30 |
| 2.2.2 | Motion Analysis | 31 |
| 2.2.2.1 | Motion Capture | 31 |
| 2.2.2.2 | Visual Measurement | 33 |
| 2.3 | Therapy | 34 |
| 2.3.1 | Treatment of Femoroacetabular Impingement | 34 |
| 2.3.1.1 | History | 36 |
| 2.3.1.2 | Surgery | 37 |
| 2.3.1.2.1 | Open Surgical Dislocation | 38 |
| 2.3.1.2.2 | Mini-Open-Arthrotomy and Arthroscopy | 38 |
| 2.3.2 | Treatment of Femur Head Necrosis | 38 |
| 2.3.2.1 | Core Decompression | 38 |
| 2.3.2.2 | Advanced Core Decompression | 39 |
| 3 | Materials and Methods | 41 |
| 3.1 | Theoretical Model | 41 |
| 3.1.1 | Theory Finite Element Method | 41 |
| 3.1.2 | Motion Analysis | 51 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 3.2 | Femoroacetabular Impingement | 52 |
| 3.2.1 | Clinical Investigation of Degree of Movement | 52 |
| 3.2.2 | Generation of the Computational Domain (MRI) | 53 |
| 3.2.3 | Important Parameter of the Hip Joint | 56 |
| 3.2.3.1 | Determination of the Hip Joint Center | 56 |
| 3.2.3.2 | Determination of the Hip Head Diameter | 59 |
| 3.2.3.3 | Construction of the Femoral Neck Axis | 60 |
| 3.2.3.4 | Alpha Angle | 61 |
| 3.2.4 | Pre-Operative Simulation of Patient-Individual Hip Joint Models | 63 |
| 3.2.4.1 | Geometric Simulation (CAD-Software) | 63 |
| 3.2.4.2 | Finite Element Simulation | 64 |
| 3.2.5 | Determination of the Bone Removal | 68 |
| 3.2.6 | Post-Operative Simulation of Patient-Individual Hip Joint Models | 69 |
| 3.3 | Femur Head Necrosis | 69 |
| 3.3.1 | Generation of the Computational Domain (CT and MRI) | 69 |
| 3.3.2 | Determination of the Center of Mass of the Necrotic Area | 69 |
| 3.3.3 | Finite Element Model | 70 |
| 3.3.4 | Neural Network | 73 |
| 3.3.5 | Planning of the optimal Drilling | 74 |
| 3.3.5.1 | Insertion of the Drill Hole in DICOM | 74 |
| 3.3.5.2 | Brainlab Interface | 75 |
| 3.3.6 | Influence of Bone Substitute | 76 |
| 4 | Results and Discussion | 77 |
| 4.1 | Femoroacetabular Impingement | 77 |
| 4.1.1 | Modeling | 77 |
| 4.1.2 | Geometric Parameter | 78 |
| 4.1.2.1 | Hip Joint Center | 79 |
| 4.1.2.2 | Hip Head Diameter | 81 |
| 4.1.2.3 | Femoral Neck Axis | 82 |
| 4.1.2.4 | Offset | 82 |
| 4.1.2.5 | Alpha Angle | 85 |
| 4.1.3 | Simulation | 88 |
| 4.1.3.1 | Geometric Software (CAD) | 88 |
| 4.1.3.2 | Finite Element Method - Software | 89 |
| 4.1.4 | Navigation assisted Planning of the Surgery | 104 |
| 4.2 | Femur Head Necrosis | 105 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 4.2.1 | Modeling | 105 |
| 4.2.2 | Finite Element Method | 106 |
| 4.2.3 | Neural Network | 109 |
| 5 | Conclusions and Outlook | 113 |
| 5.1 | Femoroacetabular Impingement | 113 |
| 5.2 | Femur Head Necrosis | 115 |
| 6 | Appendix | 118 |
| 6.1 | MoCap Data | 118 |
| 6.2 | Neural Network | 122 |
| | References | 128 |

