

Parametrische biomechanische Simulation am Beispiel des Radfahrens

Jörg Miebling und Sandro Wartzack
*Lehrstuhl für Konstruktionstechnik;
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg*

Abstract

Shrinking product lifecycles and consequently shorter development times demand a decreasing number of iterations as well as physical prototypes to be manufactured. An efficient implementation of the virtual product development paradigm can contribute to achieve these objectives. As product designers do not need general design guidelines, but specific recommendations on how to design products, especially the field of user-centred design holds high potential for the virtual prediction and optimisation of user-product interactions. This contribution features the parametric biomechanical simulation of cycling creating an approach to directly compare design alternatives based on the inner strain condition of the human musculoskeletal system considering the given external boundary conditions.

Keywords: biomechanics, virtual product development, digital human modelling, parametric simulation

1 Einleitung und Motivation

Die Produktentwicklung wird durch immer kürzere Produktlebenszyklen und demzufolge verringerten Entwicklungszeiten vor die Herausforderung gestellt, Iterationen sowie die Anzahl zu fertigender physischer Prototypen im Produktentwicklungsprozess zu reduzieren. Dem kann vor allem durch eine

zunehmende Virtualisierung begegnet werden. Simulationen wie etwa Finite Elemente-, Mehrkörper- oder aber auch Spritzgießsimulationen ermöglichen die Absicherung der Herstellungs- und Nutzungsphase auf Produktebene. Die Berücksichtigung der späteren Nutzer erfolgt jedoch vor allem bei kleineren Unternehmen meist erst ab der Markteinführung. Die über die kontinuierlichen Verbesserungsprozesse generierten Informationen können dann erst bei der Entwicklung von Nachfolgeprodukten mit einfließen. Gelingt es hingegen die späteren Nutzer mit ihren heterogenen Kompetenzen und Bedürfnissen, die über die Nutzung oder Nicht-Nutzung sowie die sichere, komfortable und effektive Nutzbarkeit eines Produktes mitentscheiden, rechnerintern abzubilden und somit bereits frühzeitig in die Produktentwicklung einzubeziehen, können neuartige, innovative und qualitativ hochwertige Produkte entstehen. Wichtig ist jedoch, dass Produktentwickler generische Richtlinien nur bedingt umsetzen können und somit auf präzise Handlungsempfehlungen angewiesen sind [1].

Gegenstand der Forschung ist deshalb die virtuelle Abbildung der Nutzer-Produkt-Interaktion für gesamte Nutzergruppen. Hierbei müssen zuerst Gruppen virtueller Repräsentanten der zu betrachtenden Nutzerpopulation erzeugt werden. Dies kann beispielsweise unter Verwendung empirischer Daten aus Populationsdatenbanken erfolgen [2]. Um schließlich Aussagen über die Passung von Nutzer und Produkt unter Berücksichtigung von Umgebungseinflüssen treffen zu können, sind neben der Generierung alters- und leistungsadaptierter digitaler Nutzergruppen parametrische Simulationen dieser nötig. Ein entsprechendes Vorgehen wird im Folgenden anhand einer einzelnen Person am Beispiel des Radfahrens genauer dargestellt.

2 Biomechanische digitale Menschsimulation

In der Produktentwicklung werden bis heute wenn überhaupt meist nur anthropometrische Menschmodelle verwendet. Diese werden oft innerhalb kommerzieller CAD-Systeme bereitgestellt und ermöglichen beispielsweise Erreichbarkeits- und Sichtanalysen. Aktuelle Fortschritte lassen jedoch eine zunehmende Anwendung biomechanischer digitaler Menschsimulationssysteme bei der Entwicklung zukunftsweisender Produkte und technischer Systeme sowie der Auslegung zukünftiger Arbeitsplätze vermuten. Solche Simulationssysteme ermöglichen die Analyse des inneren Beanspruchungszustandes bei dynamischen Bewegungen unter Berücksichtigung neuromuskulärer Zusammenhänge und äußerer Belastungen von Muskel-Skelett-Systemen. Beispiele hierfür sind das kommerziell verfügbare AnyBody Modeling System [3] und das Open Source-System OpenSim [4]. OpenSim ermöglicht eine vollständige Kopplung mit MATLAB, wodurch eine Automatisierung von der vorbereitenden

