

Trettechnik – Einzelzyklusdarstellung im Radsport

T. Henke (Projektleiter)¹, C. Monfeld², H. Heck¹

¹ Ruhr-Universität Bochum

Lehrstuhl für Sportmedizin

² Deutsche Sporthochschule Köln

Institut für Biomechanik

1 Problem

In dem vorgestellten Forschungsprojekt sollte der Tretzyklus von Radsportlern mit biomechanischen Methoden genauer untersucht werden, um aus den erhobenen Daten Verfahren zur Optimierung der Trettechnik ableiten zu können.

Eine praxisorientierte, individuelle Optimierung der Leistungsfähigkeit des Radsportlers sollte zum Ziel haben, einen möglichst hohen Anteil der aufgewandten Energie für den Vortrieb verfügbar zu machen. So kann entweder bei gleichbleibendem Energiebedarf die Fahrgeschwindigkeit erhöht oder bei gleicher Fahrgeschwindigkeit der Energiebedarf gesenkt werden.

Eine Möglichkeit der Verbesserung besteht in einer aerodynamisch günstigeren Gestaltung von Form und Größe der Windangriffsfläche des Systems Rennrad-Radsportler. Mittlerweile hat die UCI diesen Bereich stark reglementiert, so dass die Möglichkeiten zur weiteren Verbesserung der Aerodynamik recht eingeschränkt sind.

Eine andere Möglichkeit der Leistungssteigerung besteht darin, die Trettechnik, d.h. Betrag und Richtung der am Pedal angreifenden Kraft, hinsichtlich einer höheren Vortriebswirksamkeit zu optimieren. Dies wiederum setzt eine entsprechende Quantifizierung der Trettechnik aus biomechanischer Sicht voraus.

Es ist bekannt, dass sich von Radsporttrainern nur wenige Merkmale der radsportlichen Fahrtechnik, im wesentlichen die Tretfrequenz, lediglich bei Anfängern beobachten lassen (SUHR 1992). Der gesamte Bereich der Pedalkraftkinetik bleibt folglich hinsichtlich seiner Beobachtbarkeit und damit auch Beurteilbarkeit ausgespart. Die Ergebnisse zeigten, dass Radsporttrainer zur Beurteilung der Fahr- und Trettechnik die Tretfrequenz intern als Leitkriterium heranziehen und je nach positiver oder negativer Beurteilung der Tretgeschwindigkeit die gesamte Fahr- und Trettechnik positiv oder negativ einschätzen.

Im Hoch- und Höchstleistungsbereich wird die Trettechnik zunehmend durch den Athleten selbst geschult, indem er Phasen der Tretbewegung, die er aufgrund seines kinästhetischen Bewegungsgefühls für verbesserungswürdig hält, während submaximaler Trainingseinheiten bewusst beeinflusst. Daher sollte, aufbauend auf der reinen Messung der Trettechnik, die Möglichkeit geschaffen werden, dem Radsportler in Echtzeit eine Rückmeldung über die Ausprägung seiner Trettechnik zu geben.



Abb. 1: 3D-Kraftmesspedal nach LOOK-Norm



Abb. 2: Messfahrt auf der Bahn

2 Methode

Zum Einsatz kamen Messpedale mit LOOK-Klickverschluss für x-, y- und z-Kräfte, die sowohl im Labor als auch unter Freifahrtbedingungen einsetzbar sind (Abb. 1). Die Kräfte sowie Pedal- und Kurbelwinkel werden mit 500 Hz abgetastet und PCM-telemetrisch an eine Receiverkarte übermittelt. Damit ergibt sich bei einer Tretfrequenz von 165 U/min eine Winkelauflösung von 2°.

Ein PC-gestütztes Pedalkraftanalyse-system bietet die Möglichkeit zum Echtzeit-Feedback der gemessenen bzw. abgeleiteten biomechanischen Parameter auf einem Monitor.

Zusätzlich sind bei der Freifahrt bzw. bei der Fahrt auf dem Rollentrainer Messungen des Lenkwinkels und der Rahmenneigung möglich.

Verschiedene Versuchssituationen ergaben sich durch Verwendung der aufgeführten Messtechnik in Verbindung mit einem Bahnrennrad (FES) (Abb. 2), einem Straßenrennrad, einem modifizierten Schoberer-Ergometer bzw. einem Rollentrainer.

3 Untersuchungen und Ergebnisse

Tretkraftmuster im Laborstufentest

Im Rahmen des in der Komplexen Leistungsdiagnostik (KLD) üblichen Ergometerstufentests fanden an Kaderathleten des Bundes Deutscher Radfahrer Untersuchungen statt. In den folgenden Abbildungen 3 und 4 sind exemplarisch die Ergebnisse von zwei Athleten dargestellt.

Die Tangentialkraft zeigt in beiden Fällen grundsätzlich den aus der Literatur bekannten Verlauf mit dem ausgeprägten Maximum zwischen 90° - und 120° -Kurbelstellung (Druckphase) und einem Minimum in der Zugphase. Bei höheren Belastungen entfernen sich die Wendepunkte erwartungsgemäß von der Maximalstelle und das Maximum steigt an, d.h. „der Berg wird breiter und der Gipfel wird höher“. Beide Effekte treten bei C.L. (Abb. 3) beidseitig ungefähr in gleichem Maße auf, während A.B. (Abb. 4) von Beginn an bei allen Kurbelstellungen der Druckphase rechts deutlich höhere Tangentialkräfte erzeugt.

Im Bereich der Zugphase ist zunächst festzuhalten, dass hier negative Tangentialkräfte auftreten. Dies bedeutet, dass die Athleten das Pedal

nicht vollständig entlasten und auch nicht in allen Kurbelstellungen vortriebswirksame Kräfte erzeugen. Jedoch fällt bei Betrachtung der Höhenlinien auf, dass sich der Absolutwert des Minimums im Verlauf des Stufentests verringert. Unter rein mechanischen Gesichtspunkten kann an dieser Stelle von einer Verbesserung der Trettechnik unter hohen Belastungen gesprochen werden. Weiterhin ist eine sprunghafte Verringerung des negativen Tangentialkraftanteils in den letzten beiden Stufen bei Proband C.L. zu beobachten.

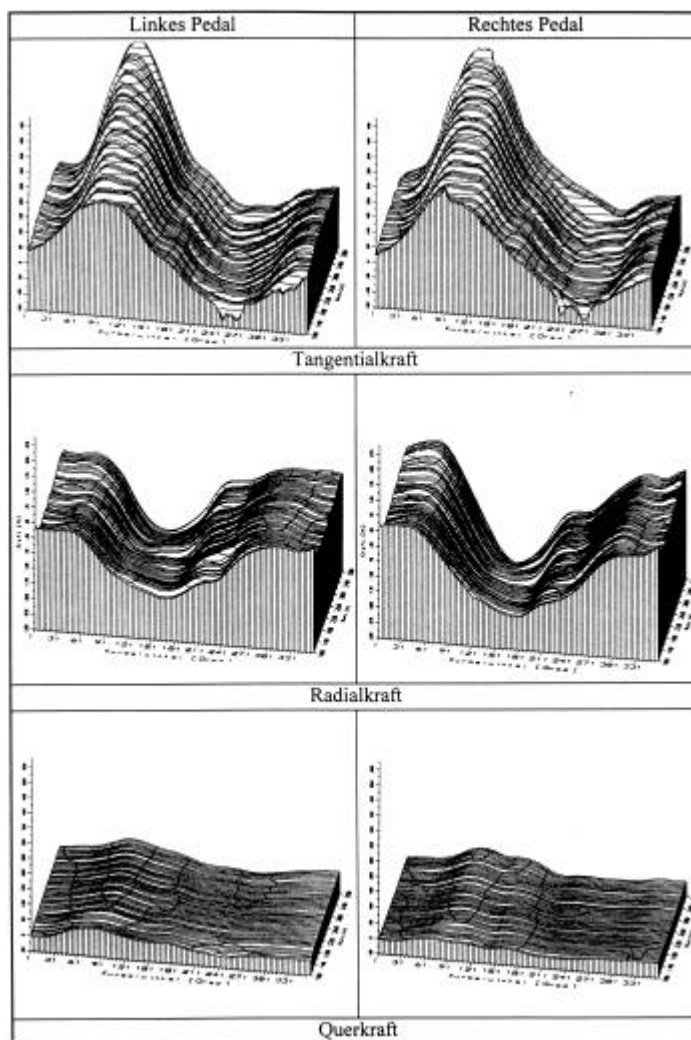


Abb. 3: Pedalkräfte des Athleten C.L. im Stufentest
Abszisse – Kurbelwinkel, Ordinate – Newton, Raumachse – Zeit

