

# Der Einfluss der Beweglichkeit des oberen Sprunggelenkes auf das Laufverhalten

**Björn Gustafsson\*, Michael Siewers\*\*, Arne Tesch\*\*\*: Zeigen Läufer mit einer messbar eingeschränkten Dorsal-/Plantarflexion auch unter Laufbelastung ein geringeres Bewegungsausmaß im oberen Sprunggelenk? Stehen diese Beweglichkeitseinschränkungen in Verbindung mit einer verminderten Flexibilität laufspezifischer Muskelgruppen? Und wie wirkt sich ein vermindertes Bewegungsausmaß im oberen Sprunggelenk auf die Schrittlänge aus? Diese Fragestellungen werden in der vorliegenden Arbeit untersucht.**

Ziel dieser Untersuchung war es, herauszufinden, ob sich bei einer eingeschränkten Beweglichkeit im oberen Sprunggelenk (OSG) das Lauf- und Abrollverhalten beim Laufen auf dem Laufband ändert. Vor diesem Hintergrund wurde die an dieser Untersuchung teilnehmende Probandengruppe hinsichtlich ihres laufspezifischen Leistungsniveaus, ihres Bewegungsaus-

|            | Alter (Jahre) | Größe (m)   | Gewicht (kg) |
|------------|---------------|-------------|--------------|
| Mittelwert | 29            | 1,80        | 75,3         |
| SD         | 4,09          | 0,06        | 7,54         |
| Range      | 22 – 36       | 1,69 – 1,97 | 60 – 90      |

Tabelle 1 Anthropometrische Daten des Gesamtkollektivs (n = 40).

maßes im oberen Sprunggelenk und ihrer Dehnfähigkeit der beim Laufen beteiligten Muskelgruppen der Beine unterteilt. Maßgeblicher Schwerpunkt der Fragestellung war die Beurteilung der Parameter Schrittlänge und Gelenkwinkel von Knie und OSG.

Besonders Laufsportler neigen aufgrund des spezifischen Belastungsmusters zu einer funktionellen Verkürzung der Muskulatur im Bereich der unteren Extremität (Wang et al., 1993; Steinaecker et al., 2001). In bisher durchgeführten Studien wurde immer wieder die Beziehung zwischen Beschwerden respektive Verletzungen des Stütz- und Bewegungsapparates, vor allem der Achillessehne und einer verminderten OSG-Beweglichkeit aufgezeigt. Hierbei kann eine unzureichende Dehnbarkeit, insbesondere des M. triceps surae, als Auslöser für das verringerte Bewegungsausmaß gelten (Haglund-Akerlind & Eriksson, 1993; Kaufman et al., 1999; Segesser et al., 1995). Außerdem vermuteten Milliron & Cavanagh (1990), dass eine verkürzte Wadenmuskulatur eine eingeschränkte Dorsalflexion im OSG unter Belastung bewirke und somit Einfluss auf die Schrittlänge habe.

## Ausgangsbedingungen und Methodik

Insgesamt wurden für diese Studie 40 männliche Probanden herangezogen. Angesichts der unten aufgeführten anthropometrischen Daten sowie eines durchschnittlichen BMI (body mass index: Körpergewicht in Kilogramm dividiert durch die Körpergröße in Meter zum Quadrat) von  $22,97 \pm 1,57$  kann die Stichprobe als homogen eingestuft werden (Tabelle 1).

Alle Probanden gaben an, in ihrer Freizeit Laufsport zu betreiben. Von den

40 untersuchten Probanden gaben 25 Laufen, beziehungsweise Triathlon als Hauptsportart an. Die übrigen fünfzehn Probanden betrieben andere Sportarten. Die sportliche Betätigung lag bei allen Probanden im Wochendurchschnitt bei  $8,1 \pm 4,3$  Stunden. Der laufspezifische Trainingsstreckenumfang lag im Durchschnitt bei  $29 \pm 15,5$  Kilometer pro Woche.

Das gesamte Probandenkollektiv wurde in Abhängigkeit von der Fragestellung jeweils dreimal in zwei verschiedene Subkollektive unterteilt:

- Erstens fand die Unterteilung nach sportartspezifischen Gesichtspunkten in zwei Subkollektive mit einem Kollektiv von Läufern beziehungsweise Triathleten (LT) und einem Kollektiv von Ausübenden anderer Sportarten (AS) statt.
- Zweitens wurde zum Zwecke der Ermittlung des Laufverhaltens bei eingeschränkter Beweglichkeit im OSG jeweils ein Subkollektiv von Läufern mit verminderter OSG-Beweglichkeit (OSGV) und ein Subkollektiv mit Läufern normaler OSG-Beweglichkeit (OSGN) gebildet. Bei dem Subkollektiv OSGV beträgt die, nach Neutral-0-Methode (Fußsohle rechtwinklig zur Unterschenkelachse) bestimmte OSG-Dorsalflexion weniger als  $20^\circ$ . Im Gegensatz dazu beträgt die OSG-Dorsalflexion des OSGN-Subkollektivs  $20^\circ$  und mehr. Diese Einteilung erfolgte gemäß Kapandji (1992) und Debrunner (1988) für Richtwerte des normalen Bewegungsausmaßes. Die

\* currex GmbH, Kiel

\*\* Institut für Sportmedizin der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