Modellbildung über die eigentliche Berechnung bis hin zur Auswertung der Versuchsergebnisse erreicht werden kann. Die besondere Herausforderung besteht in der umfassenden Integration biomechanischer Menschsimulationen in die Produktentwicklung [5]. Bei biomechanischen Simulationen ist der qualitative Vergleich von Designalternativen dem quantitativen Vergleich von Absolutwerten vorzuziehen, da die zur Verfügung stehenden biomechanischen digitalen Menschmodelle und -analysen meist noch nicht in ausreichendem Maße validiert sind. Zusätzlich schlagen sich unvermeidbare Ungenauigkeiten der Eingangsgrößen auf die Ergebnisqualität der Simulationen nieder. Aus diesen Gründen erscheint die parametrische biomechanische Simulation zielführend für die Analyse und Optimierung der Nutzer-Produkt-Interaktion für größere Nutzergruppen.

Je nach prognostiziertem Nutzungskontext ergeben sich unterschiedliche nutzerzentrierte Entwicklungsziele, die als Bewertungs- oder Vergleichsgrößen biomechanischer Simulationen herangezogen werden können. Einerseits kann die Minimierung der durchschnittlichen oder maximalen Muskelaktivität, des Energieumsatzes, der Gelenkreaktionskräfte, der Wirbelsäulenkompression oder aber auch des Joint Strain Index nach [6] bei stark beanspruchenden, mehrfach ausgeführten oder zyklischen Bewegungen und Tätigkeiten sinnvoll sein. Andererseits kann aber auch eine gezielte Muskelrekrutierung, eine konstante Kraftentfaltung oder Muskelaktivierung, wie etwa bei Trainings- und Rehabilitationsgeräten, gefordert werden.

3 Parametrische Simulation des Radfahrens

Das Fahrrad zählt zu den verbreitetsten mobilitäts- und gesundheitsfördernden Produkten [7]. Das Radfahren eignet sich im Vergleich zu anderen im Alltag vorkommenden Nutzer-Produkt-Interaktionen in besonderem Maße für einen ersten Versuch der parametrischen biomechanischen Simulation. Die Bewegung ist bereits über die Geometrie des Fahrrades eingeschränkt und kann auch ohne Bewegungsaufzeichnungsverfahren gut kinematisch nachempfunden werden. Darüber hinaus sind in der Literatur bereits umfassende Erfahrungen sowie Messwerte bezüglich der Muskelaktivierungsverläufe und Krafterzeugung vorhanden, auf die zur Absicherung der Versuchsergebnisse zurückgegriffen werden kann. Die im weiteren Verlauf vorgestellte Simulation untersucht die Auswirkungen unterschiedlicher Sitzhöhen auf die Krafterzeugung und innere Beanspruchung des Radfahrers. Der erste Schritt ist der Aufbau eines Simulationsmodells und die Erzeugung der Radfahrbewegungen für die unterschiedlichen Sitzhöhen. Dem schließt sich die Simulation zur Berechnung der Muskelaktivierungsverläufe sowie die abschließende Interpretation der Versuchsergebnisse an.