Eine sprunghafte Veränderung des Kraftverlaufs findet sich bei C.L. an der entsprechenden Stelle auch bei der Radialkraft. Dies zeigt sich grafisch als ausgeprägter „Vorsprung“ im hinteren Teil des für die Radialkraftgrafiken typischen „Tales“. Die radialen Kräfte sind zu einem gewissen Anteil schwerkraft- und schwingbedingt. Weil dieser Anteil in seiner tatsächlichen Größe bisher nicht bekannt ist, sind die Radialkraftdarstellungen i.a. schwierig zu diskutieren. Charakteristisch ist jedoch das Minimum im Bereich der unteren Umkehrphase. Da es bei A.B. wieder relativ große Seitendifferenzen aufweist und sich beide Pedale gleich schnell bewegen, müssen die muskelkraftbezogenen Anteile an der Radialkraft als nicht unerheblich beurteilt werden. Das zusätzliche lokale Maximum bei C.L. fällt beim Vergleich der beiden Athleten ins Auge. Die beiden dargestellten typischen Verläufe der Radialkraft wurden auch bei weiteren Athleten beobachtet. Bei wechselnder Betrachtung des

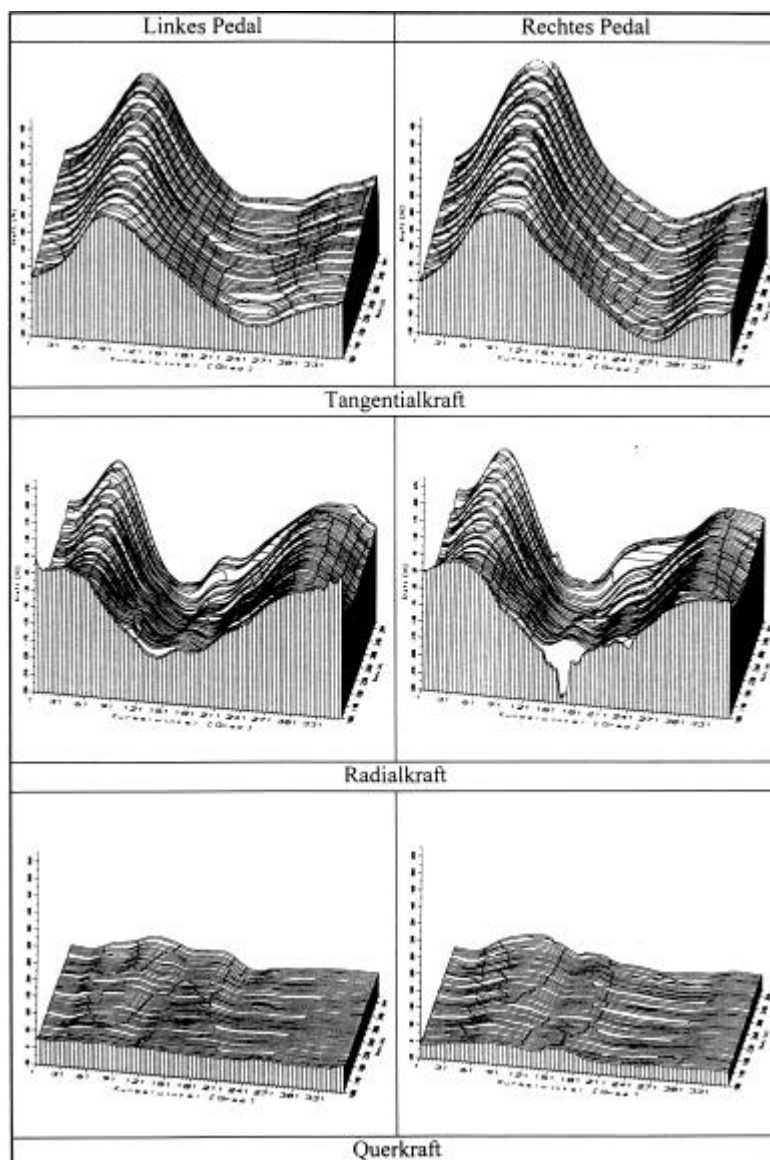


Abb. 4: Pedalkräfte des Athleten A.B. im Stufentest

Echtzeitfeedbacks und der Pedalierbewegung des Probanden fiel auf: Das lokale Maximum der Radialkraft trat in charakteristischer Weise genau bei den Sportlern auf, die in der oberen Umkehrphase eine Dorsalflexion durchführten. Die Querkräfte wiesen bei beiden Athleten einen tangentialkraftähnlichen Verlauf auf. Sie erreichen nur bei den hohen Belastungen Werte zwischen 50 und 75 N.

Trettechnik im Stufentest bei unterschiedlichen Tretfrequenzen

Auf dem Schoberer-Ergometer wurde in Bochum eine Untersuchung an 16 Radsportlern und Triathleten durchgeführt. Die Fragestellung war hierbei:

Wie verändern sich Tretkraftmuster bei gleicher zu erbringender Leistung aber unterschiedlichen Tretfrequenzen?

Die Probanden absolvierten fünf Stufentests (Tretfrequenzen: 35, 50, 70, 90 und 110 U/min) an verschiedenen Tagen in randomisierter Reihenfolge. Die Stufendauer betrug zwei Minuten bei einer Steigerung von 25 W/Stufe. Die Anfangsbelastung betrug 75W. Die biomechanischen Daten wurden mit dem vorhandenen Kraftmesssystem aufgenommen. Betrachtet man den Verlauf der Gesamteffektivität mit steigender Belastung und Tretfrequenz, so fallen drei Phänomene ins Auge (Abb. 5):