\*\*\* Kriwat GmbH, Kiel

## ZUSAMMENFASSUNG

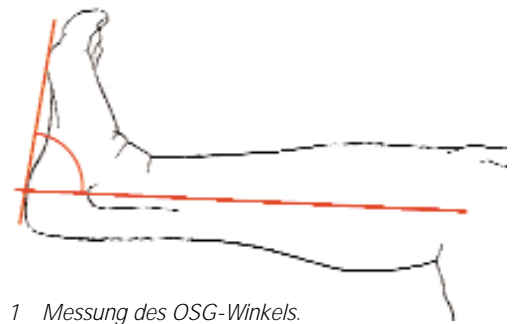
Die vorliegende Studie befasst sich mit der Frage, ob eine reduzierte Beweglichkeit im oberen Sprunggelenk (OSG) einen Einfluss auf das Lauf- und Abrollverhalten beim Laufen auf dem Laufband hat. 40 männliche Probanden wurden in drei Untergruppen unterteilt, und diese wiederum in mehrere Subkollektive: zum einen wurde nach sportartspezifischen Gesichtspunkten differenziert, zum anderen wurde auf die Ermittlung des Laufverhaltens bei eingeschränkter Beweglichkeit im OSG abgestellt und schließlich wurde unter Einbeziehung des Bewegungsausmaßes die laufspezifische Muskulatur untersucht. Die OSG-Beweglichkeit wurde gemäß Kendall nach der Neutral-0-Methode mit einem Standard Goniometer bestimmt. Bei der Messung der OSG-Dorsalflexion mussten die Probanden das Knie der betreffenden Extremität beugen. Die Ermittlung der muskulären Flexibilität erfolgte ebenfalls nach den Vorgaben Kendalls. Die Laufbewegung der Probanden wurde seitlich von einer Videokamera aufgezeichnet. Die Aufnahmen erfolgten 12 Kilometer pro Stunde eine Minute nach Erreichen der Versuchsgeschwindigkeit. Gemäß Gustafsson wurde die Laufbewegung in Lande-, Stütz-, Abstoß- und Schwungphase unterteilt und die jeweilige Zeitdauer ermittelt. Das Ergebnis der Auswertung bestätigt nicht, dass lauftrainierte Sportler ein anderes Laufverhalten haben. Es zeigten sich jedoch Beziehungen zwischen einer verminderten Beweglichkeit des oberen Sprunggelenks und einer verkürzten Muskulatur hinsichtlich laufspezifischer Parameter.

Prüfung der Dorsalflexion erfolgte gemäß Wirth (1992) bei gebeugtem Kniegelenk, um die Zugwirkung des zweigelenkigen M. gastrocnemius auszuschalten, (Abb. 1).

- Drittens wurden unter Einbeziehung des Bewegungsausmaßes der laufspezifischen Muskulatur jeweils zwei Subkollektive mit muskulär verringerter Dehnbarkeit (MDV) und mit normaler muskulärer Flexibilität (MDN) gebildet. Hierbei wurde die Funktionsweise der von Tittel (2000) dargestellten Streck- und Beugeschlingermuskulatur zugrunde gelegt. Für das MDV-Subkollektiv wurde eine muskuläre Dehnbarkeit als „verringert“ befunden, die unterhalb der in der Literatur angegebenen Normwerte liegt. Diese betragen nach Kendall (1998) für den M. iliopsoas als eingelenkigen Hüftflexor 80°. Als zweigelenkigem Hüftflexor gilt für den M. rectus femoris ein normales Bewegungsausmaß von 215° über das Hüft- und Kniegelenk. Für die ischiocrurale Muskulatur mit

dem eingelenkigen M. biceps femoris caput breve und den zweigelenkigen M. semimembranosus, M. semitendinosus und M. biceps femoris caput longum gilt als normale Dehnfähigkeit ein Bewegungsausmaß von 220°. Nach Kendall (1998) wird zur Bestimmung der Dehnfähigkeit zweigelenkiger Muskeln das Bewegungsausmaß über beide beteiligten Gelenke addiert, z. B. M. rectus femoris: 80° Hüftflexion + 135° Knieflexion = 215° Gesamtbewegungsausmaß (siehe dazu Abbildungen 2 – 4).

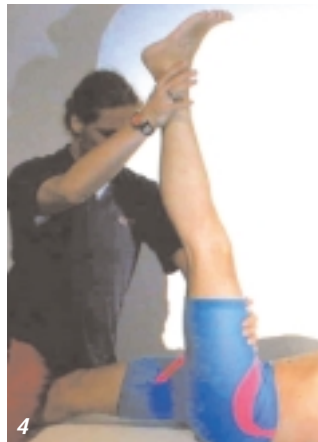
Grundvoraussetzung für die Teilnahme an dieser Studie war eine Verletzungsbeziehungsweise Beschwerdefreiheit bei Lauf- und Gehbelastung, um Ergebnisverfälschungen durch Schonhaltungen ausschließen zu können. Die Probanden mussten durch vorheriges Training an ein Laufband gewöhnt sein und ausreichende Bewegungserfahrungen mit diesem Gerät besitzen. Operationen im Bereich der unteren Extremität mussten länger als vier Monate zurückliegen.



1 Messung des OSG-Winkels.

### Versuchsaufbau Laufband

Für die Untersuchung wurde ein Laufband der Firma Callis mit einer Bandbreite von 50 Zentimeter und einer belaufbaren Länge von 155 Zentimeter verwendet. Die Bandgeschwindigkeit konnte stufenlos von 0 bis 4,9 m/s geregelt werden. Das Aufsetzen der Füße beeinflusste die eingestellte Geschwindigkeit nur minimal, was durch die von einem Gleichstrommotor erzeugte Motorleistung von 1 kW gewährleistet wurde. Die Oberflächenlamellen hatten eine Härte von Shore 55, was etwa der



2 Testung der muskulären Flexibilität des M. iliopectus.

3 Testung der muskulären Flexibilität des M. rectus femoris.

4 Flexibilitätstestung der ischiocruralen Muskulatur.

Dämpfung eines harten Waldbodens entspricht.