Kurbel befestigt. Die Kurbellänge beträgt im vorliegenden Fall 0,175 m. Die Trägheit der Vorwärtsbewegung wird in der Realität über das Ritzel des Hinterrades, dann über die Kette und das Kettenblatt schließlich auf die Kurbel übertragen. Um dies abbilden zu können, musste im vorliegenden reduzierten Modell die Trägheit des Gesamtsystems auf die Tretkurbel umgerechnet werden. Das Massenträgheitsmoment um die Kurbelachse folgt in Anlehnung an [11] folgender Beziehung:

$$J_{Gesamt,Kurbel} = (r_{Rad}^2 \cdot m_{Gesamt} + 2 \cdot J_{Rad}) \frac{f_{Rad}^2}{f_{Kurbel}^2}$$

r_{Rad} ist dabei der Radius des Hinterrades, m_{Gesamt} die Gesamtmasse von Fahrrad und Fahrer, J_{Rad} die Massenträgheit eines Rades, f_{Rad} die Drehzahl des Hinterrades und f_{Kurbel} die Drehzahl der Tretkurbel. Die rotatorische Trägheit der Tretkurbel ist im Vergleich zur Gesamtträgheit sehr klein und wurde deshalb vernachlässigt. Bei einer Gesamtmasse von 90 kg, einer Trittfrequenz von 60 U/min und einer Fahrgeschwindigkeit von etwa 25 km/h entspricht dies einer Gesamtträgheit an der Tretkurbel von etwa 117 kg·m².

Zur Nachbildung der Sitzposition (Sitzbeinhöcker auf Sattel) wurde der Beckenknochen über ein weiteres Point Constraint in geeigneter Lage zur Kurbel am globalen Koordinatensystem angeheftet. Becken, Beine und Kurbel bilden schließlich eine geschlossene Kette, deren Winkelverhältnisse von der Kurbelstellung sowie der eingestellten Sitzhöhe abhängen. Die Sitzposition entspricht in etwa der auf einem Trekkingfahrrad.

3.2 Bewegungserzeugung und Modellierung der äußeren Lasten

Die Bewegung des Menschmodells kann grundsätzlich über unterschiedliche Verfahren erzeugt werden. Wie in der Sport- und Bewegungsmedizin üblich, können beispielsweise markerbasierte Trackingverfahren eingesetzt werden. Diese zeichnen sich durch eine große Genauigkeit aus, erfordern jedoch einen hohen Vorbereitungsaufwand und stellen deshalb keine Option für die spätere Simulation größerer Nutzergruppen dar. Die fokussierten Nutzer müssten allesamt ins Bewegungslabor kommen und direkt mit einem Produktprototyp in Kontakt treten. Beim vorgestellten Ansatz ist dieser jedoch idealerweise noch nicht vorhanden. Außerdem müssten für die nachgeschaltete Simulation die auf den Menschen einwirkenden äußeren Lasten mit aufgezeichnet werden. Neben den markerbasierten Verfahren wurden markerlose Bewegungsaufzeichnungsverfahren entwickelt, die sich Stereovision oder Tiefenkameras zu Nutze machen [12]. Dadurch können die Bewegungen der Testnutzer zwar mit weniger Aufwand erfasst werden, jedoch müssten auch

hier die Nutzer mit einem physischen Prototyp in Kontakt treten. Zusätzlich müsste bei der Verwendung von Bewegungsaufzeichnungsverfahren für jeden einzelnen Testnutzer ein genaues virtuelles Abbild geschaffen werden, um valide Berechnungsergebnisse zu erlangen. Dieser Aufwand scheint für größere Nutzergruppen nicht zielführend. Bewegungssyntheseverfahren können hier Abhilfe verschaffen [5], indem versucht wird die Bewegung des Menschen durch Optimierung möglichst realistisch abzuschätzen.

Das Radfahren ist wie bereits erwähnt ein relativ festgelegter und bekannter Bewegungsablauf, welcher auch mittels effizienterer Verfahren detailgetreu nachgebildet werden kann. Die Bewegungserzeugung erfolgte im vorgestellten Beispiel in MATLAB und folgt der Vorgehensweise aus Bild 2.