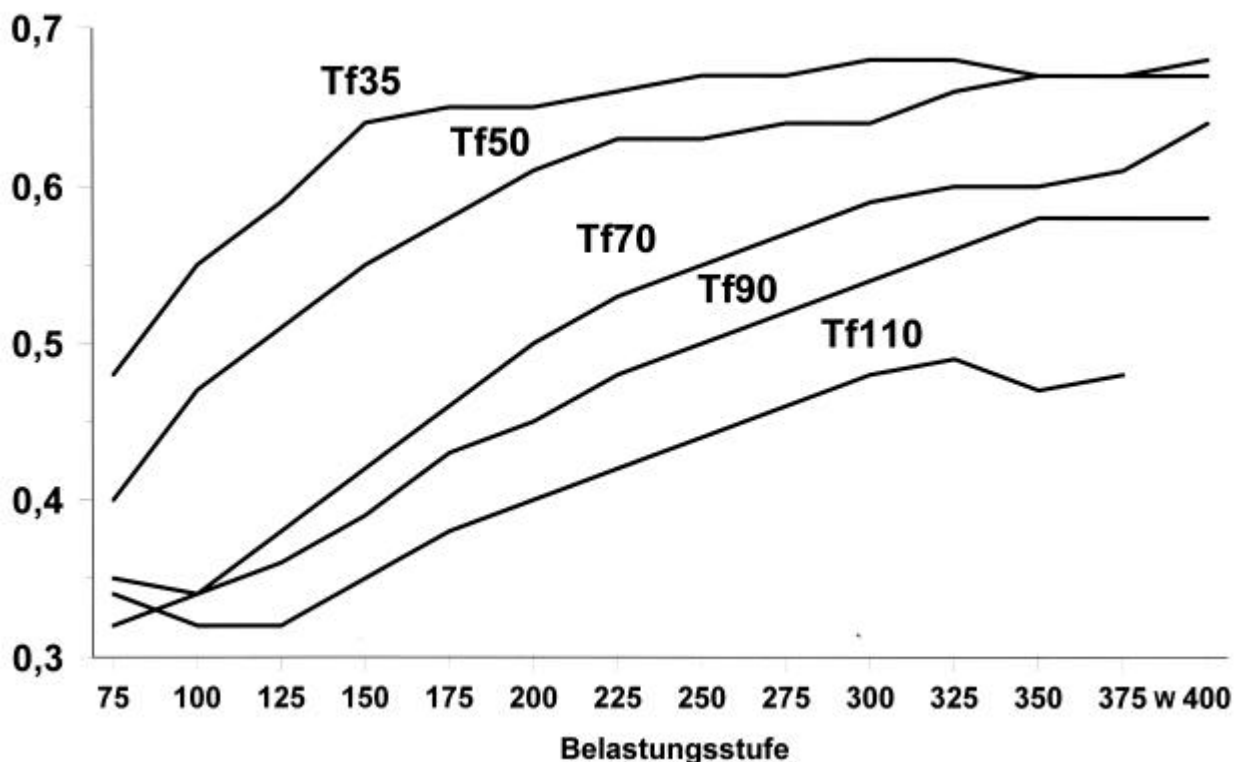


Abb. 5: Effektivität der Tretbewegung in Abhängigkeit von Belastung und Tretfrequenz

1. Mit steigender Tretfrequenz verringert sich die Gesamteffektivität;
2. mit steigender Belastung erhöht sich die Gesamteffektivität;
3. mit steigender Belastung nähern sich die Gesamteffektivitätskurven der verschiedenen Tretfrequenzen an.

Vergleicht man die Werte bei den Tretfrequenzen 35 und 90, so wird bei niedrigen Belastungen (150W-200W) mit 35er Tretfrequenz um 50 % effektiver getreten als bei der 90er Tretfrequenz. Bei höheren Belastungen (350W-400W) beträgt der Unterschied nur noch 15 %. Das heißt, hohe Tretfrequenzen führen zwar zu geringerer Gesamteffektivität der Tretbewegung, dies trifft aber vor allem bei niedrigen Leistungen und weniger bei höheren Leistungen zu. Die Gesamteffektivität bei Tretfrequenz 110 ist kollektivspezifisch dahingehend zu interpretieren, dass die untersuchten Sportler Probleme hatten, eine solch hohe Tretfrequenz überhaupt kontinuierlich zu realisieren. Dies zeigt sich auch darin, dass die Sportler bei dieser Tretfrequenz nicht die gleichen Ausbelastungsstufen wie bei geringeren

Tretfrequenzen erreichten. Hier sind ergänzende Untersuchungen an Bahnradспортlern notwendig, die im Bereich höherer Tretfrequenzen noch entsprechende Belastungen erbringen können.

Zur differenzierten Betrachtung der Trettechnik im Kurbelzyklus lässt sich die Tretbewegung in verschiedene Bewegungsphasen einteilen. Im allgemeinen werden vier 90° -Sektoren unterschieden:

1. Der Bereich des oberen Totpunktes (OT, Sektor 1), in dem vorwiegend Schubkräfte nach vorn in horizontaler Richtung wirken sollen;
2. die Druckphase (DP, Sektor 2), wo hauptsächlich Vertikalkräfte ausgeübt werden;
3. der Bereich des unteren Totpunktes (UT, Sektor 3), in dem wiederum Schubkräfte allerdings nach hinten erzeugt werden sollen;
4. die Zugphase (ZP, Sektor 4), in der aus physikalischer Sicht Vertikalkräfte die Aufwärtsbewegung des Pedals bewirken sollen.

Eine detaillierte Betrachtung der Gesamteffektivität ist möglich, wenn die im jeweiligen Sektor geleistete Tangentialkraft mit der im gleichen Sektor gemessenen resultierenden Gesamtpedalkraft in Relation gesetzt wird. Man spricht hierbei von der sektoriellen Effektivität.

Um zusätzlichen Aufschluss darüber zu erlangen, in welchem Ausmaß der in den einzelnen Sektoren anteilig geleistete Vortrieb am Zustandekommen der Gesamtleistung beteiligt ist, werden die beiden genannten Größen zueinander in Relation gesetzt. Dieser Parameter wird als sektorieller Vortrieb bezeichnet.

Würde die Tretbewegung gemäß dem sog. runden Tritt ausgeführt, d.h. es wäre der gleichmäßige, ausschließlich tangential in Drehrichtung der Kurbel verlaufende Krafteinsatz vorhanden, so müsste die sektorielle Effektivität in allen vier Sektoren den Wert 1 annehmen und der sektorielle Vortrieb in den jeweiligen Sektoren 0,25 betragen.

Betrachtet man den Verlauf der sektoriellen Effektivität bei steigenden Tretfrequenzen (Abb. 5), so fällt auf, dass die Effektivität in der Zugphase die stärksten Veränderungen erfährt. Während bei niedrigen Tretfrequenzen (35 U/min, 50 U/min) vor allem unter höheren Belastungen die Werte der Druckphase fast erreicht werden, ist dies bei Tretfrequenzen über 90 U/min nicht mehr der Fall. Hier ist es den Sportlern nicht mehr möglich, vortriebswirksam, also tangential zur Kurbelstellung zu arbeiten.

Die sektoriellen Effektivitäten in der Druckphase und in den Bereichen des oberen bzw. unteren Totpunktes zeigen sich von verschiedenen Tretfrequenzen annähernd unbeeinflusst. Während im Bereich der Druckphase stets etwa 90 % der eingesetzten Pedalkraft vortriebswirksam ist, wird in den beiden letztgenannten Sektoren mit mittlerer Effektivität

gearbeitet. Grundsätzlich scheint es so zu sein, dass erst ab Belastungen von über 250W sinnvolle Aussagen zur Trettechnik möglich sind, da bei darunter liegenden Belastungen seitens der Sportler offensichtlich gar nicht die Notwendigkeit einer optimalen Kraftumsetzung besteht.

Wie relevant die sektoriellen Effektivitäten für die Erzeugung der aktuellen Vortriebsleistung sind, zeigt sich, wenn man betrachtet, welcher Teil der Gesamtleistung (sektorieller Vortrieb) anteilig in den einzelnen Phasen der Tretbewegung erbracht wird (Abb. 7). Auch hier ist zu beobachten, dass bis 90 U/min zumindest bei hohen Belastungen jeweils ein positiver Beitrag zur Gesamtleistung in den einzelnen Sektoren erbracht wird. Bei 110 U/min wird in der Zugphase über alle Belastungsstufen hinweg zwischen 20 % und 40 % des erzeugten Vortriebs „vernichtet“. Insgesamt ist zu beobachten, dass sich mit zunehmender Belastung die Effektivitätskurven in den Bewegungsphasen einander nähern, d.h. die Vortriebsleistung wird „gleichmäßiger“ im Verlauf der gesamten Kurbeldrehung erbracht.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass höhere Tretfrequenzen zu sinkender Effektivität, vor allem in der Zugphase, führen. Dieser Effekt schwächt sich ab, falls gleichzeitig hohe Leistungen zu erbringen sind. Mit zunehmender Leistung erfolgt die Kraftumsetzung über die gesamte Kurbelumdrehung gleichmäßiger. Ungeklärt ist, ob die relativ niedrige Effektivität bei hohen Tretfrequenzen auf defizitäre Koordinationsmuster des Sportlers zurückzuführen sind, oder beispielsweise lediglich aufgrund der zyklisch bewegten Massen (untere Extremitäten) höhere Zentrifugal- und damit Radialkräfte auftreten.

