

Günter Tidow/Klaus Wiemann:

Zur Optimierung des Sprintlaufs – bewegungsanalytische Aspekte*

1. Einführung

Entsprechende Motivation vorausgesetzt, vollzieht sich sportliches Training traditionell auf drei Handlungsfeldern (s. Abb. 1). Alle Anstrengungen dienen letztlich dazu, mit von Sportart zu Sportart unterschiedlicher Akzentuierung die technomotorische, situative bzw. konditionsmotorische Handlungskompetenz auf ein höheres Niveau zu bringen. Durch serielle und systematische Beanspruchung ist es so prinzipiell möglich, die komplexe sportliche Leistung bis zum Ausschöpfen der Adaptationsreserve(n) kontinuierlich zu verbessern. Das ist seit vielen Jahrzehnten so.

Der selbsterteilte Auftrag der Trainingswissenschaft besteht nun darin, die dabei ablaufenden Prozesse ökonomischer und – wenn möglich – effektiver zu gestalten. Um diesem ihre wissenschaftliche Selbständigkeit legitimierenden Anspruch gerecht zu werden, ist es notwendig, Trainern und Aktiven *Optimierungsverfahren* an die Hand zu geben. Deren Entwicklung setzt zwei nacheinander zu vollziehende, unmittelbar ineinandergreifende Arbeitsschritte voraus: Zunächst gilt es, eine Analyse des Anforderungsprofils der Zielsportart bzw. -disziplin zu erstellen. Deren „Erfolgsstruktur“ und damit korrespondierende Leistungsdeterminanten zu identifizieren (ROBINSON 1971) ist das Hauptziel dieses ersten Schrittes (s. Abb. 2).

Der darauffolgende zweite Arbeitsschritt besteht darin, auf der Basis der Ergebnisse des

Eingegangen: 13.4.1994

* Herrn Prof. Dr. Horst de Marées zum Gedenken

ersten eine anforderungsorientierte Leistungsdiagnostik zu konzipieren. Diese ermöglicht es, die relativen Ausprägungsgrade der als leistungsrelevant erkannten Qualifikationsmerkmale präzise zu erfassen. Auf diese Weise lassen sich – im Sinn eines Soll-Istwert-Vergleichs – Stärken nachweisen und Defizite erkennen. Damit wird eine entscheidende Basis für die individuelle Trainingsplanung geschaffen. Ferner können mittels eines differentiellen Diagnostik-Instrumentariums sowohl Wirkungsrichtung als auch Wirkungsgröße verschiedener Trainingsmethoden quantifiziert und zielorientiert bewertet werden. Geht man chronologisch vor, läßt sich der bereits erwähnte wissenschaftliche Anspruch – intersubjektiv überprüfbar optimierungsverfahren für die Trainingspraxis bereitzustellen (BALLREICH/KUHLOW 1975) – zumindest prinzipiell einlösen.

Sind solche Verfahren verfügbar, deren Einsatz auf ein optimales Aufwand-Effekt-Verhältnis aller Trainingsanstrengungen abzielt, versetzt das den Trainer in die Lage, die Leistungsentwicklung seines Schützlings individuell zu steuern. (Wie erfolgreich ein solches Gespinn letztlich sein wird, hängt vor allem vom bislang nur bedingt diagnostizierbaren Entwicklungspotential des Aktiven ab.)

Im folgenden sollen die bisherigen Ausführungen am Beispiel des *Sprintlaufs* verdeutlicht werden.

2. Analyse des sprintspezifischen Aktivierungsmusters

Ausgangspunkt aller Bemühungen, ein möglichst präzises *disziplinspezifisches* Anforderungsprofil zu zeichnen, ist die Überprüfung der Ökonomie und Effizienz der motorischen Lösung in bezug auf das von den sportlichen Regeln vorgegebene Bewegungsziel.

Von den hier angesprochenen *technomotorischen* Anforderungen her liegt beim Sprintlauf insofern eine Besonderheit vor, als der dabei realisierte zyklische Bewegungsablauf nicht erst (mehr oder minder mühsam) erlernt werden muß – wie etwa das Radfahren, Rudern oder Schwimmen –, sondern daß dieser als angeborenes Grundmuster bereits zentral gespeichert ist und seine Ausführung einer ‘natürlichen’ motorischen Programmsteuerung unterliegt.

Diese entwicklungs geschichtlich bedingte Besonderheit macht es wenig wahrscheinlich, daß der auf vielen altgriechischen Vasenmalereien abgebildete ‘Paßlauf’ (s. Abb. 3) von den Sprintern der Antike wirklich als technische Alternative angewendet worden ist. Vielmehr dürfte dieses Phänomen fehlerhafter Darstellung eines vieljährig eigenrealisierten und alltäglich zu beobachtenden Bewegungsablaufs als indirekter Beweis dafür anzusehen sein, daß die in frühester Kindheit stattfindende Ausformung der Lauf-Fertigkeit sich tatsächlich weitestgehend unbewußt vollzieht. Folglich liegt dann auch später beim Erwachsenen keine präzise bzw. detaillierte Bewußtseins-Repräsentanz des mittlerweile hochgradig automatisierten Bewegungsvollzugs vor.

Eine damit zumindest indirekt verbundene weitere Deutungsmöglichkeit der angesprochenen Fehlzeichnungen liegt darin, daß beim Sprintlauf im jeweiligen Umkehrpunkt der Schwungbewegungen die Darbietungszeiten auf wenige Millisekunden begrenzt sind. In Ermangelung fototechnischer Registrierungsverfahren war somit in der damaligen Zeit vermutlich nicht nur die *dynamisch-eigenmotorische* Dimension der Bewegungsvorstellung des Sprintlaufs lückenhaft, sondern es bestand in bezug auf die Bewegungsstruktur wohl auch ein *optisch-statisches Sollwert-Defizit*.

Greift man das auf dem folgenden Kontogramm (Abb. 4) abgebildete ‘moderne Pendant’ auf – es zeigt den Doppelolympiasieger V. Borsow beim Endlauf 1972 in München –, so galt sein Bewegungsverhalten über fast zwei Jahrzehnte hinweg als ‘idealtypisch’. Das lag nicht nur an einer optimalen Ausprägung der einzelnen Phasen, sondern vor allem auch an der scheinbaren Leichtigkeit, mit der er trotz höchster Anstrengung die ‘Kunst der Muskelentspannung’ beim Sprintlauf demonstrierte.