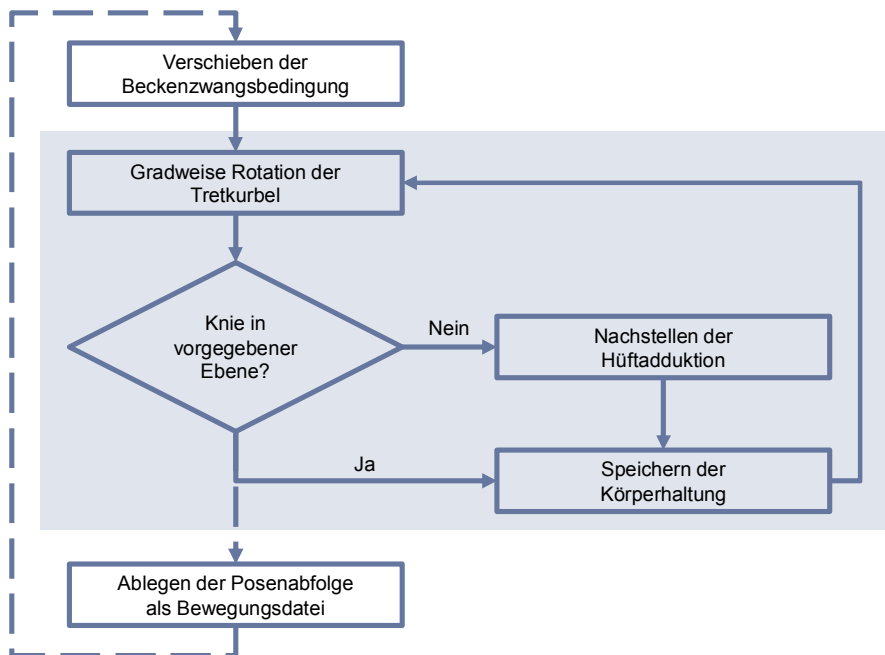


Bild 2: Vorgehensweise zur Erzeugung der Radfahrbewegung

Der Prozess zur Bewegungserzeugung startet mit der Einstellung der gewünschten Sitzhöhe durch Verschieben der Beckenzwangsbedingung in y-Richtung. Der resultierende Simulationsaufbau wird dann als OpenSim-Modelldatei abgelegt. Danach wird die Kurbel gradweise gedreht, wobei die resultierende Körperhaltung für jeden Zeitschritt mitgeschrieben und schließlich in einer Bewegungsdatei für die spätere Simulation abgelegt wird. In je-

dem dieser Zeitschritte muss kontrolliert werden, ob sich die Knie in der jeweiligen im Vorfeld definierten Ebene bewegen, damit eine realitätsgetreue Bewegung erhalten werden kann. Gegebenenfalls wird das jeweilige Knie über die Hüftadduktion in die gewünschte Lage zurückgestellt. Die Bewegungsaufzeichnung wurde auf diese Weise für alle gewünschten Sitzhöhen wiederholt. Bei der Aufzeichnung der Radfahrbewegung waren einige Freiheitsgrade des Menschmodells gesperrt, da es sich sonst nicht in einer aufrechten Position halten könnte. Diese wurden nach der Bewegungserzeugung wieder geöffnet, sodass sich das Menschmodell in der Simulation durch eigene Muskelkraft aufrecht halten muss.

Ein weiteres wichtiges Schlüsselement bei der biomechanischen Simulation ist das Wissen über die Lasten, die bei der jeweiligen Nutzer-Produkt-Interaktion von außen auf den Menschen einwirken. Beim Radfahren erzeugt der Nutzer üblicherweise ein Antriebsmoment an der Tretkurbel, das schließlich in Vortrieb des Fahrrades umgewandelt wird. Hierbei wird erfahrungsgemäß kein konstantes Drehmoment an der Tretkurbel erzeugt. Dieses folgt vielmehr einem harmonischen Kurvenverlauf. Im oberen und unteren Totpunkt wird das Drehmoment minimal, in 90° und 270°-Stellung der Tretkurbel maximal [11][13]. Das Antriebsmoment wurde für die Simulation als Widerstandsmoment entgegen der Tretbewegung modelliert (siehe Bild 3). Diesen Widerstand muss das Menschmodell beim Treten schließlich überwinden. Die Simulation sollte die Fahrt auf einem Trekkingrad bei etwa 25 km/h in der Ebene ohne Windeinflüsse widerspiegeln. Dazu ist bei einer Trittfrequenz von 60 U/min eine Antriebsleistung von etwa 150 W nötig.