Die Probanden wurden von einer seitlich stationierten Videokamera aufgenommen. Diese Kamera vom Typ Sony DCR-VX 1000E wies eine Bildfrequenz von 50 Hertz und eine Belichtungszeit von 1/1000 Sekunden auf. Die Kamera befand sich im rechten Winkel zur Laufrichtung mit einem Abstand von 3,5 Meter zum Aufnahmeobjekt.

Um die kurzen Belichtungszeiten zu gewährleisten, wurde die Lauffläche des Bandes durch zehn Halogen-Dampfleuch-

ten mit einer Leistung von je 200 Watt beleuchtet. Sieben dieser Leuchten waren in einer U-förmigen Anordnung über dem Laufband, zwei seitlich des Bandes und eine Leuchte direkt hinter dem Laufband angebracht, (Abb. 5).

#### Versuchsaufbau und -durchführung

Zur Ermittlung der Beweglichkeit im OSG und der muskulären Flexibilität in der linken unteren Extremität wurden die Probanden zunächst gebeten, sich in Rückenlage auf eine Liege zu bege-

ben. Gemäß Kendall (1998) wurde die OSG-Beweglichkeit durch die Neutral-0-Methode mit einem Standard Goniometer der Firma Bauerfeind bestimmt. Bei der Messung der OSG-Dorsalflexion wurden die Probanden aufgefordert, das Knie der betreffenden Extremität zu beugen. Die Ermittlung der muskulären Flexibilität von M. rectus femoris, M. iliopsoas und Mm. ischiocrurales erfolgte ebenfalls gemäß der Vorgaben Kendalls (1998), (Tabelle 2).

Die Referenzpunkte (Abb. 6) wurden lediglich auf der linken Beinachse

#### Referenzpunkte

- 1 Trochanter major (Hüfte)
- 2 Condylus lateralis (Knie)
- 3 Malleolus lateralis (Außenknöchel)
- 4 Tuber calcanei (Ferse)
- 5 Phalanxgrundgelenk des 5. Zehenstrahls kleiner Zeh

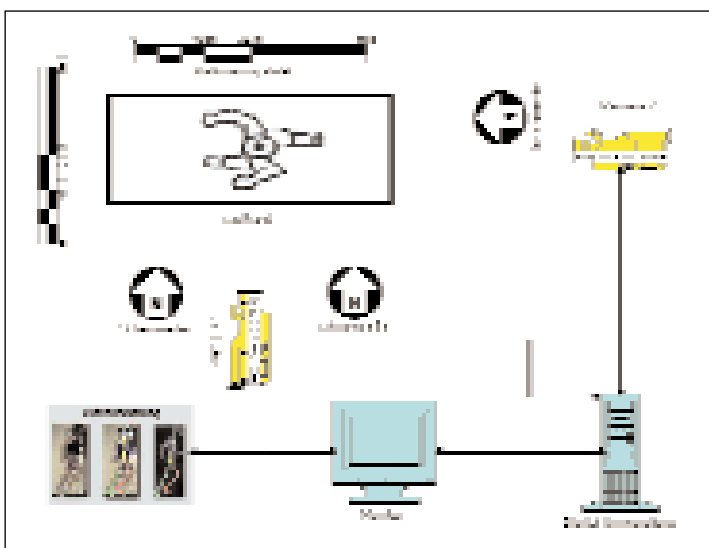


Tabelle 2 + Abb. 6 Referenzpunkte (Strichdarstellung in SIMI° Motion 6.0).

markiert. Die Abtastreihenfolge erfolgte gemäß der Spezifikationsdatei in Simi°Motion 6.0 entlang der sagittalen Beinachse auf dem Trochanter major als dem imaginären Gelenkdurchstoßpunkt der Hüfte, dem Kniekompromissdrehpunkt nach Nietert (1975), dem Epicondylus lateralis femoris, dem Malleolus lateralis fibulae (Außenknöchel), dem lateralen Tuber calcanei (Fersenbein) sowie an dem Zehengrundgelenk des fünften Zehenstrahls (kleiner Zeh).

Die Messungen wurden in dem Bewegungslabor der Kriwat GmbH in Kiel durchgeführt. Um Störgrößen bei der Datenaufnahme möglichst gering zu halten, erfolgte der Versuchsablauf nach einem einheitlichen Schema.

Zu Beginn der Untersuchung wurden die anthropometrischen Daten ermittelt und die Ergebnisse der Beweglichkeitstests der linken Seite auf einem Datenblatt erfasst. Im Anschluss daran wurde das linke Bein des Probanden markiert. Nach einer kurzen Einweisung wurde das Laufband gestartet, und der Proband bekam zunächst eine fünfminütige Eingewöhnungsphase bei einer Geschwindigkeit von acht Kilometern pro Stunde (2,2 m/s). Hierdurch sollte ein Abbau von eventuellen Unsi-



5 Versuchsaufbau Laufband.

cherheiten auf dem Laufuntergrund gewährleistet sowie das Aufwärmen der leistungsrelevanten Muskulatur erreicht werden. Bei dieser relativ langsamen Laufgeschwindigkeit war mit einem Ermüdungseffekt in dieser Aufwärmphase nicht zu rechnen. Danach wurde die Laufbandgeschwindigkeit auf zwölf Kilometer pro Stunde (3,3 m/s) erhöht.