Laufstilstudien von WASER (1985), funktionell-anatomische Analysen von WIEMANN (1986), nicht zuletzt aber Rekorde und Erfol-

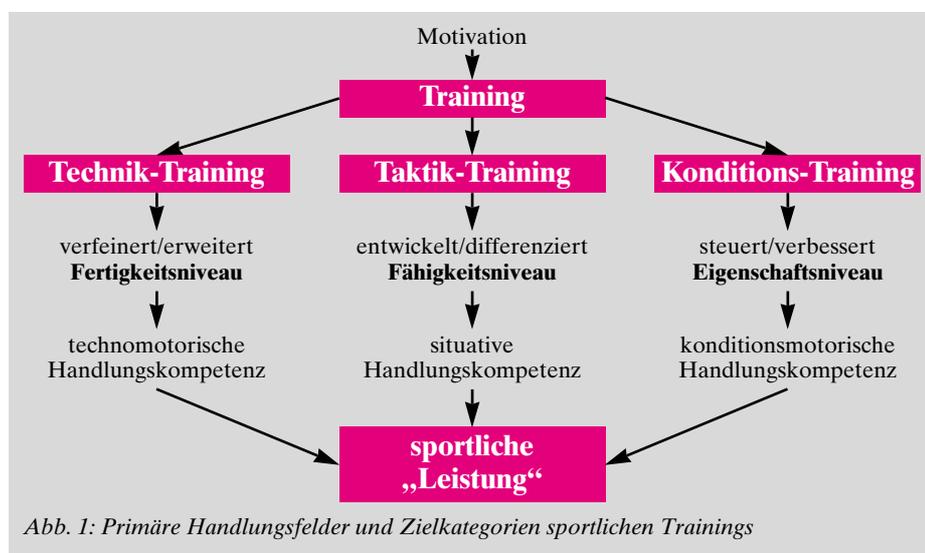


Abb. 1: Primäre Handlungsfelder und Zielkategorien sportlichen Trainings

1 ANALYSE des motorischen Anforderungsprofils der Zielsportart bzw. Zielsdisziplin

- Identifikation von Leistungs-determinanten
- Ermittlung/Entwicklung von Sollwerten
- Eingrenzung von Talentindikatoren
- Aufdeckung der Belastungsspezifika

2 DIAGNOSE der leistungsrelevanten Qualifikationsniveaus durch Testverfahren

- taktisches Leistungsvermögen
- technomotorisches Leistungsvermögen
- konditionsmotorische Leistungsfähigkeit:
 - a) Kraftdimensionen
 - b) Ausdauerdimensionen
 - c) Flexibilitätsdimensionen
 - d) Schnelligkeitsdimensionen



3 STEUERUNG der Leistungsentwicklung durch Optimierungsverfahren

- Belastungsdosierungen
- Belastungsmethoden
- Belastungsmittel

Abb. 2: Chronologie und inhaltliche Struktur des trainingswissenschaftlichen Dreischritts. Trainingshandlungen zur Steuerung der Leistungsentwicklung vollziehen sich erst im letzten Schritt. Die Optimierung dabei eingesetzter Methoden erfolgt graduell durch komparative Effizienz-Analysen. Dabei kommen leistungsdagnostische Tests zur Messung belastungsinduzierter 'äußerer Parameterveränderungen' zum Einsatz. Zur Aufdeckung korrespondierender 'innerer Adaptationsmechanismen' bedarf es interdisziplinärer Kooperation und Hilfe, so (unter anderem) histochemischer und biochemischer wie auch neurologischer, psychologischer, endokrino-logischer und immunologischer Analytik.

ge von Florence Griffith-Joyner (USA) in Seoul 1988 – vgl. Abb. 5 – haben dazu geführt, die grundsätzliche Gültigkeit des 'Borsow-Modells' zu überdenken. Natürlich geht es dabei nicht um eine völlig neue Lauftechnik, vielmehr handelt es sich um Akzentverschiebungen. Diese betreffen primär die Gestaltung der Vorderschwungphase und auch – damit korrespondierend – das Armschwungverhalten.

Auch ein komparativ-analytischer Vergleich (s. Abb. 6) der beiden Technikvarianten macht die angesprochenen Unterschiede bewegungsmorphologisch nur partiell sichtbar. In der dynamischen Gegenüberstellung allerdings, d.h. bei Darbietung der Bewegungsabläufe in Realgeschwindigkeit, tritt die angesprochene unterschiedliche Akzentuierung

deutlich zutage. (Inwieweit diese auch geschlechtsspezifisch beeinflusst ist, darüber kann nur spekuliert werden. So wäre es denkbar, daß eine höhere Trainierbarkeit – und damit eine höhere Leistungsfähigkeit – bestimmter Beinmuskeln ein anderes Bewegungsverhalten quasi unwillentlich hervorbringt. Ähnliche, nicht bewußt intendierte, jedoch den Laufstil prägende Effekte könnten auch von der Wahl der Trainingsinhalte ausgehen.)

Die Abb. 7 versucht, dieses neue Bewegungsmerkmal zu veranschaulichen: Es geht dabei um das sogenannte 'ziehende Laufen'. Hintergrund dieser Akzentuierung der Vorderschwungphase ist die Hypothese WIEMANNs (1986), derzufolge der zweigelenkigen ischiocruralen Muskulatur ein erheblich größerer Anteil am Vortrieb beim Sprintlauf zugemessen werden muß als bisher angenommen. So ging man bislang davon aus – und dieses über Jahrzehnte quasi traditionell –, daß die quadriceps-bezogene Beinstreckkraft (oder -stoßkraft) beim Sprint leistungs-limitierend ist. Muskelmechanische Berechnungen (WIEMANN 1991) machen es jedoch eher wahrscheinlich, daß die Muskulatur der Oberschenkelrückseite – die bei Einnahme relativ stumpfer Arbeitswinkel sowie unter speziellen biomechanischen Bedingungen (wie sie beim Sprintlauf nach dem Beschleunigungsabschnitt gegeben sind) auch kniesticke-Funktion übernimmt (LOMBARDsches Paradoxon) – als Hauptkinetor für den Vortrieb anzusehen ist. Die daraus abzuleitenden Konsequenzen für die Trainingspraxis sind weitreichend. Es lag daher nahe, der hiermit aufgezeigten, keineswegs unumstrittenen Hypothese (HERTER 1986) in einem vom Bundesinstitut für Sportwissenschaft 1992 geförderten Forschungsprojekt¹⁾ detailliert nachzugehen.

