

Dynamische Analyse der Sitzposition im Radsport (AZ 070803/09)

Andreas Bruch, Lorenz Aszländer, Jennifer Schuster, Pablo Merk
& Björn Stapelfeldt (Projektleiter)

Universität Freiburg, Institut für Sport und Sportwissenschaft,
Abteilung Sportmotorik

Einleitung

Neben der körperlichen Leistungsfähigkeit des Sportlers bzw. der Sportlerin kommt im Radsport dem möglichst effizienten Einsatz der körperlichen Ressourcen eine hohe Bedeutung zu. Ziele sind hier v. a. die Belastungen auf Gelenke und Bewegungsapparat zu minimieren, aber trotzdem das individuelle Maximum an Leistung zu erreichen. Um diese Ziele zu erreichen, werden veränderbare Parameter des Rades auf die individuelle Anthropometrie des Sportlers bzw. der Sportlerin abgestimmt und an persönliche Voraussetzungen und Bedürfnisse angepasst.

Im Radsport stellt die Sitzposition eine veränderbare Größe dar, die entscheidendes Optimierungs-Potential bietet. Die Sitzposition ist durch die räumliche Anordnung von Sattel, Lenker und Tretlager festgelegt und grenzt die biomechanischen Rahmenbedingungen für die Pedalierbewegung des Fahrers/der FahrerIn ein. Die Einnahme einer zur Anthropometrie des Fahrers bzw. der FahrerIn passenden Sitzposition kann direkte Leistungssteigerungen durch eine effiziente Kraftübertragung mit sich bringen und dabei Fehlbelastungen und langfristige Schädigungen des Bewegungsapparates vermeiden. Eine nicht zum Fahrer bzw. zur FahrerIn passende Sitzposition hingegen kann abgesehen von Leistungseinbußen auch zu Überlastungsverletzungen und ernsthaften Schäden am Bewegungsapparat führen.

Bisherige wissenschaftliche Studien zu diesem Thema betrachteten vorwiegend die Auswirkungen von veränderten Sattelhöhen während der Pedalierbewegung. Dabei wurden allerdings meist nur einzelne Parameter wie Gelenkwinkel, Pedalkräfte und Muskelaktivität genauer analysiert (Gonzalez et al., 1989; Kautz et al., 1991; Stapelfeldt, 2001; Bruder, 2006; Dorell et al., 2009). Zur Auswirkung von Veränderungen der Sitzposition auf Gelenkmomente liegen noch wenige Publikationen vor (Gregor, 1985; Wangerin, 2007).

Das Radlabor Freiburg hat auf Basis einer Studie (BISP VF070807/07) den Zusammenhang zwischen Körper- und Positionsmaßen im Radsport erstmals wissenschaftlich belegt. Hierbei wurde eine Formel entwickelt, auf deren Grundlage individuelle Sitzpositionsempfehlungen für den Fahrer bzw. die FahrerIn gegeben werden (Frey, 2005).

Ausgehend von dieser Grundposition (im Folgenden Nullposition genannt) werden im Rahmen der vorliegenden Studie die Auswirkungen horizontal sowie vertikal veränderter Sitzpositionen unter dynamischen Bedingungen untersucht. Dafür wurden im Zeitraum von Oktober bis November 2009 in Zusammenarbeit mit dem Sportinstitut der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg Messungen an 14 Testpersonen im

Radlabor durchgeführt. Zusätzlich zu den oben genannten, bereits in anderen Studien angewandte Messmethoden (Kinematik, Pedalkraftmessung, EMG) wird die Inverse Dynamik als weiteres Mittel zur Analyse der Sitzposition hinzugezogen.

Ziel ist es, die Veränderungen der Messwerte bei unterschiedlicher Sitzposition darzustellen und biomechanisch zu erklären. Weiterhin werden auftretende Probleme aufgezeigt, sowie mögliche Ansätze zur Optimierung der Standardeinstellung diskutiert.

Methoden

Als Testpersonen für die Studie dienten 14 erfahrene Radsportler, überwiegend Profis sowie einige Amateure auf sehr hohem Niveau aus den Bereichen Mountainbike (MTB), Straße und Triathlon. Die durchschnittlichen $VO_2\text{max}$ -Werte belegen mit 70 ± 4 ml/kg/min das hohe Niveau der Beteiligten.