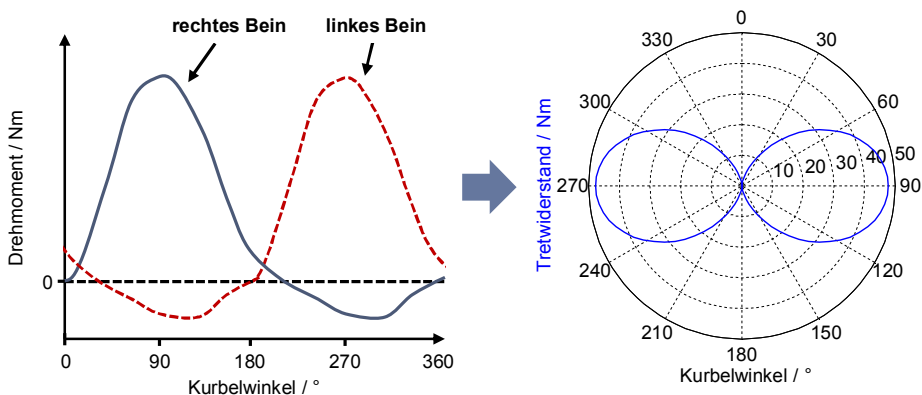


Bild 3: Verlauf der Einzelkomponenten des Antriebsdrehmoments in der Realität (links) und modellierter Gesamttretwiderstand an der Tretkurbel für die Simulation (rechts)

3.3 Muskuloskeletale Simulation

Zur Stabilisierung der Simulation wurden an allen Freiheitsgraden außer der Tretkurbel Reserve-Drehmomentaktuatoren angebracht. Danach konnten die CMC-Simulationen (Computed Muscle Control) für die unterschiedlichen Sitzhöhen aus MATLAB heraus gestartet werden. CMC ist eine optimierungsbasierte vorwärts-dynamische Methode zur Berechnung der Anregungsverläufe von Aktuatoren redundanter Mehrkörpersysteme. Diese ist gut geeignet beim Auftreten von Nichtlinearitäten und zeitverzögerter Krafterzeugung, wie es bei Muskeln der Fall ist. Bei muskuloskeletalen Mehrkörpersystemen bedeutet dies, dass mit Hilfe der CMC-Simulation die für die Erzeugung der vorgegebenen Bewegung notwendigen Muskelaktivierungsverläufe unter Berücksichtigung der zu erzeugenden äußeren Kräfte ermittelt werden können. Die Simulation des Radfahrens kann als erfolgreich angesehen werden, da bei allen Sitzhöhen die Trackingfehler (Differenz von vorgegebener zu von CMC erzeugter Bewegung) sowie die Residuen (erzeugte Drehmomente der Reserve-Aktuatoren) sehr klein sind.

3.4 Auswertung der Simulationsergebnisse

Nach Durchführung der Simulationen gilt es die dabei gewonnenen Ergebnisse zu analysieren und die richtigen Schlüsse hinsichtlich der Effizienz der Bewegungen sowie der hervorgerufenen inneren Beanspruchungen zu ziehen, um auf dieser Basis die Sitzposition für den simulierten Nutzer optimieren zu können.