Nomenclature

| | |
|---------------|---|
| (t) | Variable |
| ϵ | Strain |
| λ | Lagrange Multiplier |
| μ | Friction Coefficient |
| Ω | Frequency |
| σ | Stress |
| Δx | Relative Deformation |
| ε | Penalty-Parameter |
| $A(u)$ | Differential equation |
| b | Free body forces acting per unit volume |
| $B(u)$ | Boundary conditions |
| D | Dampingmatrix |
| F | Force |
| f | Load |
| g | Penetration |
| K | Stiffnessmatrix |
| k | Contact Stiffness |
| k_N | Contact Stiffness for Penalty Algorithm |
| M | Massmatrix |
| N_a | Shape function |
| S | Suitable linear differential operator |
| u | Displacement |
| u | unknown function |
| v | Arbitrary weighting function |

| | |
|-------|---|
| W | Potential Energy |
| ACD | Advanced Core Decompression |
| CAD | Computer Aided Design |
| CD | Core Decompression |
| CT | Computertomography |
| CT | Computertomography |
| DICOM | Digital Imaging and Communications in Medicine |
| FAI | Femoroacetabular Impingement |
| FE | Finite Element |
| FEM | Finite Element Method |
| FHN | Femur Head Necrosis |
| FNA | Femoral Neck Axis |
| HHd | Hip Head Diameter |
| HJC | Hip Joint Center |
| MRI | Magnet Resonance Imaging |
| STEP | Standard for the Exchange of Product model data |
| STL | Stereolithography |
| THR | Total Hip Replacement |

Abstract

Nowadays, quantity of affected patients of hip joint diseases increases. The Femoroacetabular Impingement (FAI) and the Femoral Head Necrosis (FHN) are common diseases, which can lead to a total hip replacement when they are not treated at all.

In literature is stated, that FAI is caused by an abnormal contact between the proximal femur and the acetabular rim, which leads to pain, limitation of movement, and long-term damage of the cartilage. The reason for this is a bony deformity which occurs either at the femoral head (cam-type) or at the acetabular rim (pincer) or combined. The treatment is an arthroscopic surgery in which the bones are shaped. The aim of this study is the development of a patient-individual model which combines motion capture, pain detection, MR-Imaging, FEM and multi-body simulations as well as to navigate the bone removal surgery.

In this study, patient-individual hip joint models (6 patients) are generated based on MRI data. The detection of FAI is performed using a Motion Capture system. During the examination by the physician, the patient is lying in a dorsal position labeled with markers for the marker-based motion tracking. The pain is measured using a pressure detecting bellow simultaneously. MRI data of acetabulum, femur, and labrum are manually segmented and CAD and FEM models are generated. Finally, the CAD model is synchronized with the gait lab's motion data using the maximum angles and simulated in ANSYS with appropriate material properties.

This method is able to visualize and quantify the joint movement of the hip joint. Nevertheless, a contact between labrum and femur could be identified and correlates to the patient's pain. A contact of the bony parts could not be detected. This procedure is performed before and after the surgery to evaluate the surgical outcome. Additional parameter, e.g., Alpha-Angle, an angle between the femoral neck axis and a line connecting the head center with the point of beginning asphericity of the head-neck contour, etc. are used for comparison.

In the future, a standardization of this method can optimize the the planing and the surgical outcome of the bony reduction to guarantee no squeezing of the labrum. A navigation-controlled surgery can help to perform an ideal bone reduction.

The FHN is a disease, which leads to the death of the femoral head after a trauma. An early diagnosis of this disease is essential to avoid joint destruction and to preserve the hip joint.

One possible treatment is the Advanced Core Decompression (ACD), in which a drilling is performed starting from the greater trochanter to the mass point of the necrotic area to achieve a decompression. For a healing of the hip, a complete removal of the necrotic

area is important.

In this study, FEM simulations (190 patients) are used to determine the drilling angles, in which the occurring stresses due to normal walking or downstairs walking are minimal. For this purpose, MRI and CT data are segmented to generate a patient-individual hip model. Furthermore, a neural network is generated to predict the occurring stresses. Additionally, the drilling should be adapted regarding best possible removal using specified surgical instrument.

In the future, FEM simulations should not be necessary to determine occurring stresses during walking anymore. The goal of this study is to determine the optimal drilling regarding the lowest occurring stresses and the best possible removal of the necrotic area and, hence, a navigation-controlled surgery.

Zusammenfassung

Die Anzahl der betroffenen Menschen, die unter Krankheiten am Hüftgelenk leiden, wächst stetig an und so leider auch die Anzahl der Hüftgelenktotalendoprothetik Operationen. Die Krankheit des Femoroacetabulären Impingements (FAI) und der Femurkopfnekrose (FKN) sind in den letzten Jahren immer präsenter und erfordern bei Nichtbehandlung einen künstlichen Gelenkersatz.