Da die Änderungen der jeweiligen Sitzpositionen nicht relativ zur Körpergröße sondern absolut erfolgten, war es notwendig, dass alle Testpersonen über eine vergleichbare Körpergröße verfügten ($179,65 \pm 2,27$ cm). Um durch Ermüdung bedingte Veränderungen im Trittmuster während der Testphasen zu minimieren, war eine Leistung von 250 Watt an der individuellen anaeroben Schwelle (iaS) Voraussetzung für die Probandengruppe. Abb. 1 zeigt den Messaufbau, der für den gesamten Studien-Ablauf identisch war.

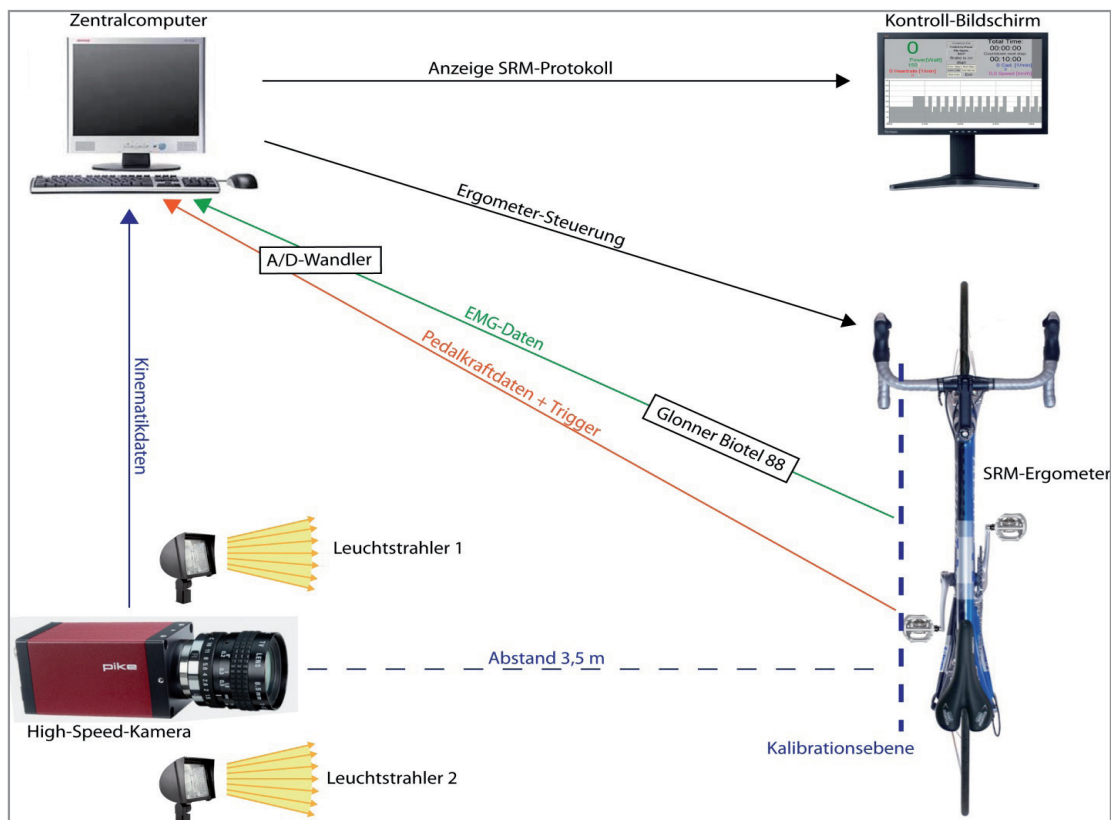


Abb. 1. Schematischer Messaufbau

Der Ablauf der Messungen erfolgte ebenfalls bei jeder Testperson identisch wie folgt: Nach einer Kalibrationsmessung wurden mit Hilfe des Radlabor Bike Scanners¹ die individuellen anthropometrischen Daten der Testpersonen sowie die Sitzpositions-Daten der Probanden-Räder ermittelt. Auf Grundlage der gemessenen Daten wurde anschließend eine Null-Position festgelegt und das randomisierte Messprotokoll erstellt. Abb. 2. zeigt das Messprotokoll des SRM-Ergometers.

