Zeitschrift: Jugend und Sport : Fachzeitschrift für Leibesübungen der Eidgenössischen Turn- und Sportschule Magglingen

Herausgeber: Eidgenössische Turn- und Sportschule Magglingen

Band: 37 (1980)

Heft: 7

Artikel: Passive Kräfte bei sportlichen Bewegungen

Autor: Lemm, Renato

DOI: https://doi.org/10.5169/seals-993894

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Mehr erfahren

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. En savoir plus

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. Find out more

Download PDF: 17.07.2025

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, https://www.e-periodica.ch

Passive Kräfte bei sportlichen Bewegungen

Renato Lemm, ETH Zürich

Beschwerden am Bewegungsapparat von Spitzen- wie Breitensportlern haben in den letzten Jahren stark zugenommen (*Segesser,* 1976). Als Ursache geben verschiedene Autoren eine Überlastung der unteren Gliedmassen an.
Es gibt verschiedene Massnahmen, um Beschwerden, die als Folge von zu grosser Belastung entstanden sind, zu lindern oder zu verhindern. *Nigg* (1978) gibt dafür folgende Möglichkeiten an

- Schuhkorrekturen und entsprechende Massnahmen im Sportschuhbau
- Stärkung der Fuss- und Beinmuskulatur und entsprechende Trainingsgestaltung
- «weichere Böden» (z.B. Rasen)

Um aber gezielt solche Beschwerden verhindern oder vermeiden zu können, müsste man deren Ursache kennen. Dazu sollte man die Belastung messen können. Unter Belastung ist die mechanische Belastung zu verstehen, das heisst eine Belastung, die beschrieben wird durch Kräfte, Beschleunigungen, Drehmomente usw. Versuche, Belastungen zu quantifizieren und zu messen wurden von verschiedenen Autoren unternommen. In den Arbeiten von *Pedotti* (1978), *Seireg* und *Arvikar* (1973) wird das an sich dynamische Problem auf ein statisches oder quasistatisches reduziert, das heisst es werden vor allem sehr langsame Bewegungen untersucht.
Die Ursache für Beschwerde am Bewegungsapparat sind aber eher in schnellen Bewegungen zu suchen, was folgendes Experiment illustrieren soll.
Abb. 1 zeigt den zeitlichen Verlauf der Reaktionskraft auf dem Boden (Kraftmessplatte) und der axialen Beschleunigung am Schienbein bei der Landung von der Fussspitze auf die Ferse nach einem Standhochsprung. Es ist deutlich zu sehen, dass beim Aufsetzen der Spitze und dann der Ferse je ein kurzer Kraftstoss entsteht, der etwa 10 bis 20 msec dauert. Der Kraftstoss beim Aufsetzen der Ferse ist sehr ausgeprägt.
Da die Muskulatur eine Latenzzeit in der Grössenordung 20 bis 30 msec hat, scheint es, dass diese Kraftstösse nicht oder nur teilweise von der Muskulatur «kontrolliert» werden können. Man nennt diese Kräfte dann «passiv». Der länger dauernde hintere Teil der Kurve wird als «aktiver» Teil bezeichnet, weil hier die Muskeln aktiv sind und die Schläge kontrollieren können, was Abb. 2 auf der nächsten Seite deutlich zeigt (*Nigg,* 1979).

Abb. 2 zeigt den zeitlichen Verlauf der vertikalen Reaktionskraft am Boden bei einem Laufsprung über ein 30 cm hohes Hindernis mit verschiedenen Anlaufgeschwindigkeiten und verschiedenen Schuhen. Aus der Abbildung ist ersichtlich, dass sich der «aktive» Teil praktisch