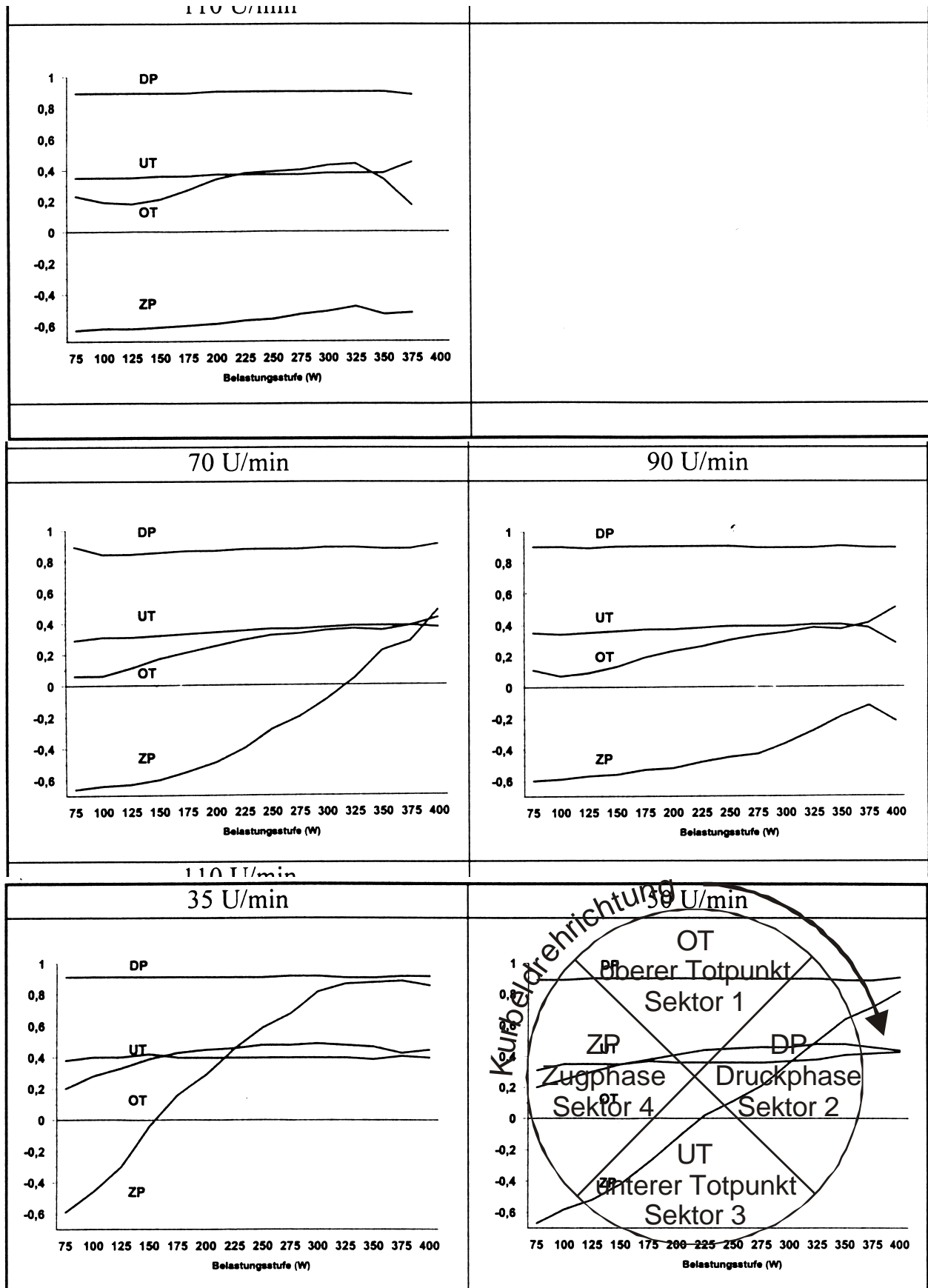


Abb. 6: Sektorielle Effektivität im Stufentest bei verschiedenen Tretfrequenzen

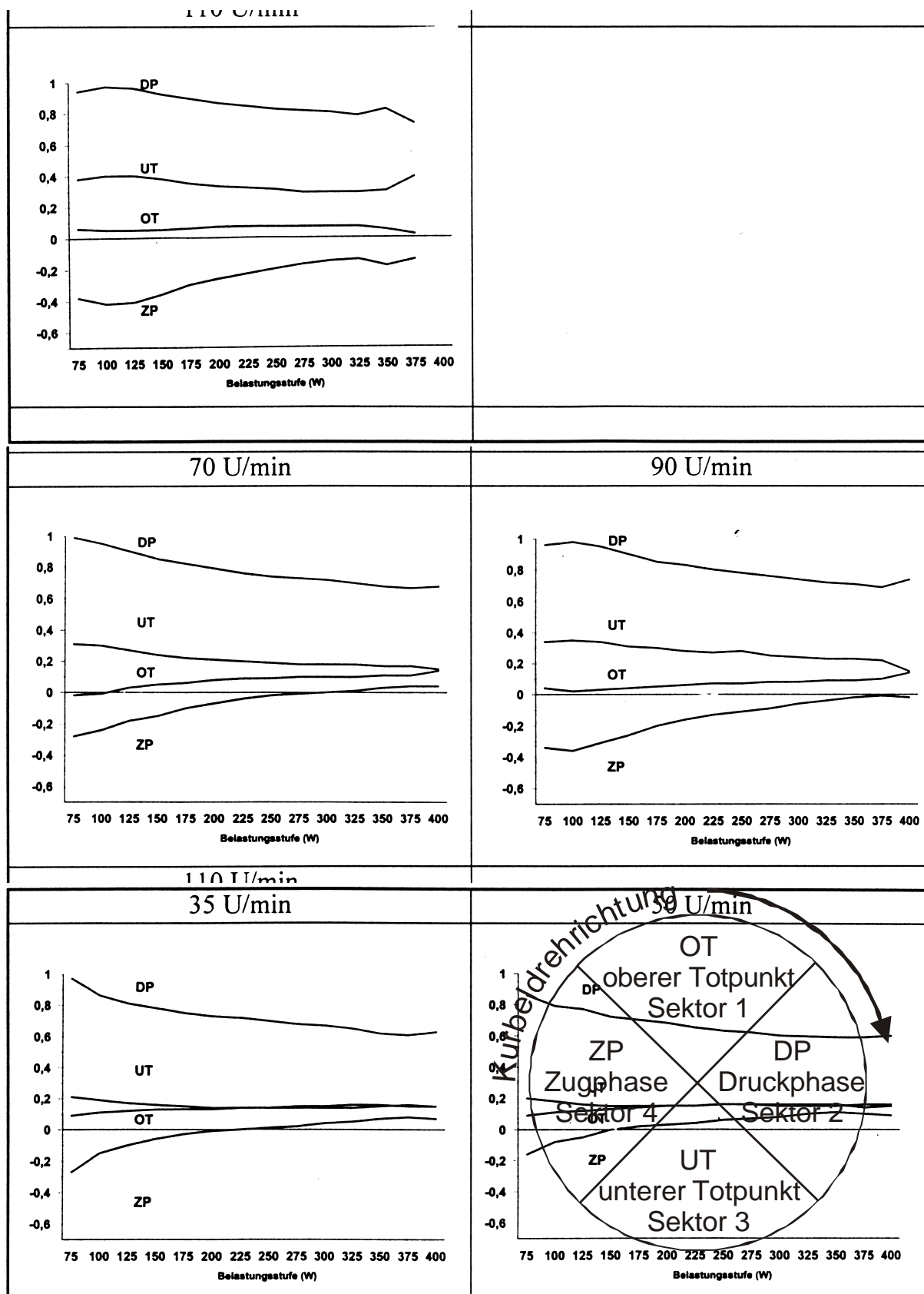


Abb. 7: Sektorieller Vortrieb im Stufentest bei verschiedenen Tretfrequenzen

Querkräfte im Tretzyklus

Die Bewegung der Kurbel beim Radfahren ist, bis auf elastische Verformungen, eindeutig auf die Sagittalebene beschränkt. Aus der Physik ist bekannt, dass Kräfte, die senkrecht zur Bewegungsrichtung eines Körpers ausgeübt werden, keine mechanische Arbeit und damit auch keine mechanische Leistung an diesem verrichten können. Eine triviale Folgerung aus diesen beiden Tatsachen ist die Erkenntnis, dass transversal auf die Pedalen eingeleitete Kräfte keinen Vortrieb beim Radfahren erzeugen.

Die anatomische Konstruktion des Kniegelenks und der das Kniegelenk umfassenden muskulären bzw. sehnigen Strukturen lassen keine willentlichen Bewegungen außer Flexion und Extension und einer geringgradigen Rotation um die Längsachse zu. Dennoch sind durchaus auch Kniebewegungen orthogonal zu der durch Ober- und Unterschenkel definierten Ebene zu beobachten. Diese Bewegungen können u.a. durch eine von vielen Fahrern angestrebte enge Beinführung sowie durch Ausweichbewegungen aufgrund von orthopädischen Fehlstellungen interpretiert werden. Als Folge sind Querkräfte an den Pedalen zu registrieren. Ein willentlich steuerbarer Beitrag von Querkräften auf den Vortrieb ist auszuschließen.

Es wurde eine Untersuchung auf dem Schoberer-Ergometer an 16 Radsportlern und Triathleten durchgeführt. Die Probanden absolvierten fünf Stufentests (2 Minuten/ 25 W) bei 35, 50, 70, 90 und 110 U/min in randomisierter Reihenfolge. Dabei waren folgende Fragen von Interesse: Sind die beim Pedalieren auftretenden Querkräfte mit der aktuellen Leistung bzw. Tretfrequenz korreliert? Erreichen die Querkräfte eine Größenordnung, dass sie in der Modellbildung nicht zu vernachlässigen sind?

Folgende Erkenntnisse konnten gewonnen werden:

- Querkräfte weisen in der Regel nach außen. Innengerichtete Querkräfte kommen nur in der Zugphase und in geringer Größenordnung vor.
- Querkräfte korrelieren in hohem Maße mit den Tangentialkräften ($0,8 < r < 0,9$). Deutlich wird dies auch bei grafischer Veranschaulichung, da die Verlaufsformen von Quer- und Tangentialkräften eine hohe Ähnlichkeit aufweisen.
- Die Querkraft erreicht maximal 20 % des Wertes der aktuellen Tangentialkraft. Darin sind ca. 2-4 % der Tangentialkraft enthalten, die durch die mechanische Verbiegung des Systems Kurbel/Pedal entstehen. Dies wurde in zusätzlichen statischen Eichmessungen festgestellt.