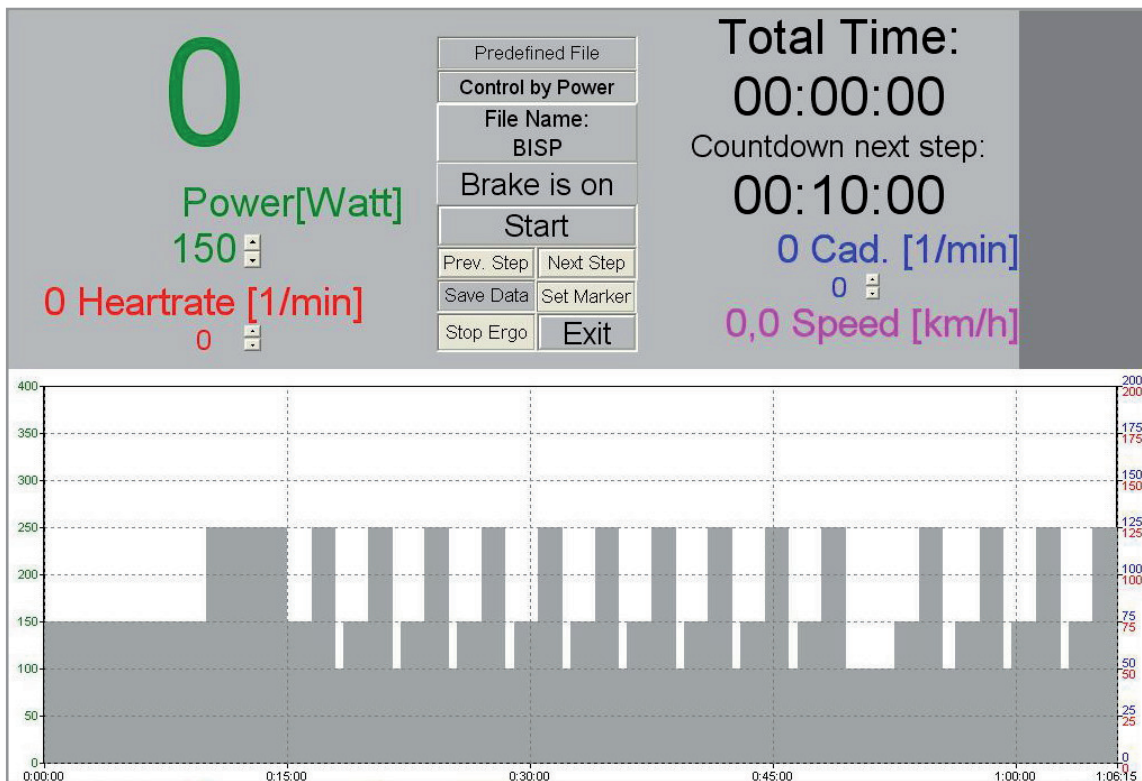


Abb. 2. SRM-Protokoll

Nach einer 15-minütigen „Warmfahrphase“ in der aktuellen Sitzposition der Testpersonen wurden folgende Veränderungen durchgeführt:

Die erste (Null1) und letzte (Null2) der insgesamt 10 Messungen mit Rennradlenker wurden in der Nullposition durchgeführt. Für die übrigen 8 Messungen wurde die Sattelhöhe in randomisierter Reihenfolge um jeweils 2,5 und 5 cm nach oben bzw. unten ($SH \pm 2,5 / \pm 5$) sowie die Sattelposition um 4, 8 und 12 cm nach vorne ($SP -4 / -8 / -12$) und 3 cm nach hinten ($SP +3$) verstellt. Anschließend wurde ein Zeitfahr- lenker montiert und weitere 4 Aeropositionsmessungen aufgezeichnet. Ausgehend von einer ersten Messung in der Nullposition wurde der Sattel um 4, 8 und 12 cm nach vorne ($AE-4 / -8 / -12$) verstellt.

Bei jeder der 14 Sitzpositionsstufen setzte sich die Fahrdauer aus einer Gewöhnungsphase von 90 sec bei einer Belastung von 150 Watt und einer Messphase von 90 sec bei 250 Watt zusammen. Innerhalb der Messphase wurde die Testperson zu einem festen ihm unbekanntem Zeitpunkt über 20 sec hinweg aufgenommen.