Die Aufnahmen erfolgten eine Minute nach Erreichen der Versuchsgeschwindigkeit über einen Zeitraum von fünf Sekunden. Der Proband bekam zu keiner Zeit der Aufnahme Hinweise zur Korrektur der Lauftechnik. Nach dem Versuch wurden die Aufnahmen auf Aufzeichnungsfehler untersucht.

### Erfassung und Auswertung der Daten

Mit Hilfe der Simi°Motion 6.0 – Software wurden die auf der Festplatte des Dualen Pentium III (800 KHz) als Avi-Dateien gespeicherten und digitalisierten Videobilder weiter bearbeitet. Zur Bestimmung der Koordinaten der einzelnen Referenzpunkte wurden die Markierungen aus der Videoaufzeichnung mit Hilfe der besagten Software von Simi – Programmvorgang Datenerhebung – digitalisiert. Dazu wurde jeweils eine Spezifi-

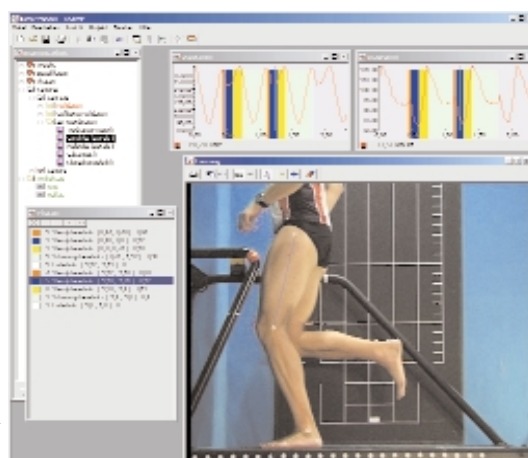
kationsdatei für die Körpermarkierung und eine für das Bezugssystem der Kalibrierung als Muster angelegt. Diese enthielten die genaue Reihenfolge und die Bezeichnung der Referenzpunkte. Die Spezifikationsdatei definierte dabei die für die Bewegungsanalyse relevanten Bildpunkte (Referenzpunkte) und deren Verbindungen. Die Beziehungen der Segmente untereinander wurden durch Winkel festgelegt. Hierbei wurden die abzutastenden Bildpunkte definiert. Zur Auswertung und Darstellung der Messgrößen wurden mit Simi°Motion 6.0 die zu untersuchenden kinematischen Größen betrachtet und verglichen.

Anhand der Punkt-Spezifikation der Referenzpunkte erfolgte die automatische Erkennung nach der festgelegten Reihenfolge. Die daraus resultierenden Punktdateien rechnete der Computer anhand des Passpunktsystems in Realkoordinaten um. Unter Verwendung der 2-D-Rohdaten wurden sämtliche kinematische Größen, wie Gelenkwinkel von OSG und Knie, berechnet.

Mit Hilfe der Simi°Phaser-Datei wurde die Laufbewegung gemäß Gustaffson (2000) in Lande-, Stütz-, Abstoß- und Schwungphase unterteilt und die jeweilige Zeitdauer ermittelt (Tabelle 3).

| Phase        | Merkmal  |
|--------------|--|
| Landephase   | Zeitpunkt des ersten Bodenkontakts (Ferse oder Vor-/Mittelfuß) bis zum vollen Bodenkontakt des Fußes |
| Stützphase   | Ende der Landephase bis zum Abheben der Ferse  |
| Abstoßphase  | Ende der Stützphase bis zum letzten Bodenkontakt des Vorfußes  |
| Schwungphase | Ende der Abdruckphase bis Beginn der Landephase  |

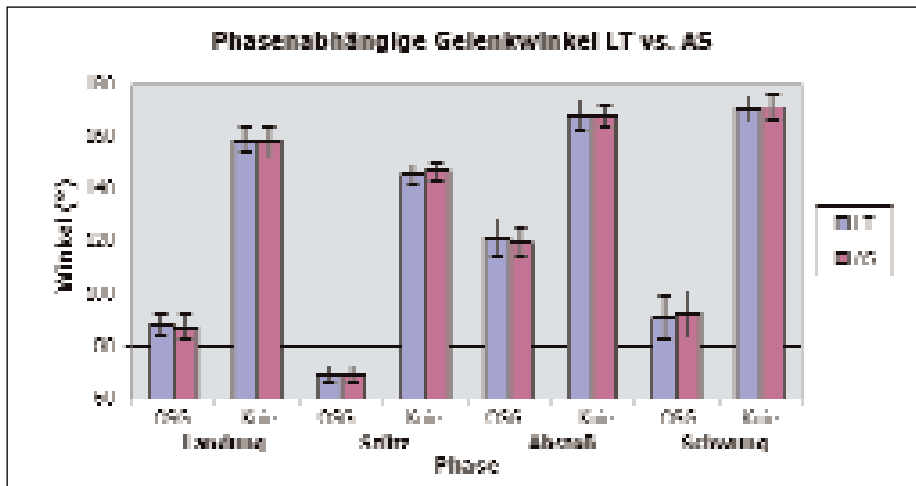
Tabelle 3 Phaseneinteilung der Laufbewegung anhand des linken Beines.