- Die höchsten absoluten Querkräfte treten bei den niedrigsten Tretfrequenzen auf. Sie verringern sich deutlich, wenn die Tretfrequenz in wettkampfrelevante Größenordnungen (80-120 U/min) kommt. Dies erklärt sich auch aus der oben angesprochenen recht engen Koppelung an die aktuelle Größe der Tangentialkraft. Diese ist bei geringer Tretfrequenz notwendigerweise höher, um eine vorgegebene Leistung zu erbringen.

Trettechnikanalyse – Vergleich von Ergometer- und Freifahrtsituation

Gegenstand einer weiteren Untersuchung war der Vergleich von Tretkraftmustern, die auf dem Ergometer und während der Freifahrt gewonnen wurden. Die Untersuchung zur Trettechnik wurde im Rahmen eines Lehrgangs der Deutschen Juniorennationalmannschaft Bahn durchgeführt. Das Testprogramm umfasste die beiden folgenden Testfahrten:

1. *Ergometerfahrt*: Simulation einer Einerverfolgung über 90 Sekunden mit Anfahrt, Vorgabe der Tretfrequenz: 120 U/min
2. *Freifahrt auf der Bahn*: eine Runde (330 m, ca. 20 Sekunden) mit maximaler Geschwindigkeit und fliegendem Start, Übersetzung 53:16

Das Ergometer und das Messrad für die Freifahrt sind mit Messpedalen ausgerüstet, die eine Erfassung der angreifenden Kräfte in allen drei Raumrichtungen ermöglichen. Bei der Freifahrt wird zudem die aktuelle Rahmenneigung erfasst. Die Messdaten werden bei der Außenfahrt via Telemetrie an einen PC übertragen.

Ergometerfahrt

Zur Analyse der Trettechnik bei den Fahrten auf dem Ergometer werden Abschnitte herangezogen, während derer eine annähernd konstante Leistung erbracht wurde. Dies ist notwendig, da die Effektivität mit höherer Leistung und niedrigerer Tretfrequenz zunimmt. Aus diesem Grund muss die Anfangsphase mit der Anfahrt gesondert betrachtet werden. Die Abschnitte mit gleichmäßiger Leistung liegen meist zwischen der 30. und 90. Sekunde. Bei den Ergometerfahrten ergeben sich deutliche Unterschiede zwischen den einzelnen Probanden in Bezug auf die erzielte Leistung [Watt] und die mechanische Effektivität, mit der die jeweilige Leistung erbracht wurde. Die Effektivität gibt an, wie viel Prozent der insgesamt eingesetzten Kraft für den Vortrieb verwendet werden. Die Leistungen bewegen sich zwischen 300 und 500 Watt. Die hierbei erreichten Effektivitäten weisen mit Werten von 30 bis 70 % eine erhebliche Streuung auf, fallen aber im Vergleich mit früheren Untersuchungsergebnissen hoch aus.

