

H. Rieckert (Hrsg.)

Sportmedizin- Kurs- bestimmung

Prävention-Rehabilitation

Breitensport-Hochleistungssport

Leistungsphysiologie, Morphologie

Biochemie, Innere Medizin, Traumatologie

Sportmedizinische Diagnostik



Springer-Verlag

Neuromuskuläre Aktivität und statische Unterschenkelstreckkraft bei Athleten verschiedener Sportarten

U. Haasis, D. Jeschke und H.-Ch. Heitkamp

Aus dem Zentrum Innere Medizin, Abteilung Sportmedizin der Universität Tübingen

Neben Muskelquerschnitt und Faserverteilung ist die neuromuskuläre Aktivierung der entscheidende Faktor für die Kraftentwicklung von Athleten [5, 6]. Obwohl der Innervationsprozeß der motorischen Einheiten bei steigender Kraft in Form von Rekrutierung, Erregungsfrequenz und Synchronisation dank tierexperimenteller und auch vereinzelter Untersuchungen am Menschen bekannt ist [1, 3, 4, 7, 8], wurde dieser neurophysiologische Prozeß unseres Wissens bei unterschiedlich trainierten Sportlern bisher noch nicht untersucht. Wir stellten uns deshalb die Frage, ob überhaupt mit der Methode der Oberflächenelektromyographie Differenzen aufdeckbar sind.

Methode, Probanden

Sechs Sprinter ($23,3 \pm 0,5$ Jahre), sieben Mittelstreckenläufer ($23,4 \pm 2,4$ J), sechs Langstreckenläufer ($30,5 \pm 7,7$ J) und sechs Ruderer ($19,8 \pm 3,7$ J), die national und international als erfolgreiche Leistungssportler galten, wurden mit sechs Bodybuildern ($21,8 \pm 0,9$ J) und sechs nicht regelmäßig Sport treibenden Studenten ($23,2 \pm 2,3$ J) verglichen. Bei 15, 30, 50 und 75% der im Kraftmeßstuhl nach Hettinger (ELAG-Isometer MV II; Kraftmeßfühler der Fa. Interface; Wägeindikator UMG 2000 der Fa. Ziegler) bestimmten statischen maximalen Unterschenkelstreckkraft wurde das integrierte Elektromyogramm (iEMG; 2-Kanal-EMG-Gerät der Fa. Toennies) an definierten Meßpunkten über dem M. rectus femoris und dem M. vastus medialis abgeleitet. Die maximale Kraft sollte zu Beginn und zur Kontrolle am Ende der Untersuchung über 20 Sekunden aufgebracht werden. Nach der initialen Kraftmessung erfolgte eine 5minütige Pause. Anschließend wurden die submaximalen Kräfte für jeweils 5 Sekunden gehalten, wobei zwischen den Belastungen eine Pause von 30 Sekunden lag.

Ergebnisse

Die Bodybuilder wiesen absolut und in Relation zum Körpergewicht die höchste statische Kraft auf, wobei sie sich in der absoluten Kraft statistisch nicht von den Sprintern, wohl aber von den anderen Kollektiven unterschieden (Abb. 1). Mit steigender Kraft nahm das iEMG angedeutet exponentiell sowohl für den M. rectus