Als Methode der Wahl zur Überprüfung dieser Fragestellung bietet sich die Oberflächen-Elektromyographie an. Ihr Einsatz ermöglicht zum einen eine Aufdeckung des bewegungsspezifischen Impulsmusters, zum anderen aber auch eine Aussage über den relativen Aktivierungsgrad/Anstrengungsgrad, den

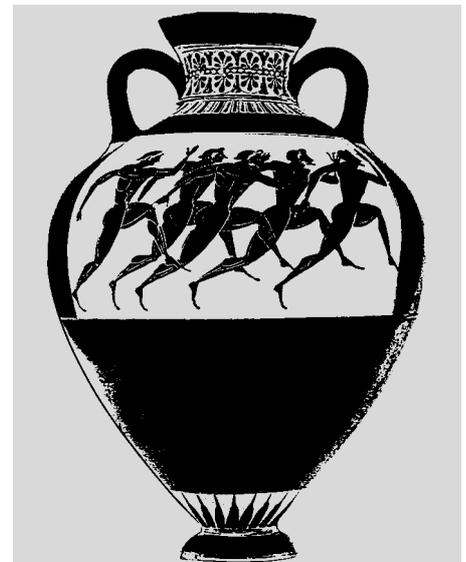


Abb. 3: Sprintwettkampf in der Antike. Das gezeigte 'Paßgang-Element' findet sich auf ca. 60 Prozent aller den Lauf darstellenden altgriechischen Vasenmalereien und Zeichnungen. (Man beachte die augenfällige Hypertrophie der rückseitigen Oberschenkelmuskulatur.)

ein bestimmter Muskel innerhalb eines definierten Bewegungsablaufs zeitbezogen erfährt.

Wie in Abb. 8 gezeigt, wurden 4 relevante Muskeln eines jeden Probanden mit Klebelektroden versehen: der M. vastus medialis (stellvertretend für die Vastus-Gruppe), der M. adductor magnus, die ischiocrurale Muskulatur und der M. gluteus maximus. Die von den Oberflächenelektroden aufgefangenen Muskelaktionspotentiale wurden – zusammen mit den Signalen eines auf den Vorderfußballen geklebten Kontaktgebers zur Registrierung der Stützkontakt-Zeiten – mittels eines an einem Gürtel befestigten Sen-

¹⁾ 'Muskelaktivitätsgrad beim Sprint und Techniktraining'. Projekt Nr. VF 0407/05/15/92

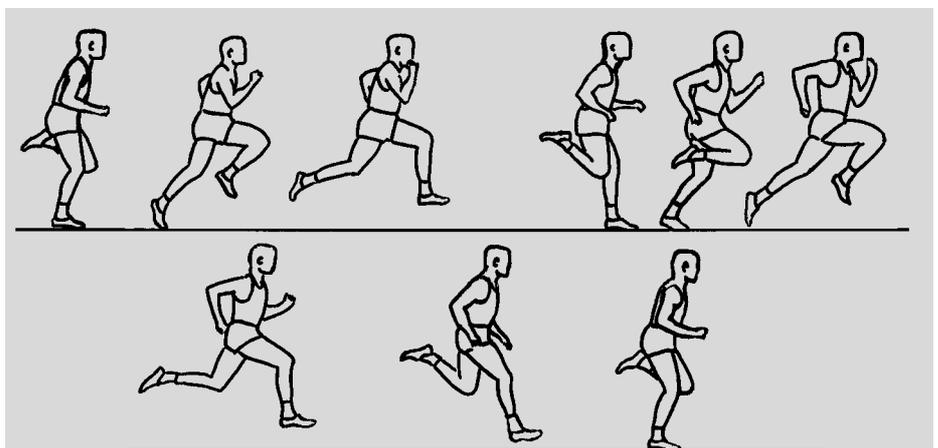
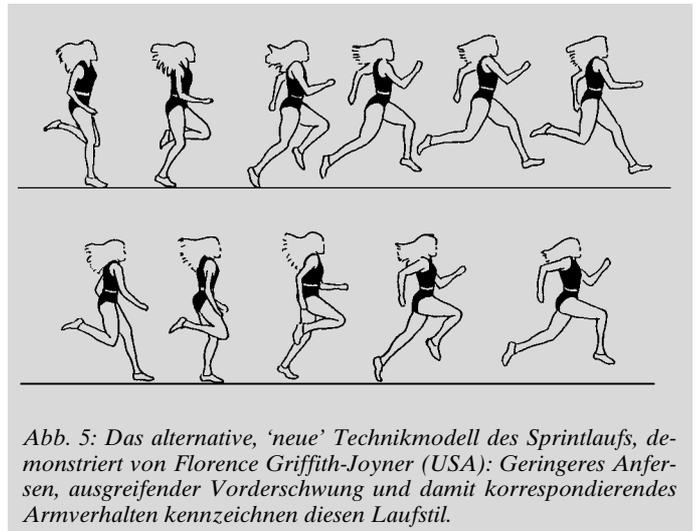


Abb. 4: Der Sprintstil Valeri Borsows (UdSSR/Ukraine). Sein Bewegungsverhalten war Vorbild für den im Technik-Modell des Sprintlaufs (TIDOW 1981) vorgegebenen idealtypischen Bewegungsvollzug.