Da das verwendete Menschmodell noch nicht für die Simulation von Radfahrbewegungen validiert war, wurden die aus der Simulation gewonnenen Muskelaktivierungsverläufe mit empirischen Daten [14][15] verglichen. Im Laborversuch wurden die Muskelaktivierungen mittels Elektromyografie (EMG) aufgezeichnet. Bild 4 zeigt exemplarisch die Übereinstimmung der Aktivierungszeitpunkte sowie Aktivierungsverläufe von EMG-Messung [14] und biomechanischer Simulation für den großen Gesäßmuskel (Musculus gluteus maximus) und den geraden Muskel des Oberschenkels (Musculus rectus femoris). Die Kurvenverläufe sind lediglich um einige Grad verschoben, da die Totpunkte der EMG-Messung und der Simulation nicht genau übereinstimmen. [14] enthält die Kurvenverläufe für insgesamt zehn Muskeln der unteren Extremität. Auch für die hier nicht dargestellten Muskeln stimmen die Verläufe gut überein, weshalb von einer sehr guten Abbildung der Realität durch die Simulation ausgegangen werden kann.

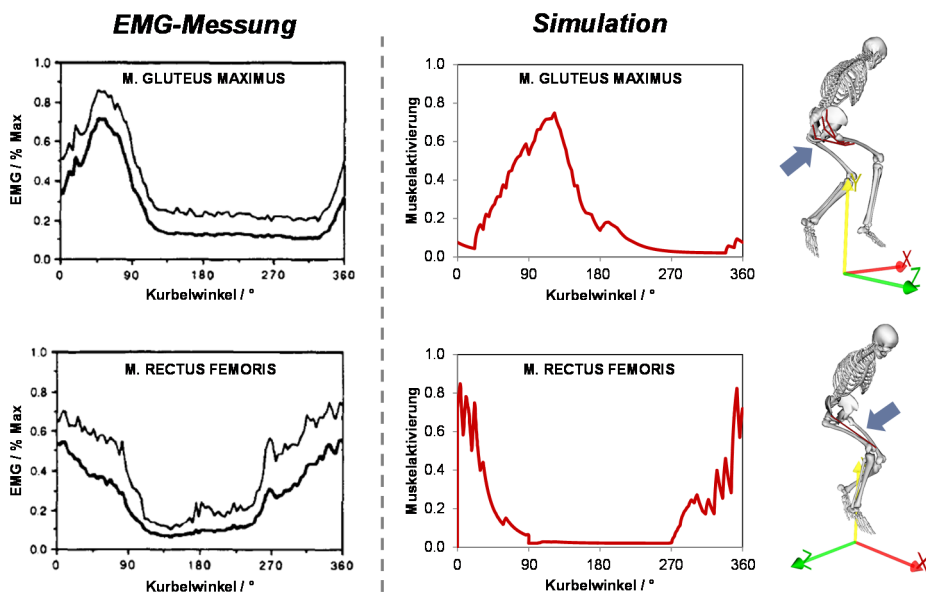


Bild 4: Vergleich der Muskelaktivierungsverläufe aus der Simulation (Sitzhöhe: 0,76 m) mit EMG-Messungen aus [14]

Im weiteren Verlauf werden die Simulationsergebnisse für die unterschiedlichen Sitzhöhen miteinander verglichen. Bild 5 zeigt exemplarisch die durchschnittliche Muskelaktivierung des vierköpfigen Oberschenkelstreckers (Musculus quadriceps femoris) sowie des großen Gesäßmuskels (Musculus gluteus maximus) über die komplette Kurbelumkehrung. Die mittlere Aktivierung sinkt bei diesen Muskeln mit steigender Sitzhöhe des digitalen Menschmodells. Für den M. quadriceps femoris ist dieser Trend stärker ausgeprägt. Dies deckt sich mit empirischen Erkenntnissen aus der Literatur [15].

OpenSim stellt zusätzlich die Möglichkeit zur Verfügung den Energieverbrauch der Muskeln des Menschmodells zu berechnen [16]. Hierbei werden die Aktivierungs-, die Erhaltungs-, die Längenänderungswärme sowie die von den kontraktilelementen erzeugte mechanische Arbeit berücksichtigt. In Bild 6 ist der Energieumsatz über je eine Kurbelumkehrung für die verschiedenen Sitzhöhen aufgetragen. Es fällt auf, dass auch der Energieverbrauch mit steigender Sitzhöhe bis zu einem gewissen Grad abnimmt und somit die Effizienz der Bewegung ansteigt.