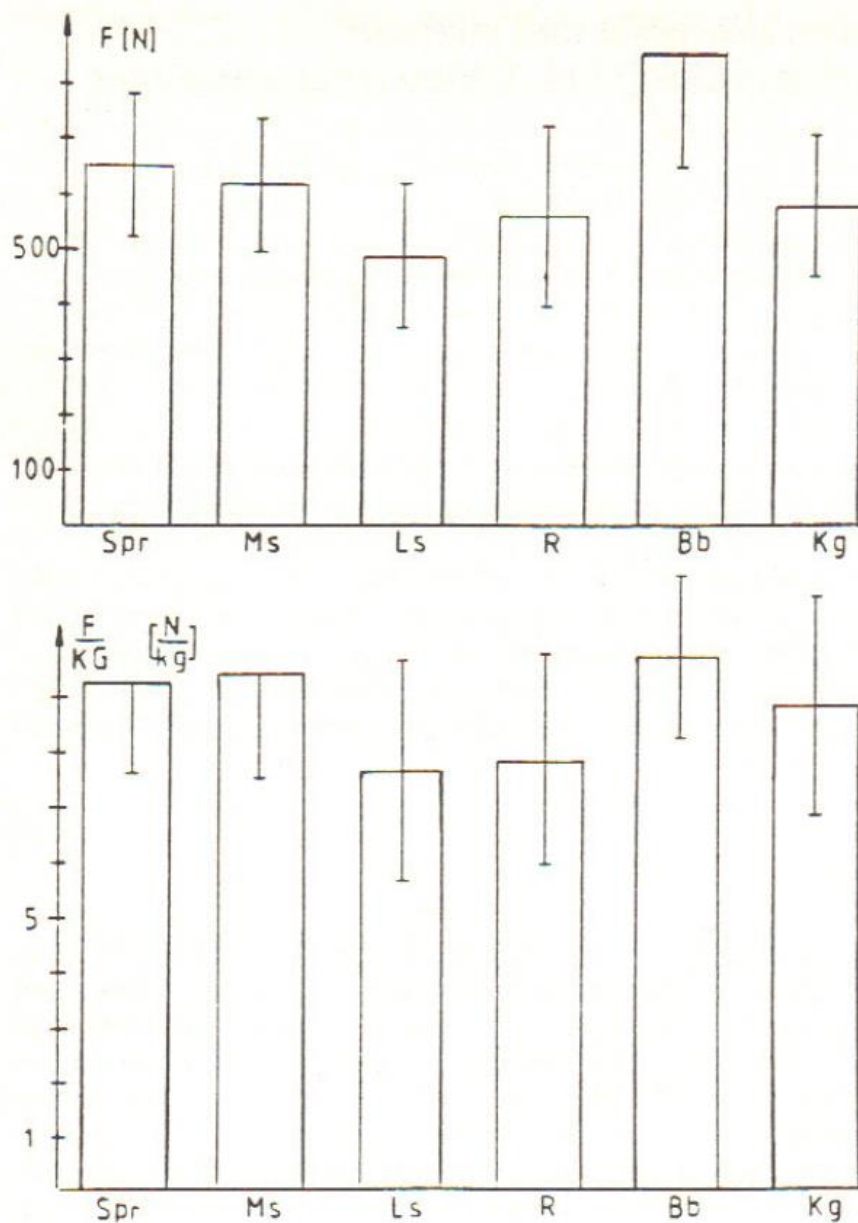


Abb. 1. Maximale statische Unterschenkelstreckkraft (oben) und in Relation zum Körpergewicht (unten) bei Sprintern (Spr), Mittelstreckenläufern (Ms), Langstreckenläufern (Ls), Ruderern (R), Bodybuildern (Bb) und Nichtsportlern (Kg)

femoris wie auch für den M. vastus medialis zu (Abb. 2). Langstreckenläufer wiesen signifikant ($p < 0,05$) niedrigere Werte als Ruderer, Sprinter und Kontrollpersonen auf. Bei dem auf die Kraft bezogenen relativen iEMG zeigten die Bodybuilder die niedrigsten Werte, die sich für den M. rectus auf allen Belastungsstufen ($p < ,01$), für den M. vastus medialis bei 75 und 100% der Maximalkraft ($p < 0,05$) signifikant von denen der Kontrollpersonen unterschieden.

Vergleicht man das relative iEMG-Verhalten der einzelnen Kollektive bei ansteigender Kraftbelastung, so sind trotz nahe beieinander liegenden Werte doch unterschiedliche Verläufe insbesondere zwischen Sprintern und Langstreckenläufern ersichtlich. Sprinter zeigen eine deutlich frühere und stärkere Steigerung der