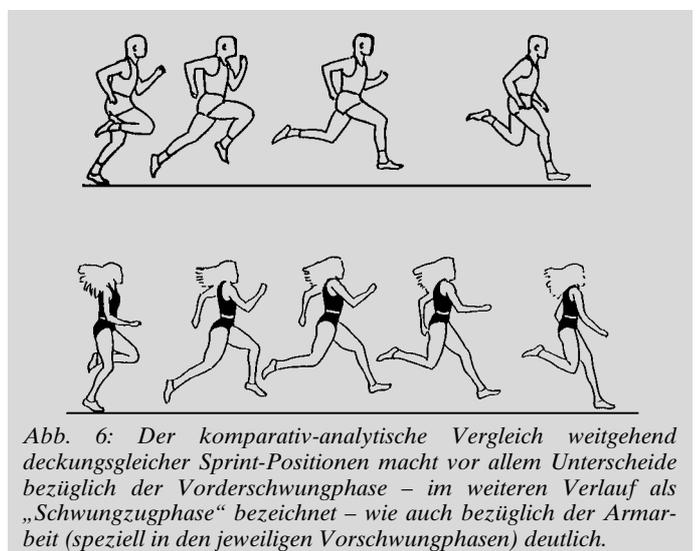
ders telemetrisch übermittelt und via Empfänger und AD-Wandler zur Speicherung an einen PC weitergeleitet.

Nach einer standardisierten Aufwärmphase und nochmaliger Kontrolle des Hautwiderstands im Bereich der Klebeelektroden absolvierten die Probanden – 25 Sportstudenten ohne spezielles Sprintvermögen sowie 12 Sprinter mit einer durchschnittlichen 100 m-Bestzeit von 10,73 s, unter diesen die Deutschen Meister über 100 m und 200 m – den ersten Testabschnitt. Dieser bestand aus 4 isometrischen Maximalkrafttests der genannten Muskeln (s. Abb 9).

Deren elektrische Oberflächenaktivität während dieser maximalen Aktivierung wurde registriert und in einem sogenannten 'Referenz-EMG' zusammengefaßt. Die Verfügbarkeit dieser unter maximalen statischen Bedingungen realisierten Elektromyogramme war die Basis, anhand derer die am selben Tag gezeigte aktuelle sprint-spezifische Belastung – d. h. der relative Ausprägungsgrad der (damit korrespondierenden) Aktivierung derselben Kinetoren – beurteilt werden konnte.

Daraus ergibt sich der zweite Testabschnitt. Hier hatte jede Versuchsperson drei Aufgaben zu bewältigen: Zunächst galt es, nach entsprechendem Anlauf (50 m) EMG-kontrolliert die maximale Sprint-schnelligkeit 'fliegend' zu demonstrieren. Nach Einräumen einer vollständigen Pause war dann ein wettkampfmäßiger Sprintstart aus den Startblöcken gefordert. Dabei wurde die elektrische Aktivität während des Zeitabschnitts zwischen dem 1. und 2. Bodenkontakt des 'beklebten' rechten Beins registriert. Schließlich erfolgte die Aufzeichnung der Muskelaktivität während des Austrudeln nach vollem Sprintlauf.

Abb. 10 gibt exemplarisch das EMG des schnellsten bundesdeutschen 200 m-Sprinters der Jahre 1992 und 1993 wieder. Um die Zuordnung



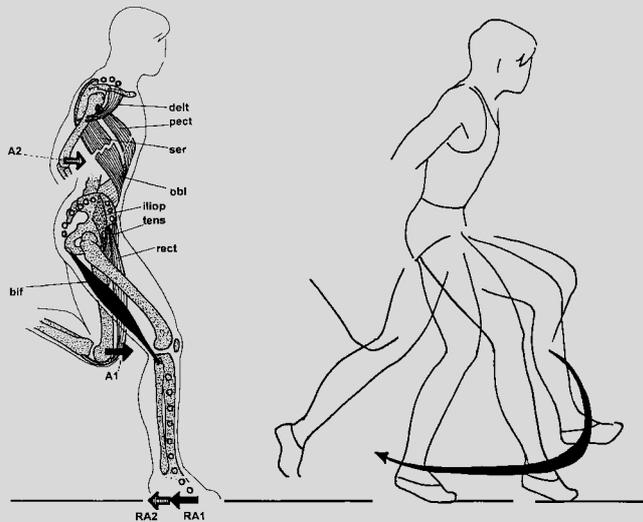


Abb. 7: Akzentuierung der Schwungzugphase durch 'ziehendes Laufen'. Die eingesetzten Schleifen kleiner Kreise symbolisieren in der linken Abbildung den 'Kraftfluß' der Muskelschlingen über knöcherne Übertragungselemente bis auf den Boden.

Legende:

A1, A2 = Schwungaktionen von Arm und Bein; RA1, RA2 = Reaktionskräfte zu A1 und A2; delt. = *M. deltoideus pars clavicularis*; bif. = *M. biceps femoris caput longum*; iliop. = *M. iliopsoas*; obl. = *M. obliquus externus et internus*; pect. = *M. pectoralis major*; rect. = *M. rectus femoris*; tens. = *M. tensor fasciae latae*

zu den jeweiligen Sprintphasen zu ermöglichen, ist oben ein Sprintzyklus (vom Hinter- bzw. Mittelstütz des rechten, myographierten Beins über den Stützkontakt links wiederum zum rechten Bein) dargestellt. Die Stützphasen von ca. 85 ms Dauer sind durch senkrechte Linien von den etwa 135 ms dauernden Flugphasen abgegrenzt. Die gepunkteten Senkrechten innerhalb der 'Fenster' symbolisieren hypothetisch die jeweilige Grenze zwischen Vorderstütz und Hinterstütz des rechten Beins.

Generalisierend ist festzustellen, daß ein Vergleich der Aktivierungsmuster von Sprintern und 'Nicht sprintern' keine gravierenden gruppenspezifischen Unterschiede zeigte. Auch dieses Ergebnis bestätigt die eingangs angesprochene These einer beim schnellen Laufen gegebenen, hochgradig automatisierten und unbewußt abgerufenen Impulsfolge. Punktuell soll im folgenden auf einige EMG-Besonderheiten bzw. -Auffälligkeiten eingegangen werden.