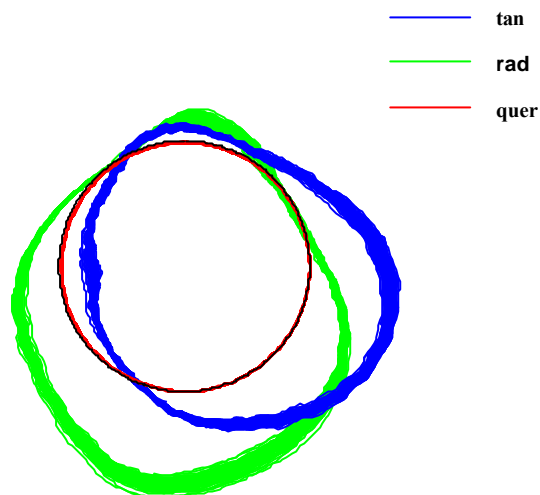


Abb. 8: Ergometerfahrt, Proband 1

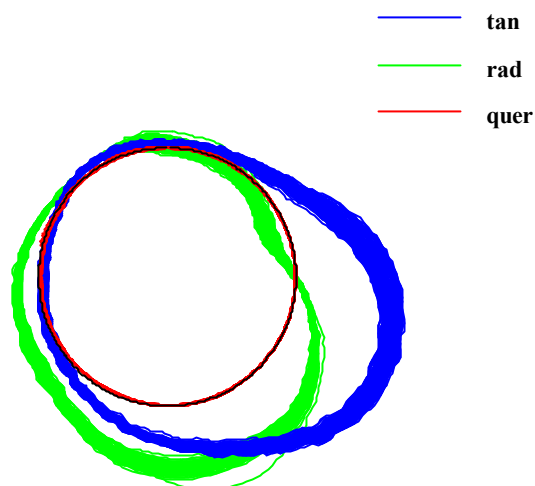


Abb. 9: Ergometerfahrt, Proband 2

Abbildung 8 zeigt eine Fahrt mit relativ niedriger Effektivität von 31 %. Der schwarze Kreis definiert die Nulllinie, auf der die verschiedenen Kraftkomponenten in Abhängigkeit von der Kurbelstellung aufgetragen werden. Im Falle von positiven Kräften werden diese außerhalb des Kreises aufgetragen, bei negativen Kräften entsprechend innerhalb des Nullkreises. Hier wird der vergleichsweise hohe negative tangentiale Kraftanteil (blau) in der Zugphase deutlich, der aus einer unzureichenden Zugbewegung bzw. mangelnder Pedalbelastung resultiert. Die Radialkräfte (grün) sind insbesondere im Bereich des unteren Totpunktes recht hoch. Querkräfte (rot) sind kaum festzustellen.

Eine Fahrt mit sehr hoher Effektivität von 68 % ist in Abbildung 9 dargestellt. Obwohl die maximalen Tangentialkräfte nicht entscheidend von denen aus Abbildung 8 abweichen, wird aufgrund der effektiveren Trettechnik mit ca. 500 Watt gegenüber 310 Watt eine deutlich höhere mittlere Leistung erreicht. Prägnante Kennzeichen dieser effektiveren Trettechnik sind die geringen negativen Tangentialkräfte in der Zugphase, der breite Bereich mit vortriebswirksamen Kräften, die niedrigen Radial- und Querkräfte.

Betrachtet man die Trettechnik im Hinblick auf linkes und rechtes Bein, so können weitgehend ähnliche Bewegungsmuster, aber z.T. auch deutliche Unterschiede beobachtet werden.

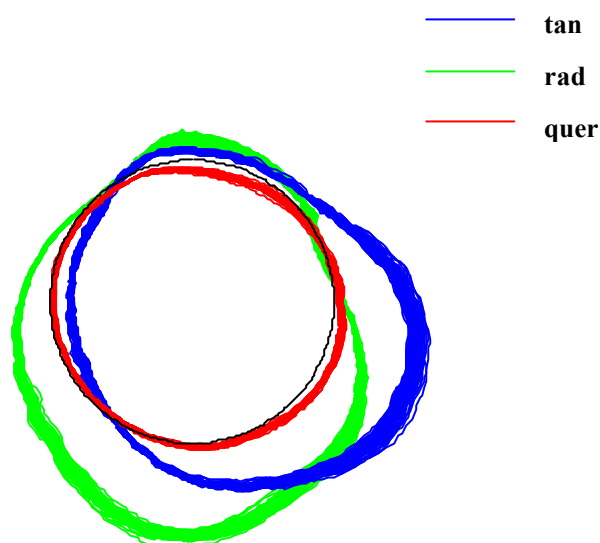


Abb. 10: Ergometerfahrt, Proband 1

Freifahrt auf der Bahn

Bei den Freifahrten auf der Bahn wird zur Beurteilung der Trettechnik lediglich die Runde berücksichtigt, in der mit maximaler Geschwindigkeit gefahren wurde. Die welligen bis gezackten Kurvenverläufe sind auf die Erschütterungen durch Fahrbahnunebenheiten zurückzuführen. Bei der Freifahrt wurden zwar in der Regel höhere Leistungen erzielt als bei den Ergometerfahrten, aber unabhängig davon wird deutlich, dass sich die jeweiligen Trettechniken z.T. erheblich unterscheiden.

Abbildung 10 gibt die Kraftverläufe wieder, die parallel zu den Werten aus Abbildung 8 erhoben wurden, jedoch für das andere Bein. Auch wenn mit beiden Beinen eine individuell geprägte Trettechnik erkennbar ist, so sind doch einige Unterschiede auszumachen. Die negativen Tangentialkräfte in der Zugphase fallen geringer aus, die vortriebswirksamen Kräfte überdecken einen breiteren Bereich, und die Radialkräfte sind insgesamt kleiner. Die Querkräfte sind jedoch etwas größer als in Abbildung 8. Trotz etwa gleichbleibender maximaler Tangentialkräfte ergibt sich damit eine höhere Effektivität (42 %) und mittlere Leistung (165 zu 145 Watt) für diese Seite.