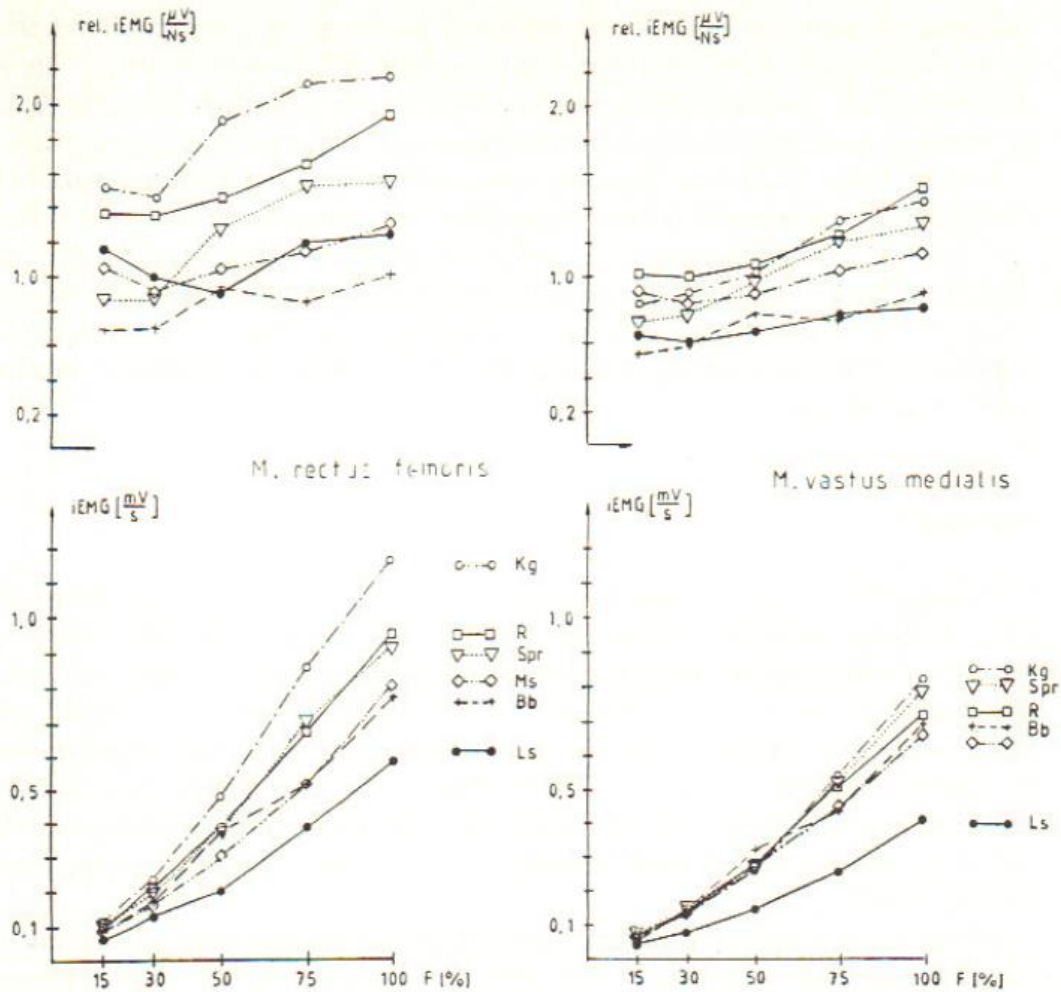


Abb. 2. iEMG (unten) und relatives iEMG (oben) des M. rectus femoris (links) und des M. vastus medialis (rechts) bei steigender Kraftbelastung

Tabelle 1. „Aktivitätsschwelle“ in % von F_{max} und Quotient aus rel. iEMG_{max}/rel. iEMG_{min} (s. Text)

| | M. rectus femoris | | M.vastus medialis | |
|----------------------|-------------------|-------------------------------------|-------------------|-------------------------------------|
| | F [% F_{max} .] | rel $\frac{iEMG_{max}}{iEMG_{min}}$ | F [% F_{max} .] | rel $\frac{iEMG_{max}}{iEMG_{min}}$ |
| Langstreckenläufer | 70,8 ± 24,6 | 1,49 ± 0,22 | 75,8 ± 40,5 | 2,02 ± 0,41 |
| Mittelstreckenläufer | 42,1 ± 17,3 | 1,55 ± 0,46 | 53,6 ± 34,0 | 1,58 ± 0,49 |
| Sprinter | 27,5 ± 6,1 | 2,01 ± 0,44 | 35,0 ± 17,3 | 2,13 ± 1,08 |
| Ruderer | 50,0 ± 32,1 | 1,64 ± 0,42 | 46,7 ± 27,0 | 2,29 ± 0,96 |
| Bodybuilder | 40,0 ± 32,1 | 2,08 ± 1,01 | 45,0 ± 28,1 | 1,99 ± 0,68 |
| Kontrollgruppe | 39,2 ± 30,4 | 1,76 ± 0,42 | 50,8 ± 33,4 | 2,53 ± 1,36 |
| Mittelwerte ges. | 44,9 ± 27,0 | 1,68 ± 0,61 | 51,2 ± 33,5 | 2,02 ± 0,89 |

elektrischen Aktivität gegenüber Langstreckenläufern. Wir bestimmten deshalb bei jedem Probanden die Kraft, ab der im relativen iEMG eine deutliche Steigerung feststellbar war (Aktivitätsschwelle) und ermittelten außerdem den Quotienten aus maximalem und minimalem relativem iEMG als Maß für die Steigerung (Tabelle 1).