¹ Der Bike Scanner ist eine Eigenentwicklung des Radlabors und dient zur Laser-gestützten Messung individueller Anthropometrie-Daten sowie zur exakten Vermessung der Rad-Sitzposition.

Ergebnisse

Die folgende Zusammenfassung greift aus der umfangreichen Menge der erhobenen Daten einige für die Fragestellung relevante Aspekte heraus. Einführend werden die Auswirkungen der Positionsveränderungen auf die Winkelverläufe dargestellt. Es folgt die Darstellung der entsprechenden Pedalkraftdaten. Beide Darstellungen werden sehr verkürzt wiedergegeben zu Gunsten der folgenden Berechnungen der Gelenkmomente, welche alle anderen Parameter mit einbeziehen. Aufgrund methodischer Probleme sind die Ergebnisse der EMG-Ableitungen noch nicht vollständig verfügbar und fließen daher nur ansatzweise in die Diskussion mit ein.

Kinematik

Die Betrachtung der Gelenkwinkel kann hier nur sehr verkürzt erfolgen. Beachtet werden muss einfühend, dass die individuelle Varianz im Verlauf der Gelenkwinkel sehr groß ist. Exemplarisch werden im Folgenden die Auswirkungen von Veränderungen der Sattelhöhe auf den Sprunggelenkwinkel dargestellt.

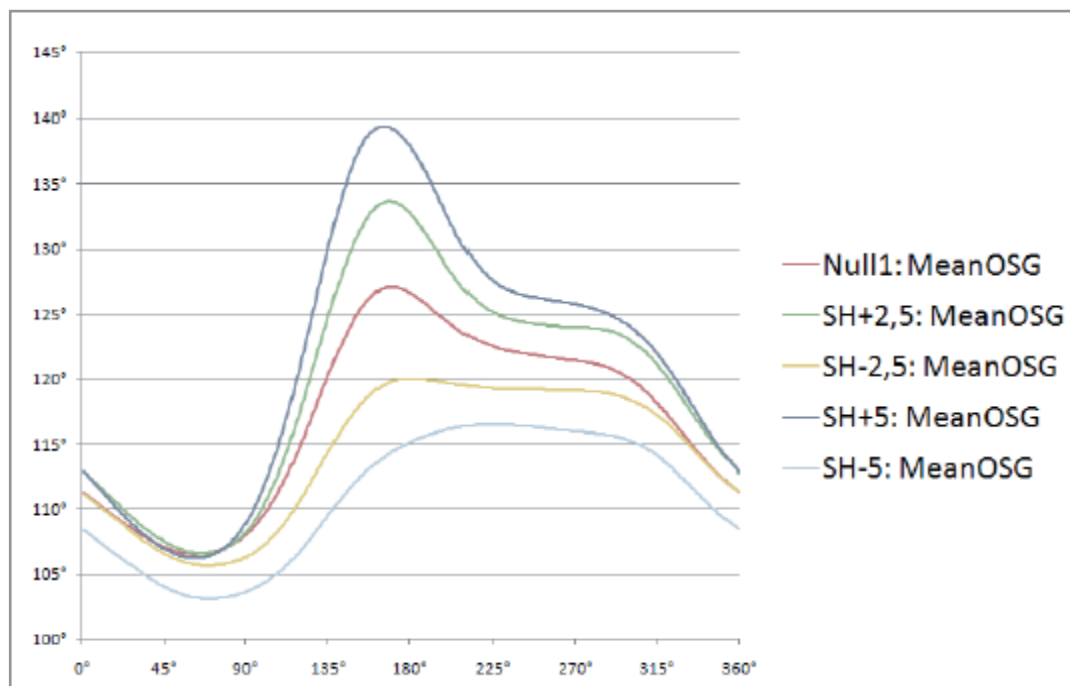


Abb. 3. Mittelwertkurven der Sprunggelenkwinkel bei Veränderungen der Sattelhöhe

Veränderungen der Sattelhöhe spiegeln sich in den gemessenen Sprunggelenkwinkeln wider. Bei einer gegenüber der Nullposition erhöhten Sattelposition erscheinen die entsprechenden Kurven nach oben verstärkt. Die Fußgelenkwinkel im oberen Totpunkt sind verglichen mit denen in Nullposition nur minimal größer. Die Kurven nähern sich über den Verlauf des ersten Sektors aneinander an und sind infolge dessen in der ersten Hälfte des zweiten Sektors sehr ähnlich. Im Gegensatz zu dieser Darstellung sind bei Veränderungen der Sattelposition keine systematischen Auswirkungen auf die Sprunggelenkwinkel zu beobachten.