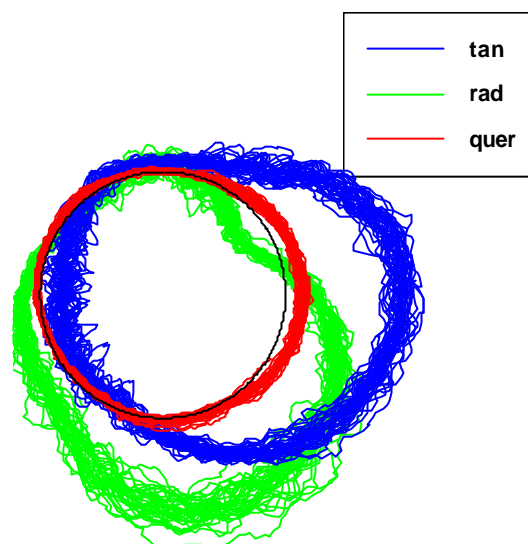


Abb. 11: Freifahrt auf der Bahn, Proband 1

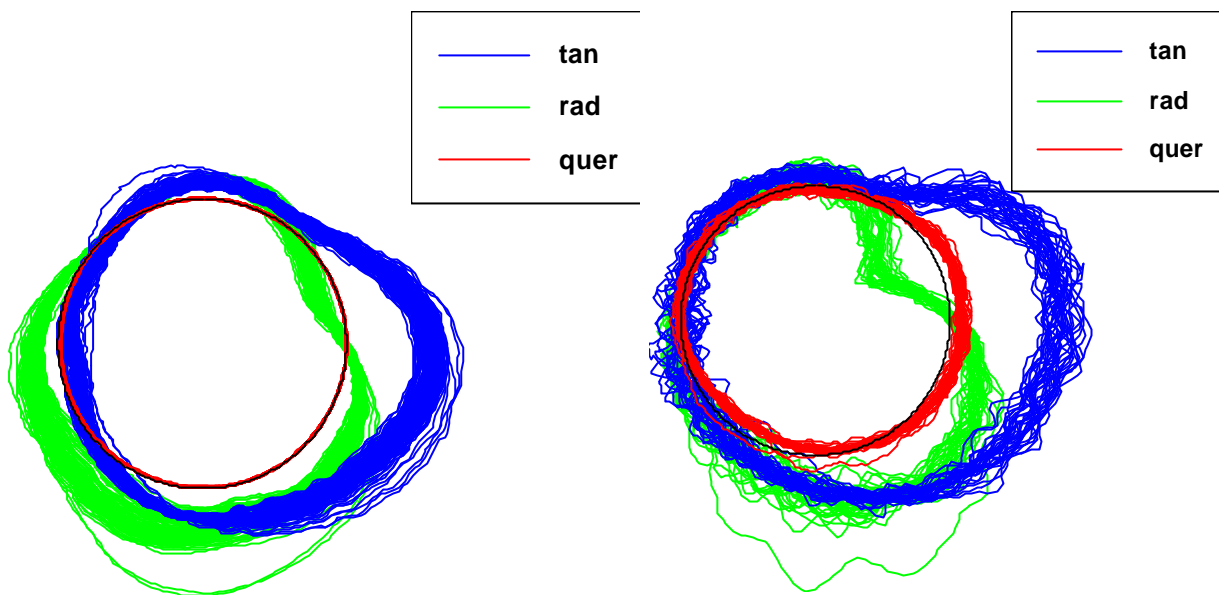


Abb. 12: Ergometerfahrt, Proband 3

Abb. 13: Freifahrt auf der Bahn, Proband 3

Abbildung 11 zeigt die Trettechnik von Proband 1 bei der Freifahrt. Die Querkräfte sind nur geringfügig höher als bei der Ergometerfahrt, obwohl mit etwa 470 Watt eine wesentlich höhere Leistung erbracht wurde. Das Kraftmaximum wird bei den Tangentialkräften erheblich früher erreicht. Die erzielte Effektivität beträgt bei diesem Abschnitt der Freifahrt 50 %.

Deutliche Unterschiede in der Trettechnik zwischen Ergometer- und Freifahrt zeigen sich auch bei Proband 3 (Abbildungen 12 und 13). Auffallend bei der Freifahrt ist die nahezu vollständige Entlastung des Beines in der Zugphase und das frühe Kraftmaximum der Tangentialkräfte. So kann Proband 3 im Mittel in allen vier Phasen des Tretzyklus positive Tangentialkräfte erzeugen. Insgesamt erreicht Proband 3 mit 77 % die höchste Effektivität bei den Fahrten auf der Bahn, bei der Ergometerfahrt beträgt die Effektivität 58 %.

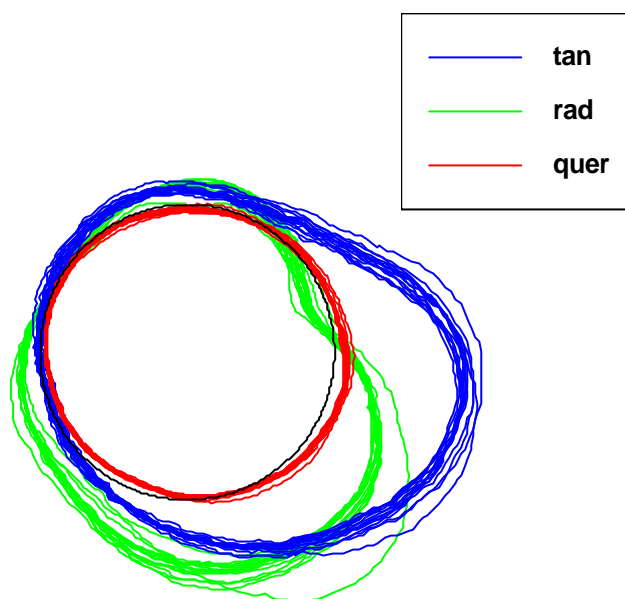


Abb. 14: Ergometerfahrt, Proband 3

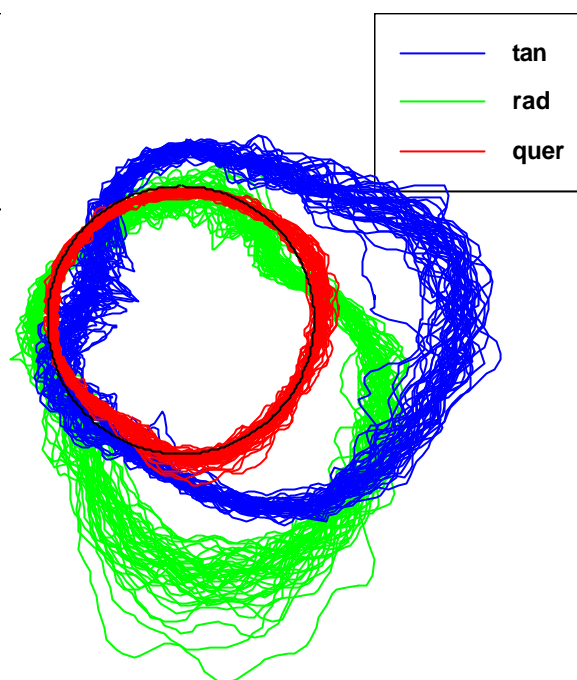


Abb. 15: Freifahrt auf der Bahn, Proband 4

Da Proband 3 bei der Freifahrt mit ca. 580 Watt eine wesentlich höhere Leistung als auf dem Ergometer (320 Watt) erzielt, wird ein kurzer Abschnitt zu Beginn der Ergometerfahrt gesondert betrachtet (Abb. 14). Die hierbei gemessene Leistung (597 Watt) und die Tretfrequenz (121 U/min) sind mit der Freifahrt (116 U/min) vergleichbar. Mit 71 % zeigt sich auch in diesem Abschnitt eine hohe Effektivität. Aus Abbildung 14 wird ersichtlich, dass die in dieser Phase gezeigte Trettechnik zwar derjenigen der Freifahrt näher kommt, wesentliche Unterschiede jedoch erhalten bleiben.

Die höchste Geschwindigkeit von 55 km/h auf der Bahn wurde bei Proband 4 mit einer Tretfrequenzen von 128 U/min gemessen. Die Tangentialkräfte geben bei Proband 4 fast einen rechteckigen Verlauf wieder (Abb. 15), wobei bereits vor dem oberen Totpunkt ein deutlicher Anstieg der positiven Tangentialkräfte zu verzeichnen ist. Zudem kann Proband 4 über einen weiten Bereich des Tretzyklus vortriebswirksame Kräfte erzeugen. Über einen kurzen Abschnitt der Zugphase wird das Bein jedoch nicht vollständig entlastet und die Radialkräfte sind im Bereich des unteren Totpunktes recht hoch. Daher kann mit einer Effektivität von 53 % nicht der Wert von Proband 3 erreicht werden.

Bestimmung von Gelenkmomenten im Tretzyklus beim Radsport

Ein Teilziel des Forschungsprojektes war die Berechnung von Gelenkmomenten und deren Einsatzmöglichkeiten bei verschiedenen Leistungsstufen und Tretfrequenzen aufzuzeigen. In diesem Zusammenhang wurde untersucht, wie sich eine Methodenvereinfachung, nämlich der Verzicht auf eine Kinematikanalyse, in verschiedenen Versuchssituationen auf die

berechneten Momente auswirkt. Die genannten Aufgaben wurden vom Biomechanischen Institut der Sporthochschule Köln bearbeitet.

Für die Analyse der Trettechnik im Radsport stellt die Messung der Pedalkräfte eine entscheidende Größe dar, um genaue Informationen über den Bewegungsablauf zu bekommen. Neben der Beurteilung der Pedalkräfte anhand des mechanischen Optimums, einer möglichst tangentialen Wirkrichtung, ist aber auch ein Verständnis über das Zustandekommen dieses Vortriebs durch die eingesetzte Muskulatur von Bedeutung. Die hierfür zu bestimmenden Muskelkraftmomente werden über ein biomechanisches Modell der unteren Extremitäten bestimmt, wobei die Pedalkräfte zusammen mit der Kinematik der zu beobachtenden Segmente die notwendigen Eingangsgrößen darstellen. Das übliche Verfahren der anthropometrischen Modellbildung stellt ein „Fünfsegmentmodell“ dar, bei dem Ober- und Unterschenkel und der Fuß als starre Körper mit gelenkiger Verbindung angenommen werden. Häufig wird dabei die vereinfachte Annahme eines fixierten Hüftgelenkes gemacht, wodurch sich die Kinematik der unteren Extremitäten aus den Größen des Kurbel- und Pedalwinkels ergibt und somit eine aufwendige Kinematikanalyse entfällt.