① Grundsätzlich ist beim 'Lesen' des EMGs zu berücksichtigen, daß

- die Abgabe der Kontraktionsspannung vom Muskel auf den passiven Bewegungsapparat bzw.
- der Spannungsaufbau der serien-elastischen Elemente des Muskels sowie
- die Überwindung der Trägheit der zu bewegendem Gliedmaßen

dem elektrischen Geschehen an der Muskelfasermembran um 10 bis 50 ms 'nachhinkt' (WINTER/BROOKES 1991). Diese zeitbezogene Wirkungsverschiebung soll in Abb. 10 durch horizontale Streifen unter dem Impulsmuster des jeweiligen Muskels hypothetisch verdeutlicht werden.

② Auch unter Berücksichtigung dieser elektromechanischen Verzögerung ('EMD' = electromechanical delay) fällt auf, daß die Hauptaktivierung sowohl des *M. gluteus max.* als auch der *Mm. ischiocrurales* weit vor der Stützphase erfolgt. Damit ist impliziert, daß die Beschleunigung des betreffenden Beins in der Vorderschwungphase vor Aufnahme des jeweiligen Bodenkontakts als Hauptakzentphase bzw. -arbeitsphase anzusehen ist. Diese Schlußfolgerung entspricht insofern den Befunden von AE u.a. (1992), als diese Autoren eine Korrelation zwischen der 'Back swing velocity' - also der in bezug zum Rumpf rückwärtsgerichteten Geschwindigkeit des betreffenden Fußes kurz vor dem Bodenkontakt - und der Sprintgeschwindigkeit, nicht aber eine solche zwischen Kniestreckgeschwindigkeit und Sprintzeit feststellten. Berücksichtigt man die orthodoxe Lehrmeinung, derzufolge beim phasenverschmolzenen Sprintlauf der Stütz als Kernphase gilt, so kommt diesem Befund weitreichende Bedeutung zu.

Zusätzliche Unterstützung erfährt dieser Interpretationsansatz noch dadurch, daß der *M. vastus med.* - neben einer Aktivitätsphase im Vorderschwung zwecks Vorbereitung des Stützfassens - während des Bodenkontakts nur innerhalb der Vorderstützphase eine elektrische Aktivität zeigt. Diese dient offenbar zur Sicherung der Kniewinkelposition unmittelbar bei Kontaktaufnahme. In der Hinterstützphase hingegen, die allein zum Abstoßen - und damit zum Vortrieb - genutzt werden könnte, wird keine elektrische Aktivität des *Vastus* sichtbar. Da jedoch im identischen Zeitintervall die ischiocrurale Muskulatur aktiviert ist, kann dies als Indiz dafür gewertet werden, daß deren Aktivität ausreicht, die für die Erzeugung des Vortriebs notwen-

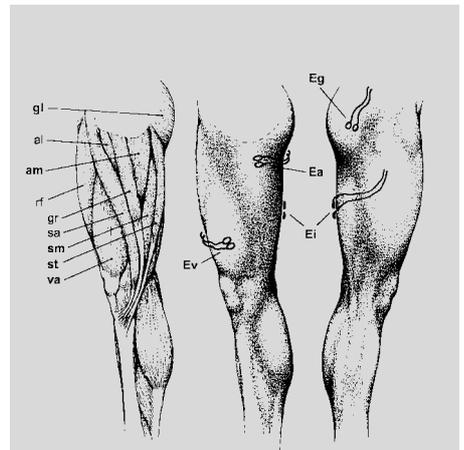


Abb. 8: Positionierung der vier Klebe-Elektroden am Bein der Versuchspersonen auf dem *Gluteus* (Eg), dem *Adductor magnus* (Ea), den *ischiocruralen* Muskeln (Ei) und dem *Vastus medialis* (Ev)

Legende:

al. = *M. adductor longus*; am. = *M. adductor magnus*; gl. = *M. gluteus maximus*; gr. = *M. gracilis*; rf. = *M. rectus femoris*; sa. = *M. sartorius*; sm. = *M. semimembranosus*; st. = *M. semitendinosus*; va. = *M. vastus medialis*

dige Hüftstreckung (während des Vorderschwungs und Stützes unter Mithilfe des *Gluteus*) und Kniestreckung (während des Hinterstützes) zu garantieren.

③ Als bemerkenswert erscheinen ferner die - zumindest auf den ersten Blick - relativ lan-

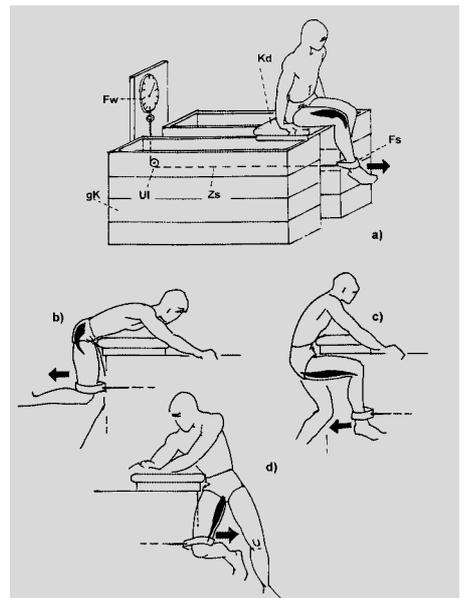


Abb. 9: Stationen und Positionen für die maximalen isometrischen Kontraktionen ('MVC') des *Vastus medialis* (a), des *Gluteus* (b), der *ischiocruralen* Muskeln (c) und des *Adductor magnus* (d)

Legende:

Fs. = Fußschlaufe; Fw. = Dynamometer; gK. = großer Turnkasten; Kd. = Kasten-deckel; Ul. = Umlenkrolle; Zs. = Zugseil (Stahl)