Pedalkräfte

Ähnlich der Darstellung der Ergebnisse der Winkelverläufe werden auch die Pedalkraftdaten hier nur ansatzweise dargestellt, um im anschließenden Kapitel alle drei Parameter im Kontext der Gelenkmomente zu betrachten und weiter auszuwerten. Der Fokus liegt hier auf der Darstellung der Einflüsse der Positionsveränderungen auf die effektive Kraft (F_e), die tangential zum Kurbelkreis wirkt. Der Vergleich der Kraftkurven beider Nullmessungen zeigt keine signifikanten Unterschiede, so dass auch hier die auftretenden Veränderungen als Resultat der Positionsveränderungen interpretiert werden können. Abb. 4 zeigt exemplarische die muskuläre Komponente der effektiven Kraft (F_e) bei Veränderungen der Sattelhöhe.

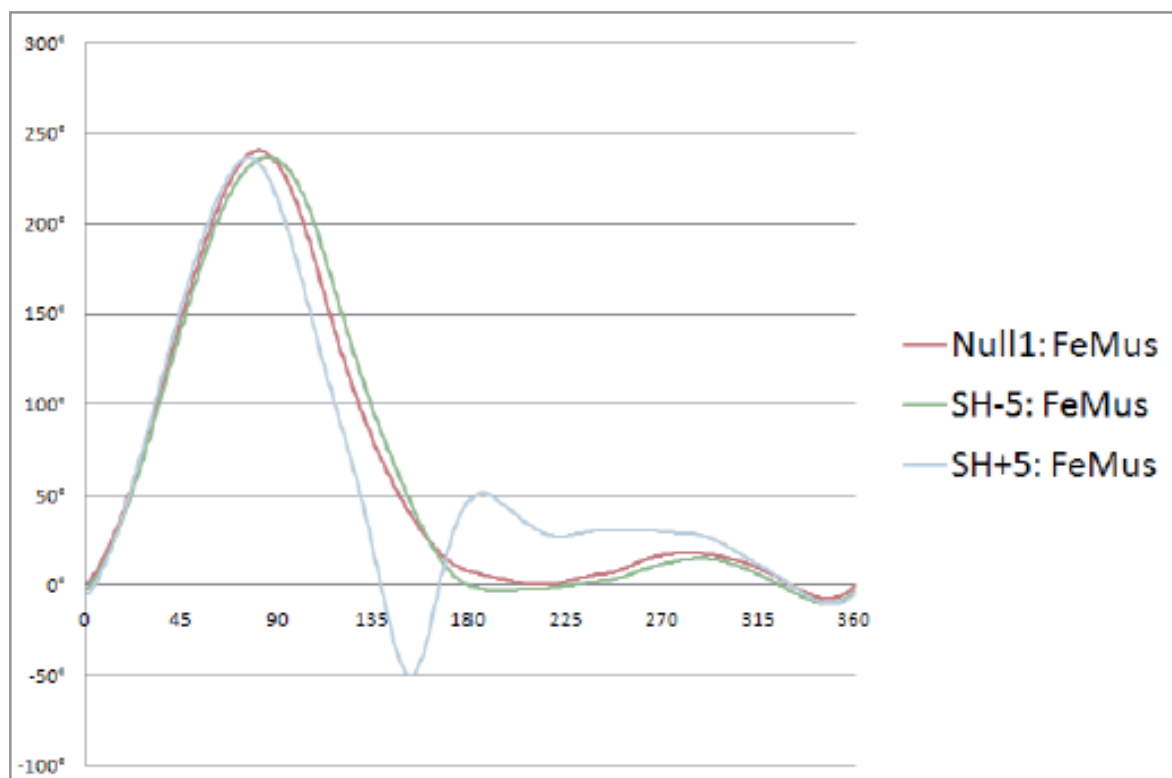


Abb. 4. Mittelwertkurven der muskulären Komponenten der effektiven Kraft F_e bei Veränderung der Sattelposition