7 Bildschirmaufnahme eines SIMI° Motion 6.0-Projekts.

|    | Anzahl (n) | Alter (Jahre) | Größe (m) | Beinlänge (m) | Gewicht (kg) | BMI      | Laufumfang (km/Woche)** | Sportdauer (h/Woche) |
|----|------------|---------------|-----------|---------------|--------------|----------|-------------------------|----------------------|
| LT | 25         | 29,04±3,9     | 1,80±0,1  | 0,92±0,0      | 75,6±7,2     | 23,2±1,4 | 35,2±14,7               | 8,6±5,8              |
| AS | 15         | 28,9±4,3      | 1,81±0,1  | 0,92±0,1      | 74,8±8,0     | 22,6±1,8 | 18,7±10,5               | 7,3±2,5              |

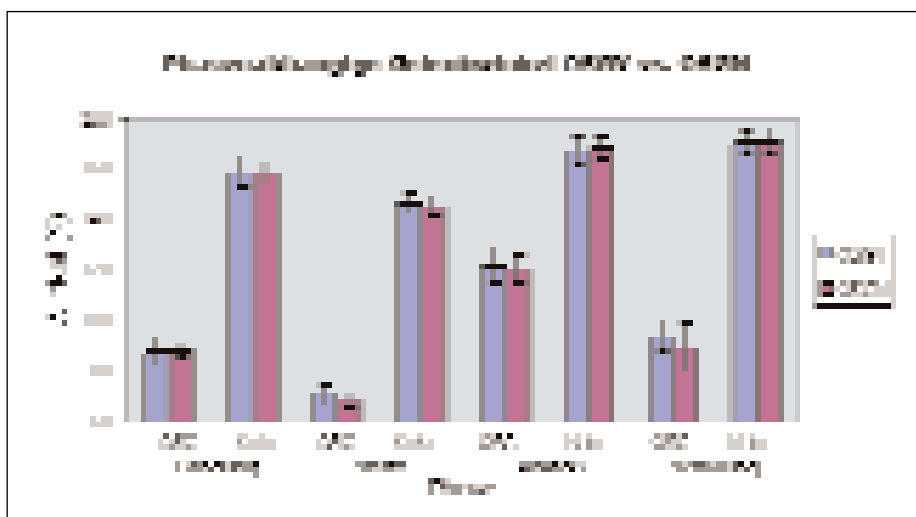
Tabelle 4 Beschreibende Statistik (Mittelwert und SD) für die Subkollektive LT und AS (\*\*p ≤ 0,01).



8 OSG- und Kniegelenkwinkel (Mittelwert und SD) in den Laufphasen für LT und AS.

|      | Anzahl (n) | Alter (Jahre) | Größe (m) | Beinlänge (m) | Gewicht (kg) | BMI      | Laufumfang (km/Woche)** | Sportdauer (h/Woche) |
|------|------------|---------------|-----------|---------------|--------------|----------|-------------------------|----------------------|
| OSGV | 17         | 27,6±3,5      | 1,80±0,0  | 0,90±0,0      | 75,2±8,7     | 23,1±1,8 | 29,5±18,9               | 8,6±3,4              |
| OSGN | 23         | 30,0±4,4      | 1,81±0,0  | 0,92±0,0      | 75,3±7,1     | 22,9±1,4 | 28,6±13,3               | 7,7±5,1              |

Tabelle 5 Beschreibende Statistik (Mittelwert und SD) für die Subkollektive OSGV und OSGN.



9 OSG- und Kniegelenkwinkel (Mittelwert und SD) in den Laufphasen für OSGV und OSGN (\*p ≤ 0,05).

Für den Zeitpunkt der Datenerhebung von Knie- und OSG-Gelenkwinkel wurde das jeweils letzte Einzelbild der entsprechenden Phase der Laufbewegung berücksichtigt. Besonders im Falle der Stützphase sollte so eine Aussage über das Maximum der OSG-Dorsalflexion unter Belastung garantiert werden.

Die Abb. 7 gibt einen Überblick über die Verarbeitung im Simi°Motion-6.0-Programm. Das Programm bietet vielfältige Möglichkeiten der Bewegungsauswertung. Neben der Darstellung der Bewegung anhand des Strichmodells können Diagramme, Videobilder und Textdaten synchron angezeigt werden.

### Statistische Analyse

Die Variablen der laufspezifischen Parameter und Kinematik wurden durch Ermittlung der statistischen Kenngrößen des arithmetischen Mittelwertes und die Standardabweichung (SD) für sämtliche o.a. Subkollektive beschrieben.

Für jeden Probanden wurden zwei repräsentative Schrittfolgen aus den Bewegungssequenzen ausgewählt und die Test-Retest-Reliabilität ermittelt. Zu diesem Zwecke wurde die Pearson-Korrelation zwischen den Daten des ersten und zweiten Schrittes bestimmt. Um Abweichungen vom Mittelwert zwischen den jeweiligen Subkollektiven statistisch feststellen zu können, wurde ein einseitiger Student t-Test für unabhängige Stichproben angewandt und das statistische Signifikanzniveau auf p = 0,05 festgesetzt.

### Ergebnisse

#### 1. Vergleich „Läufer/Triathleten“ (LT) versus „Andere Sportler“ (AS),

(Tabelle 4 und Abb. 8):

Nach Auswertung sämtlicher kinematischer Variablen zeigten sich weder für die Variable „Dorsalflexion“, noch für die Variable „Schrittlänge“ ein signifikanter Unterschied zwischen den Subkollektiven LT und AS. Zudem konnte mit dieser Studie nicht bestätigt werden, dass LT im Vergleich zu AS eine geringere muskuläre Dehnbarkeit aufweisen.