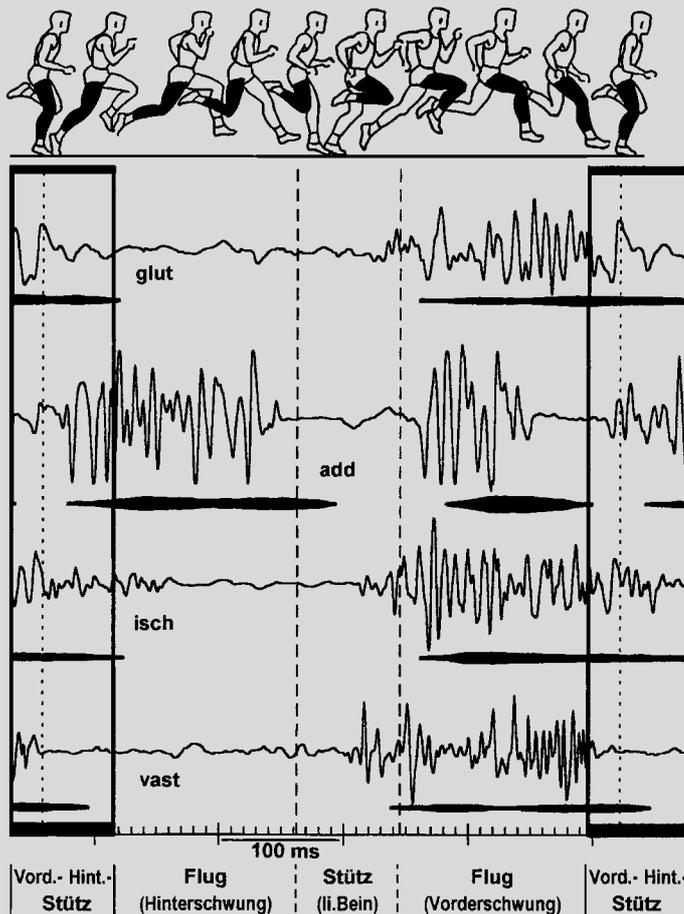


Abb. 10: EMG von vier Muskeln des Deutschen Meisters über 200 m beim vollen Sprintlauf. Ganz oben ist die elektrische Oberflächen-Aktivität des *M. gluteus max.* wiedergegeben, darunter folgen diejenigen des *M. add. magnus*, der ischiocruralen Muskeln sowie – ganz unten – die des *M. vastus medialis*. Myographiert wurde das rechte Bein innerhalb des hier abgebildeten Sprintzyklus (= ein Doppelschritt). Die jeweils unterhalb der Myogramme – etwas nach rechts versetzt – eingezeichneten Horizontalstreifen berücksichtigen eine elektro-mechanische Verzögerung von ca. 40 ms. Die unterschiedliche Breite symbolisiert die verlaufsbezogene Intensitätsvariation der elektrischen Aktivität.

gen Zeiträume, innerhalb derer den erfaßten Muskeln keine neuronale Aktivierung zufließt. Die daraus resultierenden Entspannungsphasen sind allerdings zweigeteilt, weil erst nach dem vollständigen Abklingen der zuvor realisierten Kontraktionskraft ein wirklicher „Entspannungszustand“ erreicht wird. Einer möglichst schnellen Entspannungsdynamik kommt insofern große Bedeutung zu, als diese Voraussetzung dafür ist, daß trotz hoher Schrittfolgen jeder Muskel und die ihn aktivierenden Motoneurone zumindest kurzzeitig eine Durchblutungs- bzw. Regenerationsphase erhalten. Zusätzlich sorgt die hier zutage tretende antagonistische Hemmung für optimale Arbeitsbedingungen des jeweils aktivierten Agonisten (CAROLAN/CAFARELLI 1992). (Dieser müßte sonst nicht nur die Trägheit des zu beschleunigenden Körperteils überwinden, sondern zusätzlich auch noch den durch Kontraktion erhöhten Dehnungswiderstand des Gegenspielers.)

4 Relativ kurze Entspannungsphasen zeigt allein der *M. add. magnus*. Dieser ist offenbar in einer Doppelfunktion aktiv: Innerhalb der

Schwungzugphase fungiert er synergistisch als Hüftstrecker, innerhalb der Schwunghubphase – beginnend schon mit dem Ausschwingen (bei nunmehr anderer Position der Oberschenkellängsachse) – wiederum synergierend als Hüftbeuger (s. Abb 11). Die elektromyographischen Befunde lassen vermuten, daß diesem Muskel eine 'Zügel-Funktion' – im Sinne einer Sicherung des Beibehaltens einer vertikalen Bewegungsebene des jeweils stützlosen Beins – zugesprochen werden kann (WIEMANN/TIDOW 1994). (Bei dieser Modellvorstellung übernimmt der *M. add. magnus* bei der Hüftstreckung den Innenzügel, um die abspreizende und außenrotierende Wirkung des den Außenzügel bildenden *M. gluteus* zu neutralisieren. Entsprechend könnte der Adductor magnus bei der Hüftbeugung in der Schwunghubphase synergierend mit dem *M. tensor fasciae latae* und dem *M. rectus femoris* kompensatorisch fungieren.)

Bezieht man die während des Sprintlaufs registrierte elektrische Aktivität der einzelnen Kinetoren auf den relativen Ausprägungsgrad der beim isometrischen Maximalkraft-

test ermittelten elektrischen „Referenz-Aktivität“, so zeigen – im vorliegenden Beispiel – zwei Muskeln eine deutlich *supramaximale* Aktivierung (s. Abb. 12): zum einen der *M. gluteus max.*, zum anderen die ischiocrurale Muskulatur. Die in jeweils 23 ms-Intervallen errechneten mittleren maximalen EMG-Werte machen deutlich, daß vor allem die ischiocrurale Muskulatur weit vor Aufnahme des Stützkontakts – zur Ausführung des Schwungzugs – einen akzentuierten Kontraktionsbefehl erhält. (Bemerkenswert erscheint ferner, daß auch der Adductor magnus bei vielen Probanden zwei supramaximale Aktivierungsphasen aufweist (WIEMANN/TIDOW 1994). Daß die zeitlich erste davon dem Schwunghub zuzuordnen ist, unterstreicht die Bedeutung des schnellen Kniehubs beim Sprintlauf.)

Ob die auf der Basis des Referenz-EMGs nachgewiesene überproportionale Aktivierung der elektromyographierten Muskeln nun deren relative Überbeanspruchung signalisiert, ob unter dynamischen Bedingungen (und dabei auftretenden schnellen Dehnungen) höhere Frequenzen freigesetzt oder aber zusätzlich höherrangige motorische Einheiten rekrutiert werden – die bei statischer Arbeitsweise gegebenenfalls sogar gänzlich inaktiv bleiben –, läßt sich bislang nicht endgültig beantworten.