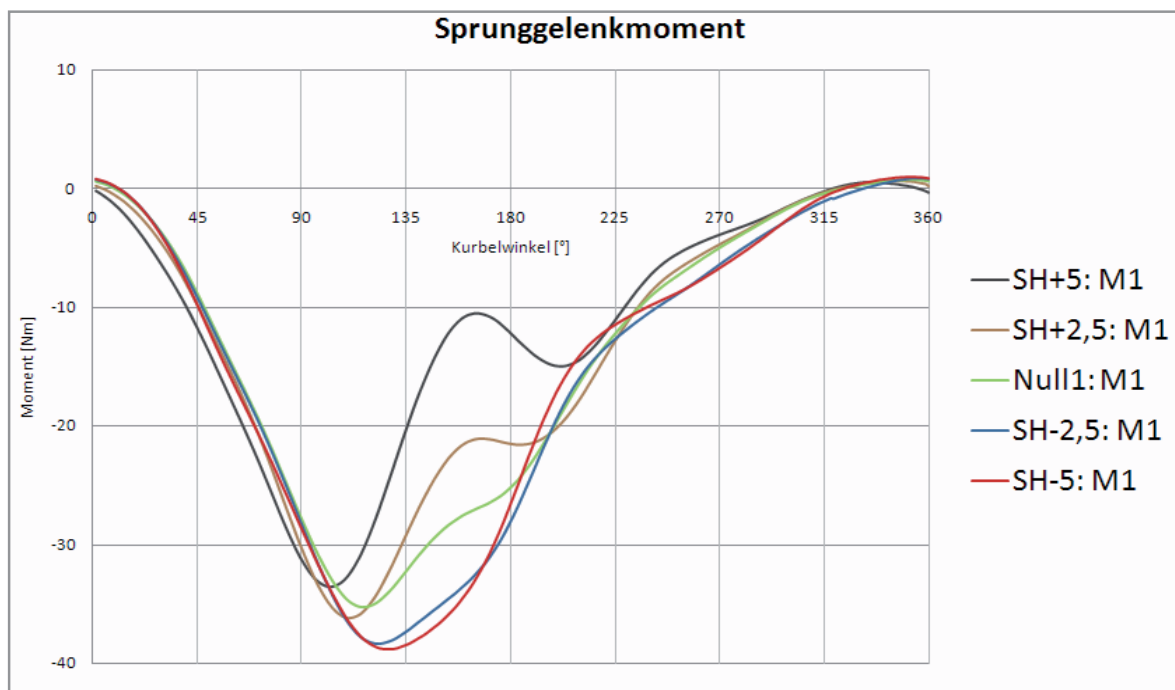
Während die Pedalkraftkurven der Messungen 0 und -5 relativ ähnlich verlaufen, fällt der ungewöhnliche Verlauf der Mittelwertkurve bei der um 5 cm erhöhten Sattelposition sofort ins Auge. Kurz vor Erreichen des unteren Totpunkts fällt die Kraftkurve ins Negative, um kurz nach 180° einen deutlich positiven Verlauf zu zeigen. Einen wichtigen Aspekt für die folgende Diskussion stellt der in Tab. 1 gezeigte biomechanische Wirkungsgrad dar.

Tab. 1. *Biomechanische Wirkungsgrade bei Veränderungen der Sattelhöhe*

	Sektor I	Sektor II	Sektor III	Sektor IV	Gesamt
Null1	0,72	0,90	0,27	-0,63	0,52
SH-2,5	0,70	0,89	0,27	-0,64	0,50
SH-5	0,69	0,89	0,29	-0,65	0,50
SH+2,5	0,69	0,92	0,31	-0,61	0,56
SH+5	0,73	0,92	0,55	-0,44	0,69

Gelenkmomente

Einführend sind in Abb. 5 wiederum exemplarisch die über einen Kurbelzyklus berechneten Gelenkmomente des Fußgelenks bei Veränderungen der Sitzhöhe dargestellt. Negative Werte entsprechen einer Plantarflexion des Sprunggelenks,



positive Werte einer Dorsalextension.