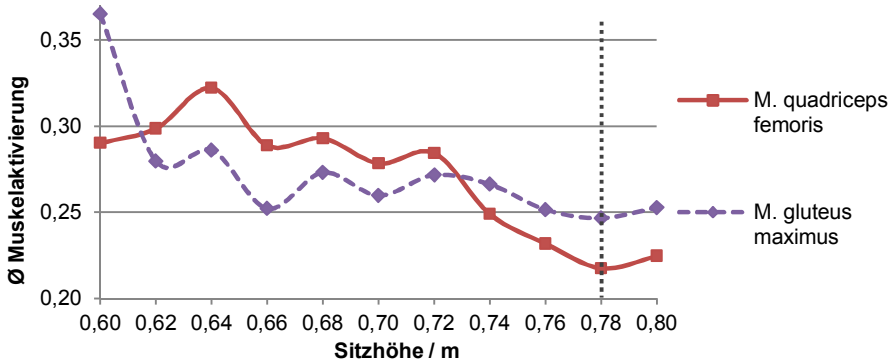


Bild 5: Verlauf der durchschnittlichen Muskelaktivierung des M. quadriceps femoris und des M. gluteus maximus über die Sitzhöhe

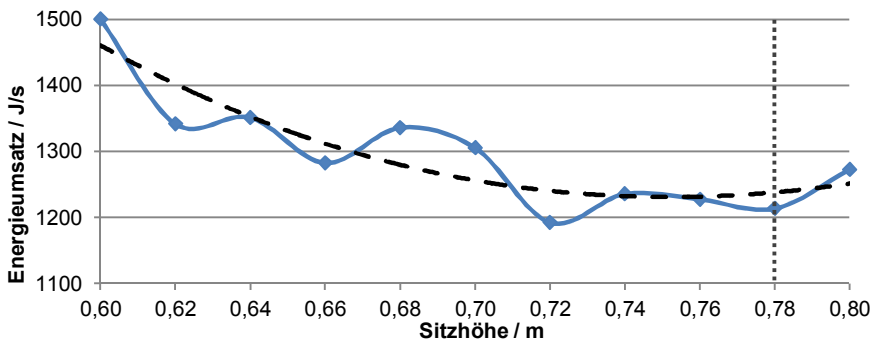


Bild 6: Verlauf des Energieumsatzes einer Kurbelumdrehung über die Sitzhöhe; Werte aus Simulation (durchgezogene Linie), Trend (gestrichelte Linie)

Die vorgestellten Analysen lassen darauf schließen, dass für das simulierte Menschmodell eine Sitzhöhe von etwa 0,78 m (gepunktete Linie in Bild 5/6) bezüglich des Energieumsatzes und der durchschnittlichen Muskelaktivierung der unteren Extremitäten optimal ist. Diese Erkenntnis stimmt auch mit Erfahrungen aus rein kinematischen Sitzpositionsoptimierungsverfahren überein.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Der vorliegende Beitrag verdeutlicht die Notwendigkeit und den Nutzen parametrischer Simulationen in der virtuellen nutzerzentrierten Produktentwicklung am Beispiel des Radfahrens. Hier wurde erstmals die Sitzhöhe vari-

iert. Mit dem vorgestellten Modell können in weiteren Forschungsarbeiten die Auswirkungen weiterer Geometrieparameter (z. B. Nachsitz, Kurbellänge, seitlicher Abstand der Pedale) und physikalischer Kenngrößen (z. B. Trittfrequenz, erzeugte Leistung an der Tretkurbel) auf die Muskelaktivierung, Muskelrekrutierung oder auch die Bewegungseffizienz untersucht werden. Es ist geplant das Modell sukzessive auf ein Ganzkörpermodell inklusive Lenker zu erweitern. Ferner sollen Wind- und Steigungseinflüsse mit einbezogen sowie Ermüdungs- und Erholungserscheinungen berücksichtigt werden. Weitere Beispiele, wie etwa die parametrische Abbildung von Ruderbewegungen, sollen den Wert und die Anwendbarkeit des vorgestellten Ansatzes bestätigen. Aufbauend auf dieser Arbeit ist die automatisierte Durchführung parametrischer Simulationen gesamter Nutzergruppen geplant.