Die Untersuchung erfolgte auf dem zur Verfügung stehendem Schoberer-Ergometer, und den in Bochum entwickelten Kraftmesspedalen sowie einem optoelektronischen Verfahren zur Kinematikanalyse (SELSPOT). Die Aufnahme der Daten erfolgte mit einer Frequenz von 200 Hz. Nach umfangreichen methodischen Vorversuchen absolvierten schließlich fünf Radsportler zwei verschiedene Versuchsprotokolle mit wechselnden Leistungsstufen (100 bis 500 Watt) bzw. Tretfrequenzen (60 bis 140 U/min).

Die Ergebnisse zeigten, dass die berechneten Gelenkmomente recht detaillierte Informationen über den Bewegungsablauf des Tretzyklus liefern. Sie stellen die notwendige Voraussetzung dar, um Aussagen über den Muskelkrafteinsatz machen zu können. Dabei ergaben sich wichtige und interessante Ansätze für eine komplexe Leistungsdiagnostik. So zeigten die Versuche mit unterschiedlichen Tretfrequenzen, dass bei gleicher äußerer Leistung deutliche Unterschiede zwischen den Gelenkmomenten festzustellen sind. Die kleinsten und somit als günstig zu bewertenden Momente liegen hier bei einer Frequenz von 80–100 U/min, was Ergebnisse ähnlicher Untersuchungen bestätigen (GONZALES und HULL 1988 und 1989).

Im Rahmen der untersuchten Methodenvereinfachung stellte sich die Annahme eines ortsfesten Hüftgelenkmittelpunktes als kritisch zu beurteilende Fehlerquelle heraus. Mit zunehmenden Leistungsstufen und Tretfrequenzen war bei den meisten Probanden eine horizontale Verschiebung des Hüftgelenkmittelpunktes in Richtung Tretlagerachse zu beobachten. Da die Berechnung der Gelenkmomente sehr empfindlich auf bereits kleine Fehler reagiert, traten in Extremfällen Überschätzungen der Gelenkmomente von bis zu 30 % auf.

4 Diskussion

Weitere Untersuchungen im Rahmen dieses Projektes hatten die Simulation des typischen Belastungsmusters eines Bahnradwettkampfes (4000-m-Mannschaftsverfolgung bzw Einzelverfolgung) auf dem Ergometer bzw. das Training der Trettechnik unter Feedback zum Gegenstand. Die Ergebnisse werden an anderer Stelle beschrieben.

Die hier vorgestellten Untersuchungen haben gezeigt, dass die individuelle Trettechnik wesentlich differenzierter ausgeprägt ist als bislang angenommen wurde. Die vor allem durch die Entwicklung zeitgemäßer, praktikabler Kraftmesspedale in Verbindung mit telemetrischer Datenübertragung geschaffenen Messmöglichkeiten betreffen nicht allein die Differenzierung zwischen verschiedenen Probanden, sondern vor allem auch die zwischen der Freifahrt und der Ergometerfahrt in Abhängigkeit von Leistung und Tretfrequenz. Die größten Streuungen wurden bei folgenden Technikmerkmalen beobachtet:

- ? dem Zeitpunkt des Kraftmaximums der Tangentialkräfte,
- ? der Größe des Bereichs, in dem positive Tangentialkräfte erzeugt werden,
- ? der Entlastung in der Zugphase,
- ? der Höhe der Radialkräfte,
- ? der daraus resultierenden Effektivität,
- ? der Höhe der Querkräfte.

Aufgrund der beobachteten intraindividuellen Unterschiede in der Trettechnik zwischen linkem und rechtem Bein ist dringend davon abzuraten, eine Technikbeurteilung lediglich anhand der Messwerte eines Beines vorzunehmen.

Aufgrund der gewonnenen Erkenntnisse lassen sich folgenden Schlussfolgerungen ziehen:

- ? Die individuelle Trettechnik weist z.T. deutliche Unterschiede zwischen einer Ergometerfahrt und einer Freifahrt auf. Es ist im Weiteren jedoch abzuklären, inwieweit die beobachteten Unterschiede auf die Verwendung einer starren Übersetzung bei der Freifahrt bzw. eines Freilaufs auf dem Ergometer zurückzuführen sind.
- ? Bei Radsportlern sind erhebliche interindividuelle Unterschiede in der Trettechnik zu beobachten, was sich vor allem in der Höhe der Effektivität niederschlägt.
- ? Um die Effektivität der individuellen Trettechnik zu erhöhen, liegt der Einsatz spezifischer Trainingsmaßnahmen nahe.
- ? Im Rahmen einer individuellen Leistungsdiagnostik können Gelenkmomente recht differenzierte und aussagekräftige Informationen über den Tretzyklus liefern. Zukünftige Studien sollten neben der Untersuchung weiterer Variablen, wie der Kurbellänge und der Sitzposition, vor allem eine individuelle Leistungsdiagnostik zum Ziel haben. Ob dabei allerdings auf eine Kinematikanalyse verzichtet werden kann, ist fraglich. Die Fehler, die bei der vereinfachten Berechnung auftreten, sind vermutlich zu groß, um im Hochleistungsbereich geringe Unterschiede im Tretzyklus zu diagnostizieren

Die Umsetzung der gewonnenen Erkenntnisse in die Trainingspraxis und die Routinediagnostik steht noch aus.

5 Literatur

- GONZALES, H.; HULL, M.L.: Bivariate Optimization of Pedaling Rate and Crank Arm Length in Cycling. *J. Biomechanics* 21 (1988), 839-849
- GONZALES, H.; HULL, M.L.: Multivariable Optimization of Cycling Biomechanics. *J. Biomechanics* 22 (1989), 1151-1161
- HENKE, T.: Zur biomechanischen Validierung von Komponenten der Fahrtechnik im Straßenradsport. Dissertation, Potsdam 1993
- KAUTZ, S.A.; HULL, M.L.: A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. *Journal of biomechanics* 2 (1993), 155-165
- MCLEAN, B.; LAFORTUNE, M.: Improving pedalling technique with "real-time" biomechanical feedback. *Excel* 5 (1988), 15-18
- NEPTUNE, R.R.; HULL, M.L.: Accuracy Assessment of Methods for Determining Hip Movement in Seated Cycling. *Journal of biomechanics* 28 (1995), 423-437
- SANDERSON, D.J.: Training with biofeedback. Real-time feedback improves pedalling style. *Bike tech* 6 (1987), 10-13
- SIEBERTZ, K.: Biomechanische Belastungsanalysen unter Berücksichtigung der Leichtbauweise des Bewegungsapparates. Düsseldorf VDI-Verlag (1994) (in Druck)
- SIEBERTZ, K.; HEMEKE, E.; BAUMANN, W.; GRÖNEMEYER, D.; WENTZ, K.: Kernspinresonanztomographie zur Datenerfassung in der Biomechanik. *Biomedizinische Technik* 38 (1993), 81-86
- SUHR, S.: Zur Beurteilung der Fahrtechnik im Straßenradsport – eine empirische Untersuchung an unterschiedlich leistungsfähigen Fahrern zur Erstellung eines differentiellen Analysebogens. Diplomarbeit, Bochum 1992