#### 2. Vergleich „OSG-vermindert“ (OSGV) versus „OSG-normal“ (OSGN),

(Tabelle 5 und Abb. 9):

Bei der Auswertung aller Variablen zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Subkollektiven hinsichtlich

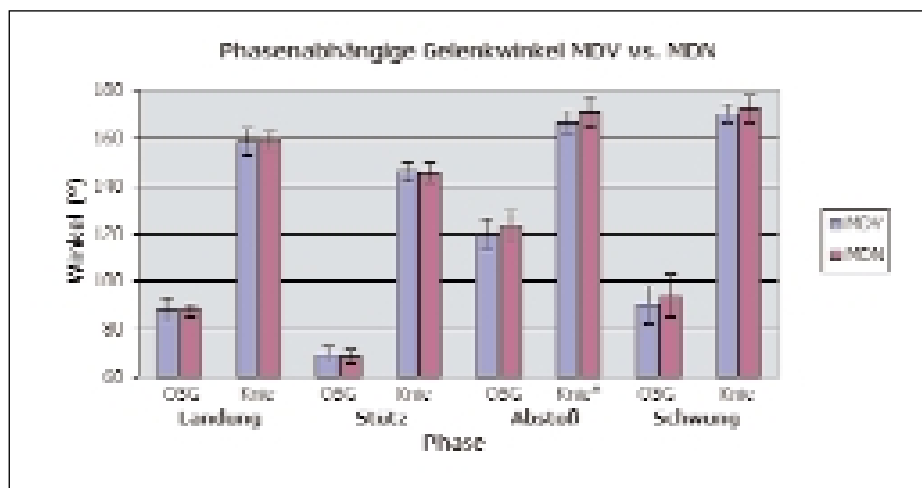
deren eingangs durch Neutral-0-Methode festgestellten Beweglichkeit im OSG und der kinematisch ermittelten Dorsalflexion in der Stützphase. Läufer, die eine verminderte OSG-Beweglichkeit hatten, zeigten angesichts dieser Ergebnisse auch unter Laufbelastung ein signifikant verringertes Bewegungsausmaß für die Dorsalflexion ( $p \leq 0,05$ ). Außerdem gab es einen Zusammenhang zwischen Verkürzung der getesteten Muskulatur und verminderter OSG-Beweglichkeit. Läufer des Subkollektivs OSGV neigten zur verminderten Dehnbarkeit des M. rectus femoris ( $p \leq 0,01$ ); bezüglich des M. iliopsoas zeigte sich ein ähnlicher Zusammenhang ( $p \leq 0,05$ ).

**3. Vergleich „Muskuläre Dehnfähigkeit verringert“ (MDV) versus „Muskuläre Dehnfähigkeit normal“ (MDN),**  
(Tabelle 6 und Abb. 10):

Im Vergleich der MDV-Läufer mit den MDN-Läufern zeigte sich ein Zusammenhang zwischen einer verminderten Beweglichkeit im OSG und einer verringerten muskulären Dehnbarkeit in den

|     | Anzahl (n) | Alter (Jahre) | Größe (m) | Beinlänge (m) | Gewicht (kg) | BMI      | Laufumfang (km/Woche)** | Sportdauer (h/Woche) |
|-----|------------|---------------|-----------|---------------|--------------|----------|-------------------------|----------------------|
| MDV | 26         | 29,1±4,6      | 1,81±0,0  | 0,92±0,0      | 75,8±8,4     | 23,2±1,8 | 26,7±17,5               | 7,5±4,2              |
| MDN | 14         | 28,8±3,2      | 1,81±0,0  | 0,92±0,0      | 74,4±6,1     | 22,6±1,1 | 33,2±11,0               | 9,3±4,8              |

Tabelle 6 Beschreibende Statistik (Mittelwert und SD) für die Subkollektive MDV und MDN.



10 OSG- und Kniegelenkwinkel (Mittelwert und SD) in den Laufphasen für MDV und MDN (\* $p \leq 0,05$ ).

getesteten Muskelgruppen. Läufer des MDV-Subkollektivs hatten eine hochsignifikante Beweglichkeitseinschränkung des OSG ( $p \leq 0,01$ ). Auch die Plantarflexion des muskulär-verkürzten Subkollektivs war von signifikant geringem Bewegungsausmaß als bei muskulär-normal Dehnfähigen ( $p \leq 0,05$ ). Die verringerte muskuläre Dehnfähigkeit hatte offensichtlich auch einen Einfluss auf die Laufkinematik: der Kniegelenkwinkel war bei muskulär verkürzten Läufern in der Abstoßphase signifikant kleiner als bei dehnfähigeren Läufern ( $p \leq 0,05$ ). Das bedeutet, das Bein wurde von „verkürzten“ Läufern nicht in dem Maße gestreckt, wie es dehnfähigere Läufer vermögen. Zudem war bei „verkürzten“ Läufern die Tendenz zu einem verringerten Bewegungsausmaß im OSG in der Abstoßphase erkennbar ( $p \leq 0,05$ ).

### Diskussion

Entgegen den eingangs aufgestellten Hypothesen, konnten mit dieser Studie keine signifikanten Ergebnisse für ein unterschiedliches Laufverhalten bei spezifisch lauftrainierten Sportlern nachgewiesen werden. Es zeigten sich jedoch Beziehungen zwischen einer verminderten Beweglichkeit des oberen Sprunggelenks und einer verkürzten Muskulatur hinsichtlich laufspezifischer Parameter.