Abb. 5. Mittelwertkurven der Sprunggelenkmomente bei Variation der Sattelhöhe

Insgesamt weisen die gewonnenen Ergebnisse über die Gelenkmomente bei Variation der Sitzposition keine durchgehend kontinuierlich abgestuften Veränderungen auf. Dennoch lassen sich eindeutige Trends festhalten, die durch die Verschiebung des Sattels hervorgerufen werden. So zeigt sich bei einer horizontalen Verschiebung, dass ein Vorverlagern des Sattels zu einer im Kurbelzyklus später ablauf-

fenden Koordination führt. Da der Fahrer hierbei auf einer Kreisbahn um das Tretlager in Vorwärtsrichtung bewegt wird, kann dies in einer virtuellen Verschiebung des Nullpunkts im Kurbelzyklus dargestellt werden. Wird der Sattel um einen definierten Wert nach vorne verschoben, so werden vor dem unteren Totpunkt gleiche Momentwerte erst bei einem dementsprechend größeren Kurbelwinkel erreicht. Vor allem im Sprunggelenk weisen die Veränderungen der Gelenkmomente einen annähernd linearen Zusammenhang zur Verschiebung des Sattels auf.

Ein vergleichbares Ergebnis ergibt sich bei der Auswertung der Aeropositionsmessungen. Auch hier ist der Trend der Rechtsverschiebung, jedoch insbesondere an Knie- und Hüftgelenk, erkennbar. Begründet durch einen höheren Wirkungsgrad und geringere Momentwerte im negativen Bereich kann auch hier die nach vorne verlagerte Extremposition als sinnvolle Alternative zur Standardaeroposition dienen. Grundsätzlich führt die Aeroposition jedoch zu einer weniger ökonomischen Tritttechnik und sollte nur Anwendung finden, wenn der geringere Strömungswiderstand wesentliche Vorteile mit sich bringt.

Diskussion

Zielsetzung dieser Studie ist die dynamische Untersuchung der Auswirkungen von Veränderungen der Rad-Sitzposition auf den Fahrer bzw. die FahrerIn. Folgende Aspekte standen im Mittelpunkt der Studie: Die Winkelverläufe des Sprung-, Knie-, und Hüftgelenks, die Aktivität der für die Pedalierbewegung wichtigsten Muskeln der unteren Extremität, der Verlauf der Pedalkräfte, sowie die Gelenkmomente des Sprung-, Knie-, und Hüftgelenks. Diskutiert werden im Folgenden v. a. die Veränderungen der Gelenkmomente, da diese alle anderen gemessenen Parameter mit einbeziehen.

Grundsätzlich ist zu beachten, dass die berechneten Werte der Sprunggelenkmomente verglichen mit denen der Hüfte genauer sind. Grund hierfür ist, dass die berechneten Daten auf einem anatomischen Modell basieren. Für die Berechnung der Sprung- und Kniegelenkmomente werden hierbei weniger Annahmen getroffen, als für die Hüfte notwendig sind. Je weiter entfernt sich ein Gelenk von der Pedalachse befindet, umso mehr Modellparameter und Abschätzungen fließen demnach in die Berechnung ein. Durch die zusätzlich geringere interindividuelle Streuung der Sprunggelenkdaten innerhalb einer Sitzeinstellung entstehen hier die repräsentativsten Mittelwertkurven.

Aufgrund der überwiegend hohen Standardabweichung der einzelnen Mittelwertkurven, verursacht durch die stark streuenden Einzeldaten der Hüftgelenkmomente, lassen sich kaum eindeutig sitzpositionsabhängige Veränderungen festhalten.

Im Prinzip kann durch die Analyse der Gelenkmomente im Rahmen dieser Studie festgestellt werden, welche Sitzpositionen eine erhöhte Belastung für die Gelenke darstellen und an welchen Gelenken diese besonders stark zum Tragen kommt. Für eine weitere ausführlichere Interpretation der Gelenkmomente ist allerdings eine vollständige Verarbeitung und Auswertung EMG-Daten hinzu zu ziehen, um auftretende Koaktivität sicher zu erkennen und die daraus entstehenden Einflüsse auf die Gelenkmomente zusätzlich in die Beurteilung mit einzubeziehen.