Literatur

- [1] Chapanis, A.: "Ergonomics in product development: a personal view", *Ergonomics*, Vol. 38, Nr. 8, 1995, S. 1625-1638.
- [2] Miehling, J.; Geißler, B.; Wartzack, S.: "Towards Biomechanical Digital Human Modeling of Elderly People for Simulations in Virtual Product Development", *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 2013 International Annual Meeting*, Vol. 57, SAGE Publications, Thousand Oaks, 2013, S. 813-817.
- [3] Rasmussen, J.; Dahlquist, J.; Damsgaard, M.; de Zee, M.; Christensen, S.T.: "Musculoskeletal modeling as an ergonomic design method", *International Ergonomics Association XVth Triennial Conference*, Seoul, 2003.
- [4] Delp, S.L.; Anderson, F.C.; Arnold, A.S.; Loan, P.; Habib, A.; John, C.T.; Guendelman, E.; Thelen, D.G.: "OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54, Nr. 11, 2007, S. 1940-1950.
- [5] Miehling, J.; Krüger, D.; Wartzack, S.: "Simulation in human-centered design – past, present and tomorrow", In: Abramovici, M; Stark, R. (Hrsg.): "Smart Product Engineering", Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2013, S. 643-652.
- [6] Cutlip, K.; Nimbarte, A.D.; Ning, X.; Jaridi, M.: "A Biomechanical Strain Index to Evaluate Shoulder Stress", *Proceedings of the 2014 Industrial and Systems Engineering Research Conference*, 2014.

-
- [7] Lagerstrøm, D.: "Radfahren und Ergometertraining in der Rehabilitation", In: Kulenkampff, H.-A.; Berg, A. (Hrsg.): "Ausdauersport in der Rehabilitation", Kästner Druck, Berlin, Nr. 10, 2003, S. 131-138.
- [8] Delp, S.L.; Loan, J.P.; Hoy, M.G.; Zajac, F.E.; Topp E.L.; Rosen, J.M.: "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 37, 1990, S. 757-767.
- [9] Anderson F.C.; Pandy M.G.: "A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions", Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 2, Nr. 3, 1999, S. 201-231.
- [10] Yamaguchi G.T.; Zajac F.E.: "A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism", Journal of Biomechanics, Vol. 22, Nr. 1, 1989, S. 1-10.
- [11] Hansen, E.A.; Jørgensen, L.V.; Jensen, K.; Fregly, B.J.; Sjøgaard, G.: "Crank inertial load affects freely chosen pedal rate during cycling", Journal of Biomechanics, Vol. 35, Nr. 2, 2002, S. 277-285.
- [12] Miehling, J.; Wartzack, S.: "Markerlose Bewegungsaufzeichnung und Bewertungsmethoden für die menschenzentrierte Produktentwicklung", Design for X – Beiträge zum 23. DfX-Symposium, TuTech Verlag, Hamburg, 2012, S. 101-112.
- [13] Umberger, B.R.; Gerritsen, K.G.M.; Martin, P.E.: "Muscle fiber type effects on energetically optimal cadences in cycling", Journal of Biomechanics, Vol. 39, Nr. 8, 2006, S. 1472-1479.
- [14] Ryan, M.M.; Gregor, R.J.: "EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence", Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 2, Nr. 2, 1992, S. 69-80.
- [15] Jorge, M.; Hull, M.L.: "Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling", Journal of Biomechanics, Vol. 19, Nr. 9, 1986, S. 683-694.
- [16] Umberger, B.R.; Gerritsen, K.G.M.; Martin, P.E.: "A Model of Human Muscle Energy Expenditure" Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 6, Nr. 2, 2003, S. 99-111.