Gesichert erscheint, daß der relative Ausprägungsgrad der elektrischen Aktivität bei maximaler neuronaler Aktivierung von der gegebenen Gelenkwinkelstellung wesentlich beeinflusst wird (THEPEAU-MATHIEU u.a. 1988, KITAI/SALE 1989). Damit konnte das Phänomen der *Wirkungsspezifität* des isometrischen Krafttrainings (JONES u.a. 1989) – mit größtem Zugewinn an Maximalkraft im Bereich der Trainings-Winkelstellung (durch neuronale Adaptation) – überzeugend geklärt werden. Wie HERZOG u.a. (1990) am *M. quadriceps fem.* nachwies, kommt (kraftbezogen) aufgrund unterschiedlicher Faserlängen der einzelnen Köpfe auch noch der Einfluß des mit der Winkelstellung kovariierenden Aktin-Myosin-Überlappungsgrads hinzu. Danach zeigt der *M. vastus med.* seine maximale Zugkraft bei ca. 100 bis 115 Grad. Diese generalisierende Aussage berücksichtigt jedoch vorliegende interindividuelle Faserlängendivergenzen nicht. Da aus Standardisierungsgründen recht schnell zu reproduzierende, nicht aber exakt sprintspezifische Arbeitswinkel bei den isometrischen MVC-Tests vorgegeben wurden (s. Abb. 9), ist damit ein Erklärungsansatz für die beobachtete supramaximale Aktivität (beim Sprintlauf mit gegebenenfalls stumpferen/anderen Arbeitswinkeln) aufgezeigt.

Vergleicht man die relative elektrische Aktivität beim *fliegenden Sprint* mit derjenigen, die beim *Sprintstart* registriert wurde (s. Abb. 12), so tauschen die *Mm. ischiocrurales* und der *M. vastus med.* die Rangplätze! Gemeinsam mit dem *M. gluteus max.* wird beim *Start* nunmehr die Vastusgruppe überproportional aktiviert. Die Höhendifferenz zwischen den durchgezogenen Linienzügen und den Gipfeln der schraffierten Flächen macht die unterschiedlichen Aktivitätsgrade dieser Kinetoren deutlich. Berücksichtigt man die spitzen Arbeitswinkel im Hüft- und Kniegelenk

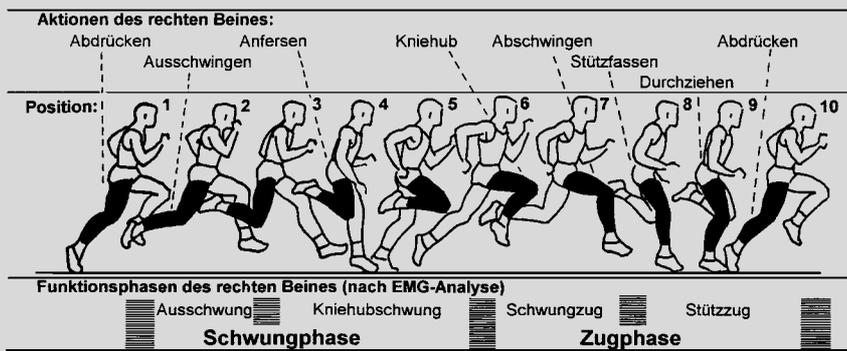


Abb. 11: Terminologische Neustrukturierung des Sprintlaufs auf funktioneller Basis: Nach der 'Ausschwingphase' (Positionen P2 bis P3) beginnt die aktive Hüftbeugung des (geschwärtzten) rechten Beins. Dieser Abschnitt wird als 'Schwunghubphase' bezeichnet (Positionen P3 bis P6). Die dann einsetzende Hüftstreckung entspricht der 'Schwungzugphase' (Positionen P7 bis P8). Diese mündet fließend in die 'Stützflugphase' (Positionen P8 bis P10) ein. Deren Dauer entspricht der Bodenkontaktzeit. (Modifiziert nach WIEMANN/TIDOW 1994)

sowie die (gegebenenfalls akzentuierte) Sprintvorlage während des positiven Beschleunigungs-Abschnitts, so erscheint dieser Befund, der eine funktionelle Dominanz der Strecksehne impliziert, durchaus plausibel. Findet diese Anforderung in der individuellen Ausprägung der (Knie)Streckkraft keine Entsprechung – wie z. B. bei C. Lewis, der nach eigener Aussage Maximalkrafttraining wie etwa Kniebeugen ablehnt –, so wird das intuitive Bemühen, einen spitzen Startwinkel zu meiden und gleich aus den Blöcken bei relativ aufrechter Körperhaltung 'aus der Hüfte heraus' zu beschleunigen, aufgrund der 'natürlichen' Leistungsbilanz des Beuger-Strecker-Verhältnisses funktionell nachvollziehbar. (Ob ein solcher Standpunkt möglicherweise vorhandene Reserven unerschlossen läßt, bleibt Spekulation. In jedem Fall darf bei manchen 'Hallenspezialisten' eine ausgeprägte Streckerdominanz – neben einer gegebenenfalls prozentual größeren Typ II-Fraktion – vermutet werden.)

Versucht man, die bisherigen Aussagen zusammenzufassen, so können die vorgelegten Befunde dahingehend interpretiert werden, daß sie eine 'Duplizitätstheorie der Sprintlaufs' (TIDOW 1991) stützen: Während im ca. 30 bis 35 m währenden Startabschnitt die Strecksehne unter voller Integration der Vastusgruppe leistungsdeterminierend ist, kommt es mit bzw. nach dem Aufrichten aus der Sprintvorlage zu einem Funktionswechsel. Nun übernehmen die Hüftstrecker, allen voran die ischiocrurale Muskulatur, bezüglich des Vortriebs die Hauptarbeit. Daraus folgt, daß beim 100 m-Sprint 65 bis 70 Prozent der Gesamtstrecke eher von diesen Kinetoren maßgeblich getragen werden.