Auf die eingangs gestellte, übergeordnete Frage nach der „optimalen Sitzposition“ kann man auf der Grundlage der hier vorliegenden Studie abschließend durchaus einige Schlüsse ziehen. Zunächst bestätigen die hier vorliegenden Ergebnisse in großen Teilen die Ergebnisse der vorausgegangenen Studie (BISp VF070807/07). In vielen Bereichen bestätigen alle gemessenen Parameter, dass die in der Vorgängerstudie als optimal empfohlenen Werte für die Sitzposition auch der hier vorliegenden Überprüfung standhalten. Komplexer wird die Fragestellung, wenn man im Detail definieren will, wie eine „optimale Sitzposition“ exakt aussehen soll. An diesem Punkt bieten die hier vorliegenden Ergebnisse eine sehr gute Basis für spezielle Anwendungsbereiche, welche eine spezielle „optimale Sitzposition“ erfordern. Während bei Patientengruppen im präventiven und rehabilitativen Bereich der Fokus etwa auf eine minimale Belastung des Kniegelenks gelegt wird, benötigt der Profi-Triathlet bzw. die -Triathletin die Einstellung des Antriebs, die ihm bzw. ihr in der Zeitfahrposition eine bestmögliche Leitungsfähigkeit ermöglicht. Beiden Beispielen bieten die hier vorliegenden Daten sehr gute Möglichkeiten zur Einstellung ihrer individuell optimalen Sitzposition.

Literatur

- Andrews, J. G. (1982). On the relation between resultant joint torques and muscular activity. *Medicine and science in sports and exercise* 14, 361-367.
- Aszländer, L. (2009). *Analyse der Tritttechnik beim Radfahren mit Hilfe eines invers dynamischen Modells*. IfSS Freiburg.
- Bruder, F. (2006). „Welche Auswirkung hat die Sitzposition auf die Fertigkeit „Runder Tritt“? IfSS Freiburg.
- Dorell, S., Couturier, A. & Hug, F. (2009). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 19 (1), 44-54.
- Ericson, M. O. (1988). Muscular function during ergometer cycling. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 20, 35-41.
- Frey, F. (2005). *Radposition bei Elitefahrer/innen im Straßenradsport - eine empirische Feldstudie zur Radsitzposition in Abhängigkeit individueller Körpermaße*. IfSS Freiburg.
- Gonzalez, H. and Hull, M. L. (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of biomechanics* 22, 1151-1161.
- Gregor, R. J. (2000). Biomechanics of Cycling. In W. E. Garret & D. T. Kirkendall (Hrsg.), *Exercise and Sport Science Philadelphia* (pp. 515-537). Berlin: Lippincott Williams.
- Gregor, R. J., Cavanagh, P. R. & LaFortune, M. (1985). Knee flexor moments during propulsion in cycling – a creative solution to lombard's paradox. *Journal of biomechanics* 18 (5), 307-316.
- Henke, Th., Monfeld, C. & Heck, H. (2001). Trettechnik-Einzelzyklusdarstellung im Radsport. In Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.), *BISp-Jahrbuch 2001* Köln (S. 127-144).
- Kautz, S. A., Feltner, M. E., Coyle, E. F. & Baylor, A. M. (1991). The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. *International journal of sports biomechanics* 7, 29-53.
- Stapelfeldt, B. (2001). Muskuläre Koordination von Eliteradfahrern im Stufentest auf dem SRM-Ergometer. In Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.), *Wettbewerb zur Förderung von Nachwuchswissenschaftlern – Ergebnisband der prämierten Arbeiten*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- Stapelfeldt, B. & Aszländer, L. (2009). Biomechanik des Radfahrens. In A. Gollhofer & E. Müller (Hrsg.), *Handbuch Sportbiomechanik* (S. 317-340). Schorndorf: Hofmann Verlag.
- Wangerin, M., Schmitt, S., Stapelfeldt, B., & Gollhofer, A. (2007). Inverse Dynamics in Cycling Performance. In Th. M. Buzug (Ed.), *Advances in Medical Engineering* (pp. 329-334). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.