Die Ergebnisse des **ersten Subkollektivvergleichs** konnten nicht bestätigen, dass ausgesprochene Langstreckenläufer und Triathleten (LT) weniger dehnbare Muskelgruppen als Gelegenheitsläufer (AS) hatten. Damit decken sich diese Ergebnisse nicht mit denen von Wang et al. (1993) und Steinacker et al. (2001). Es wurde zudem kein verringertes Bewegungsausmaß im Knie- und oberen Sprunggelenk beobachtet. Im Vergleich der Subkollektive zeigte sich keine unterschiedliche Schrittlänge zwischen LT- und AS-Läufern. Letztere trainierten einen signifikant verringerten Laufumfang pro Woche, wodurch sich aber kein verändertes Bewegungsbild bezüglich der Laufkinematik ausprägte.

Angesichts dieser Erkenntnisse lässt sich schließen, dass zwischen Gelegenheits- und reinen Läufern seitens des laufspezifischen Bewegungsmusters keine Unterschiede bestehen. Die Vermutung liegt nahe, dass in diesem Fall andere leistungslimitierende

Faktoren, wie zum Beispiel muskuläre Ausdauer gelten. Des Weiteren könnte vermutet werden, dass ein hoher Laufumfang allein nicht zur Ausbildung eines ökonomischen Laufstils führe, sondern dass ein ausgewogenes Lauftraining unter Einbezug gezielter Technikeinheiten, zum Beispiel Lauf-ABC mit funktioneller Kräftigung und Dehnung der laufspezifischen Muskulatur, einen Einfluss auf den Bewegungsfluss habe (vgl. Wessinghage, 1996; Wessinghage, 1998; Mayer et al., 2001).

Im **zweiten Subkollektivvergleich** zeigten sich bei Läufern mit verminderter Dorsalflexion im OSG signifikante Beziehungen mit einem größeren OSG-Winkel in der Stützphase beim Lauf. Letzteres bedeutet, dass die passive OSG-Dorsalflexion ebenfalls unter Belastung eingeschränkt ist. Wäre dieses durch eine verkürzte Wadenmuskulatur bedingt, so würde die These von Milliron und Cavanagh (1990) bezüglich einer eingeschränkten Beweglichkeit im OSG gestützt werden. Allerdings konnte mit der vorliegenden Studie nicht gezeigt werden, dass eine verminderte OSG-Beweglichkeit zu einer kürzeren Schrittphase führt und somit eine kürzere Schrittlänge bedingt. Erst bei höheren Geschwindigkeiten, bei denen die Anpassung maßgeblich durch längere Schritte und weniger durch Zunahme der Schrittfrequenz erfolgt (siehe Milliron und Cavanagh, 1990), wäre zu erwarten, dass es infolge eingeschränkter OSG-Dorsalflexion zu einer verkürzten Stützphase und einhergehender kürzeren Schrittlänge kommt.

Im Vergleich zum Subkollektiv OSGN zeigt sich für Läufer mit verminderter OSG-Dorsalflexion ein verringert dehnfähiger M. rectus femoris und M. iliopsoas. Diese Ergebnisse lassen die Interpretation zu, dass muskuläre Verkürzungen im Bereich der Streck- und Beugeschlingen das Bewegungsausmaß im OSG einschränken könnten. Indem nämlich ein erhöhter Zug auf der verkürzten Streckerschlingenmuskulatur mit Beteiligung von M. gastrocnemius und M. rectus femoris lastet, wird auch die Achillessehne auf erhöhten Zug belastet (siehe Schnack, 1997). Allerdings wurde die OSG-Dorsalflexion ohne Beteiligung des M. gastrocnemius getestet, sodass auch andere Faktoren neben muskulärer Dehnfähigkeit für eine eingeschränkte

Beweglichkeit verantwortlich sind. Diese können beispielsweise durch spezifische Fußtypen (Hohlfuß) oder Bindegewebsfestigkeit des Sprunggelenkkomplexes (siehe Lohrer, 1991; Kapandji, 1992) bedingt sein.

Der Einfluss der muskulären Dehnfähigkeit betrifft in dem **dritten Subkollektivvergleich** neben der Dorsalflexion auch die Plantarflexion, die bei den MDV-Probanden signifikant eingeschränkt ist. Offensichtlich kommt es infolge der verminderten muskulären Dehnfähigkeit der Muskelgruppen von Streck- und Beugeschlingen zu einer allgemeinen Bewegungseinschränkung in den Gelenken, wobei hier bereits oben genannte Einflussfaktoren auf den Sprunggelenkkomplex ursächlich sein könnten.

Bei dem Vergleich der muskulären Subkollektive findet sich überdies ein Einfluss auf die Laufkinematik. In der Abstoßphase strecken MDV-Läufer das hintere Bein weniger, das heißt, der für diese Phase ermittelte Kniegelenkwinkel ist deutlich kleiner als bei MDN-Läufern. Außerdem haben Läufer des MDV-Subkollektivs in der Abstoßphase ein geringeres OSG-Bewegungsausmaß als muskulär normal-dehnfähige Läufer, was durch die von Tittel (2000) dargestellte Funktionsweise der Muskelschlingen erklärt werden könnte. Insbesondere der Charakter als zweigelenkige Muskelgruppe macht sich vor allem in der Abstoßphase für die rückwärtige ischiocrurale Muskulatur bemerkbar, da die Einschränkung der Dehnfähigkeit die Möglichkeit einer größeren Streckung über das Kniegelenk herabsetzt. Eine verminderte Dehnbarkeit des M. rectus femoris auf der Oberschenkelvorderseite hingegen wirkt der Streckung in der Abstoßphase entgegen. Als eingelenkiger Muskel kann ein eingeschränkt flexibler M. iliopsoas die Hüftstreckung in der Abstoßphase dahingehend beeinflussen, dass der Oberschenkel nicht in physiologischem Maße nach hinten gestreckt werden kann und die aktive Hüftbeugung in der Schwungphase verfrüht eingeleitet wird (siehe Kendall, 1998).