In der Literatur ist festgehalten, dass es sich beim FAI um eine Funktionsstörung handelt, bei der es zu einem unphysiologischen Knochenkontakt zwischen proximalen Femur und dem Acetabulumrand kommt, welcher zu Schmerzen inklusiver Bewegungseinschränkung führt. Mit Hilfe eines arthroskopischen Eingriffs wird die Funktion des Gelenks wieder hergestellt.

In dieser Arbeit werden patienten-individuelle Hüftmodelle aus MRT-Daten entwickelt, um mit Hilfe von FEM- und Mehrkörpersimulationen mögliche Therapieerfolge zu maximieren. Das Bewegungsausmaß des Patienten und die maximal erreichbaren Winkel inbegriffen werden per Motion Capture System ermittelt. MRT-Daten von Acetabulum, Femur und Labrum werden manuell segmentiert und CAD- sowie FEM-Modelle generiert. Die Bewegung der Knochen wird anschließend mit Hilfe der maximalen Winkeln aus dem Motion Capture System in ANSYS mit geeigneten Materialeigenschaften simuliert.

Mit dieser Methode ist eine patientenindividuelle Erstellung eines Hüftmodells und die Visualisierung und Quantifizierung der Gelenkbewegung des Gelenks möglich. Ein Kontakt zwischen den knöchernen Gelenkpartnern konnte nicht festgestellt werden, jedoch kommt es zu einem deutlichen Kontakt von Labrum und Femurknochen. Der Winkelbereich, bei dem der Schmerztaster betätigt wurde, korreliert mit dem Kontakt in der Simulation. Diese Prozedur wird vor und nach dem chirurgischen Eingriff durchgeführt und so wird das Resultat objektiv bewertet. Zusätzlich werden die typischen FAI Parameter, wie Alpha Winkel etc. zum Vergleich herangezogen.

Diese Methode sollte zukünftig standardisiert werden, um den operativen Eingriff besser zu planen und die Reduktion der knöchernen Überbauten am Femurhals optimal zu entfernen, sodass es nicht mehr zur einer Quetschung des Labrums kommt. Eine navigationsgestützte Operation sollte hierbei eingesetzt werden.

Bei der FKN handelt es sich um eine Krankheit, bei der es zu einem Absterben des Femurkopfes kommt, meist ausgehend von einem Trauma. Eine frühe Diagnose dieser Krankheit ist essentiell, um eine Gelenkdestruktion zu vermeiden und das Hüftgelenk zu erhalten.

Die Advanced Core Decompression (ACD), bei der vom Trochanter Major in den Hüftkopf gebohrt wird, um eine Druckentlastung zu erreichen und das Nekroseareal zu entfernen,

hat sich bei dieser Krankheit als sehr gute Therapiemöglichkeit herausgestellt. Um diese Krankheit zu heilen, ist jedoch eine größtmögliche Nekroseausräumung von großer Bedeutung, damit diese sich nicht erneut ausbreitet.

In dieser Arbeit werden mit Hilfe von FEM Simulationen die Winkel bestimmt, bei denen die Belastung bei normalem Gehen oder Treppenabsteigen am geringsten sind. Dazu werden aus MRT- und CT-Daten patientenindividuelle Hüftmodelle extrahiert. Die Spannungen werden für unterschiedliche Nekrose-Volumen und -Orte bestimmt. Des Weiteren werden diese ermittelnden Spannungen in ein neuronales Netzwerk eingebunden, dass eine Vorhersage der auftretenden Spannungen bei vorgegebener Nekrose zukünftig ermöglichen wird. In einem weiteren Schritt muss die Bohrung noch unter dem Gesichtspunkt der optimalen Ausräumung angepasst werden. Bei vorgegebenem chirurgischen Instrument kann der Bereich bestimmt werden, der die größtmögliche Nekrosearealentfernung bringt.

Diese Methode sollte in Zukunft weiter ausgeführt werden, sodass FEM Simulationen nicht mehr notwendig sind, um auftretende Spannungen durch die Bohrung in den Hüftkopf wiederzugeben. Das Ziel dieser Studie ist die optimale Bohrung hinsichtlich niedrigster Spannung und bestmöglicher Nekroseausräumung zu ermitteln und diese im operativen Eingriff navigationsgestützt durchführen zu können.