3. Abschließende Bemerkungen

In der Einführung zu diesem Beitrag wurde darauf verwiesen, daß es zur Entwicklung von Optimierungsverfahren für die Trainingspraxis zuvor zweier nacheinander zu vollziehender, ineinandergreifender Arbeitsschritte bedarf. Sind im ersten Schritt durch Analyse des Anforderungsprofils die „Erfolgsdeterminan-

ten“ einer Zielsportart bzw. -disziplin identifiziert, kann im zweiten eine spezifische Leistungsdiagnostik konzipiert werden. Konkret bedeutet dies, daß die hiermit ausschnitthaft vorgelegten bewegungsanalytischen Befunde bei der Auswahl leistungsrelevanter Testverfahren zu berücksichtigen sind. Die Darstellung entsprechender (sprintspezifischer) leistungsdiagnostischer Aspekte und daraus abzuleitender trainingspraktischer Folgerungen bleibt der nächsten Ausgabe von „Leistungssport“ vorbehalten.

Literatur

AE, M./ITO, A./SUZUKI, M.: The men's 100 meters. *New Studies in Athletics* 7 (1992), 1, 47-52.
BALLREICH, R./KUHLOW, A.: Trainingswissenschaft

– Darstellung und Begründung einer Forschungs- und Lehrkonzeption. *Leistungssport* 5 (1975), 2, 95-100.
CAROLAN, B./CAFARELLI, E.: Adaptations in coactivation after resistance training. *J. Appl. Physiol.* 73 (1992), 3, 911-917.
HERTER, H.: Leserbrief zu „WIEMANN, K.: Die Muskelaktivität beim Laufen“ (in: *Leistungssport* 16 [1986], 4). *Leistungssport* 16 (1986), 6, 36.
HERZOG, W./ABRAHAMSE, S./TER KEURS, E.: Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model. *Pflügers Archiv* 416 (1990), 113-119.
JONES, D.A./RUTHERFORD, O.M./PARKER, D.F.: Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Quart. Journal of Experimental Physiology* 74 (1989), 233-256.
KITAI, T. A./SALE, D. G.: Specificity of joint angle in isometric training. *Eur. J. Appl. Physiol.* 58 (1989), 744-748.
ROBINSON, S. B.: Bildungsreform als Revision des Curriculum. Berlin 1971.
THEPAUT-MATHIEU, C./van HOECKE, J./MATON, B.: Myoelectrical and mechanical changes linked to length specificity during isometric training. *J. Appl. Physiol.* 64 (1988), 1500-1505.
TIDOW, G.: Modell zur Technikschiulung und Bewegungsbeurteilung in der Leichtathletik. *Leistungssport* 11 (1981), 4, 264-277.
TIDOW, G.: Trainingswissenschaftliche Aspekte des leichtathletischen Zehnkampfs. Habilitationsschrift Ruhr-Universität Bochum 1991.
WASER, J.: Zum Techniktraining beim Laufen. *Leistungssport* 15 (1985), 1, 34-38.
WIEMANN, K.: Die Muskelaktivität beim Laufen. *Leistungssport* 16 (1986), 4, 27-31.
WIEMANN, K.: Präzisierung des LOMBARDSchen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint. *Sportwiss.* 21 (1991), 4, 413-421.
WIEMANN, K./TIDOW, G.: Die Adduktoren beim Sprint – bisher vernachlässigt? *Die Lehre der Leichtathletik* (1994), 7, 15-18 und (1994), 8, 15-18.
WINTER, E. M./BROOKES, F. B. C.: Electromechanical response times and muscle elasticity in men and women. *Eur. J. Appl. Physiol.* 63 (1991), 124-128.

*

Die Autoren

Privatdozent Dr. Günter TIDOW
Prof. Dr. Klaus WIEMANN

Anschrift: PD Dr. Günter Tidow, c/o Ruhr-Universität Bochum, Fakultät für Sportwissenschaft, Stiepelers Str. 129, 44780 Bochum

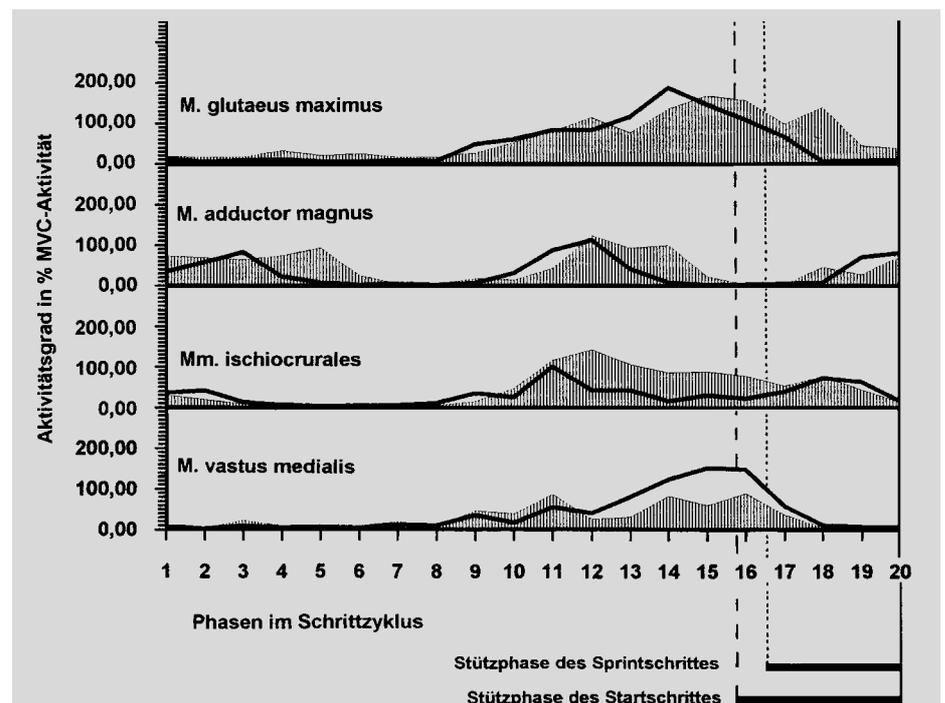


Abb. 12: Vergleichende Darstellung des Aktivitätsgrades (in Prozent der MVC-Aktivität) der untersuchten Muskeln (s. Abb. 10) im Verlauf eines Schrittzklus beim fliegenden Sprint (schraffierte Flächen) und während des ersten Laufschrutts nach dem Start (fette Linie)