### Fazit

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass offensichtlich ein Zusammenhang zwischen Beweglichkeitseinschränkungen im oberen Sprunggelenk und

der muskulären Dehnfähigkeit der unteren Extremität besteht. Diese haben einen Einfluss auf die Laufkinematik. Es zeigt sich, dass eine verbesserte OSG-Beweglichkeit und eine muskuläre Flexibilität das Bewegungsmaß beim Laufen begünstigt.

In Anlehnung an bestehende Studien kann die Empfehlung ausgesprochen werden, dass Läufer laufbedingten Verletzungen oder Beschwerden präventiv und therapeutisch begegnen können, indem sie ihre Gelenkbeweglichkeit und ihre muskuläre Dehnfähigkeit optimieren.

Mittels einer orthopädischen Einlagenversorgung, die auf die Bewegung optimiert ist und dementsprechend den Fuß stabilisiert, kann erreicht werden, dass eine verminderte Beweglichkeit im OSG minimalen Einfluss auf das Abrollverhalten ausübt. Besonders Laufsportler, die zum Beispiel mit einem rigiden Hohlfuß zur Supination (Belastung auf der Fußaußenkante) auch in der Abrollphase neigen, können daraus resultierenden Achillessehnenbeschwerden durch das Tragen entsprechender Einlagen prophylaktisch und therapeutisch entgegenwirken (Lohrer, 1991; Mayer et al., 2001).]

## Literatur:

1. Debrunner, A. M. (1988). Orthopädie. Die Störungen des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis (2. Auflage), Huber-Verlag, Bern
2. Gustafsson, B. (2000). Pronationswinkel des Rückfußes in Abhängigkeit der Laufgeschwindigkeit und der Fußstellung. Orthopädieschuhtechnik, (7/8), 32 – 40
3. Haglund-Akerlind, Y. & Eriksson, E. (1993). Range of motion, muscle torque and training habits in runners with and without Achilles tendon problems. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 1, (3 – 4), 195 – 199
4. Kapandij, I. A. (1992). Funktionelle Anatomie der Gelenke. Band 2: Untere Extremität, Enke-Verlag, Stuttgart
5. Kaufman, K. R.; Brodine, S. K.; Shaffer, R. A.; Johnson, C. W. & Cullison, T. R. (1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. American Journal of Sports Medicine, 27, (5), 585 – 593
6. Kendall, F. P.; Kendall McCreary, E. & Geise Provanca, P. (1988). Muskeln. Funktionen und Tests (3. Auflage). Fischer-Verlag, Lübeck
7. Lohrer, H. (1991). Seltene Ursachen und Differentialdiagnosen der Achillesdysmie. Sportverletzung – Sportschaden, 5, 182 – 185
8. Mayer, F.; Grau, S.; Baur, H.; Hirschmüller, A.; Horstmann, T.; Gollhofer, A. & Dickhuth, H.-H. (2001). Verletzungen und Beschwerden im Laufsport. Prävention und Therapie. Deutsches Ärzteblatt, 98, (19), A 1254 – 1259
9. Milliron, M. & Cavanagh, P. R. (1990). Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. In: P. R. Cavanagh (Hrsg.). Biomechanics of distance running (S. 65 – 105). Champaign, IL: Human Kinetics
10. Nietert, M. (1975). Untersuchungen zur Kinematik des menschlichen Kniegelenkes im Hinblick auf seine Approximation in der Prothetik. Dissertation, Technische Universität Berlin, Berlin
11. Schnack, G. (1997). Intensivstretching für Jogger. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 48, (5), 202 – 206.
12. Segesser, B.; Goesele, A. & Renggli, P. (1995). Die Achillessehne im Sport. Orthopäde, 24, 252 – 267
13. Steinacker, T.; Steuer, M. & Höltke, V. (2001). Orthopädische Probleme bei älteren Marathonläufern. Sportverletzung – Sportschaden, 15, 12 – 15
14. Tittel, K. (2000). Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen (13. Auflage). Urban & Fischer, München
15. Wang, S. S.; Whitney, S. L.; Burdett, R. G. & Janosky, J. E. (1993). Lower extremity muscular flexibility in long distance runners. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 17, (2), 102 – 107
16. Wessinghage, T. (1996). Laufen. Der Ratgeber für Ausrüstung, Technik, Training, Ernährung und Laufmedizin. München: BLV
17. Wessinghage, T. (1998). Aktives Laufen. Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Sportversorgung, 32 – 33
18. Wirth, C. J. (1992). Klinische Diagnostik. In: M. Jäger & C. J. Wirth (Hrsg.). Praxis der Orthopädie (2. Auflage), S. 2 – 12, Thieme-Verlag, München

## ● ● Anschrift des Verfassers:

Björn Gustafsson  
Currex GmbH  
Software & Training  
Lerchenstraße 21  
D-24103 Kiel

Der Autor dankt sich auf diesem Wege bei Michael und Holger Kriwat für die großzügige Bereitstellung des Bewegungsanalyselabors.