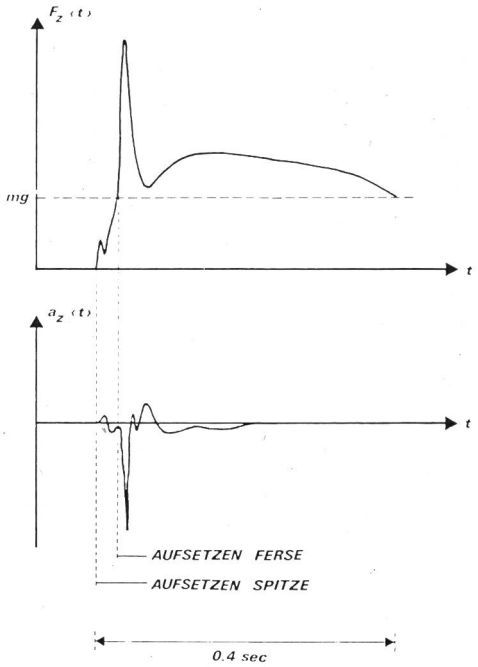

Abb. 1: Vertikale Reaktionszeit am Boden und axiale Beschleunigung am Schienbein bei der Landung (Spitze-Ferse) nach einem Standhochsprung (nach *Nigg,* 1979).

nicht verändert, sowohl bei verschiedenen Anlaufgeschwindigkeiten als auch bei verschiedenen Schuhen, der «passive» dagegen sehr. Diese Feststellung gibt Anlass zur Vermutung, dass Beschwerden in vielen Fällen durch «passive» Krafteinwirkungen hervorgerufen werden. Aus diesem Grund soll sich die vorliegende Arbeit besonders mit den «passiven» Kraftspitzen befassen. Ein einfaches (zweidimensionales) Modell soll dazu dienen, diese «passiven» Kraftspitzen zu erklären und quantitativ zu erfassen. Weiter soll man damit die Käfte, die in den Gelenken entstehen, berechnen können.

Da in vielen praktischen Messituationen (zum Beispiel Untersuchung von Bodenbelägen, bei Sprints usw.) keine Kraftmessplatte zur Verfügung steht, muss man, um trotzdem Kräfte berechnen zu können, den Umweg über Masse und Beschleunigung machen. Die Reaktionskraft wird ersetzt durch eine effektive Masse und die axiale Schienbeinbeschleunigung ($F = m_{eff} \cdot a_{Bein}$). Unter dieser effektiven Masse kann man sich die Masse vorstellen, die man dem Unterschenkel zuordnen muss, falls man die übrigen Körperteile weglässt.