Sowohl beim M. rectus femoris wie auch beim M. vastus medialis war bei Langstreckenläufern erst im Durchschnitt bei 70% der Maximalkraft eine verstärkte Aktivierung zu beobachten. Sie unterschieden sich damit signifikant von den Sprintern, die bei ca. 30% der maximalen Kraft einen deutlichen Aktivitätssprung erkennen ließen. Auch wies der bei den Sprintern gegenüber Langstreckenläufern signifikant höhere Quotient für den M. rectus auf einen stärkeren Anstieg bei Kraftzunahme hin.

Diskussion

Die nachgewiesenen, vor allen Dingen qualitativen Unterschiede in der neuromuskulären Aktivierung bei zunehmender Kraftbelastung sind einerseits durch spezifische Trainingsadaptationen erklärbar. So weist die bei allen Trainierten zumindest tendenziell geringere neuromuskuläre Aktivität in Relation zur Kraft auf eine bekannte Verbesserung der Koordination auch ohne spezifisches Krafttraining hin [2, 5, 10]. Sie ist bei spezifisch Krafttrainierten, wie das Beispiel der Bodybuilder zeigt, am ausgeprägtesten. Auch die unterschiedlichen Kurvenverläufe des relativen iEMG im submaximalen Kraftbereich können auf spezifisches Training zurückgeführt werden.

Andererseits bietet eine differierende Muskelfaserverteilung, wie sie auf Grund muskelbioptischer Analysen an Athleten [6, 9] anzunehmen ist, eine Erklärung. So ist denkbar, daß die bei Sprintern schon bei sehr niedrigen submaximalen Kräften zu beobachtende elektrische Aktivitätssteigerung auf der Dominanz von FT-Fasern beruht. Bei Langstreckenläufern mit überwiegend ST-Fasern ist demgegenüber erst bei hoher Kraft eine Rekrutierung von geringer vorhandenen schnellen Muskelfasern wahrscheinlich.

Unserer Ansicht nach bietet die von uns angewandte Methode die Möglichkeit einer intraindividuellen Leistungskontrolle im Kraftbereich. Auch ergibt sich damit vielleicht die Chance, ohne Muskelbiopsien eine prognostische Aussage über die Eignung für bestimmte Sportarten zu machen.

Literatur

1. Bouisset S, Goubel F (1973) Integrated Elektromyographycal Activity and Muscle Work. *J appl physiol* 35: 695-702
2. Friedebold G, Nüssfen W, Stoboy H (1957) Die Veränderungen der elektrischen Aktivität der Skelettmuskulatur unter den Bedingungen eines isometrischen Trainings. *Z ges exp Med* 129: 401-411
3. Hannerz J (1974) Discharge Properties of Motor Units in Relation to Recruitment Order in Voluntary Contraction. *Acta physiol scand* 91: 374-384
4. Henatsch H-D, Langer HH (1985) Basic Neurophysiology of Motor Skills in Sport. *Int J Sports Med* 6: 2-14

5. Hettinger Th (1983) *Isometrisches Muskeltraining* 5. Aufl., Thieme, Stuttgart New York
6. Karlsson J, Hulten B, Piehl K, Sjödin B (1975) Das menschliche Leistungsvermögen in Abhängigkeit von Faktoren und Eigenschaften der Muskelfasern. *Medizin und Sport* XV: 357-365
7. Komi PV, Buskirk ER (1972) Effect of Excentric and Concentric Muscle Conditioning on Tension and Electrical Activity of Human Muscle *Ergonomics* 4: 417-434
8. Lippold OCJ (1952) The Relation Between Integrated Action Potentials in a Human Muscle and its Isometric Tension. *J physiol* 117: 492-499
9. Saltin B, Henriksson J, Nygaard E, Andersen P, Jansson E (1977) Fibre Types and Metabolic Potentials of Skeletal Muscles in Sedentary Man and Endurance Runnes *Ann NY Acad Sci* 301: 3-29
10. Stoboy H, Nüssgen W, Friedebold G (1959) Das Verhalten der motorischen Einheiten unter den Bedingungen eines isometrischen Trainings. *Int Z angew Physiol* 17: 391-399