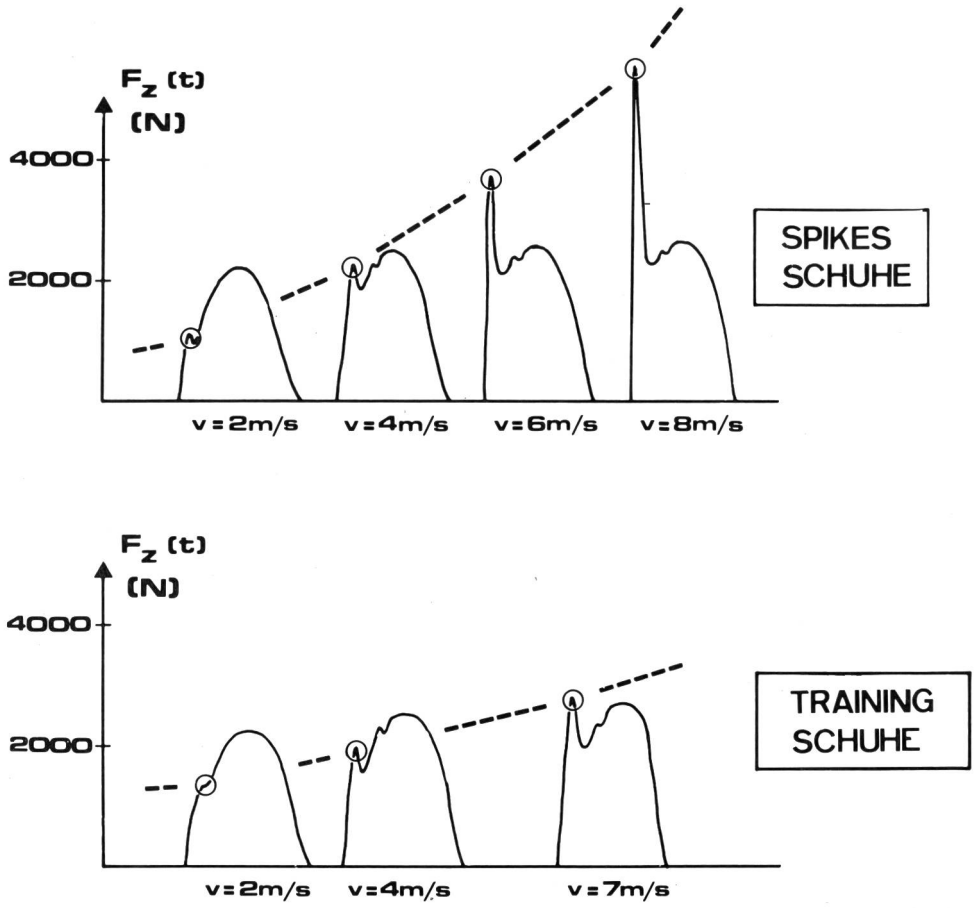

Abb. 2: Kraft-Zeitdiagramm eines Hochweitsprunges (△ H = 0.30 m, △X = 3 m) (*Nigg,* 1979.)

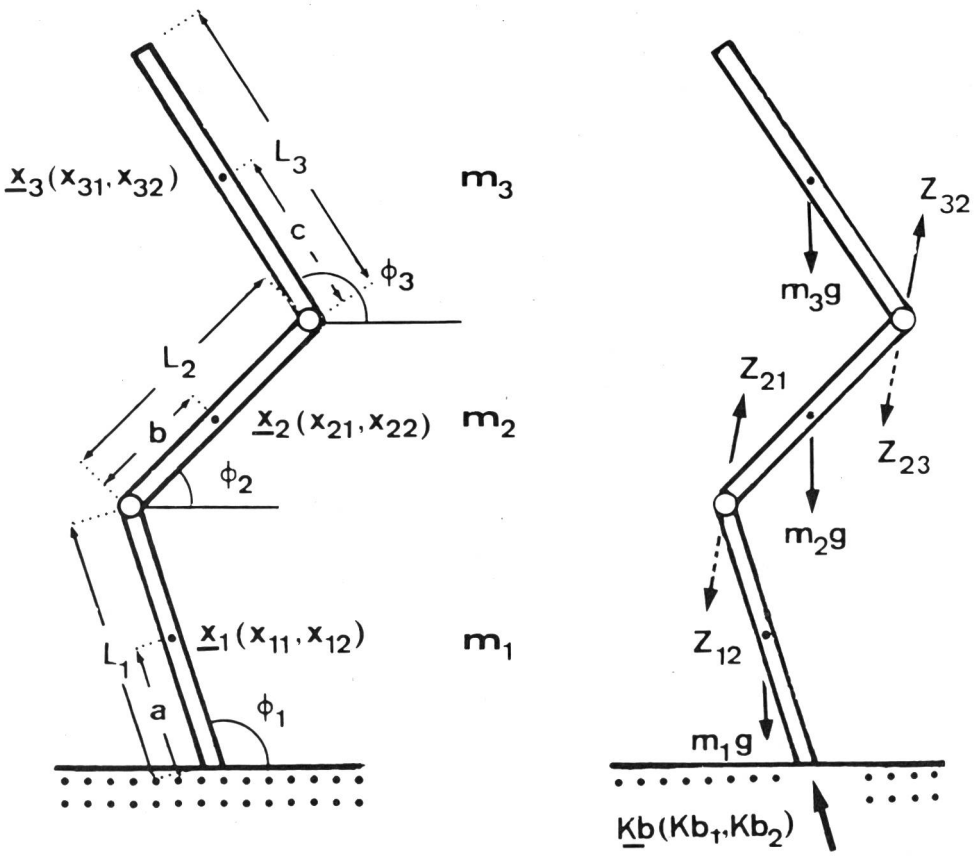

Abb. 3: Schematische Darstellung des dreigliedrigen Modells;a) Koordinaten und Geometrie, b) Kräfte

Das Modell (Abb. 3) beruht auf folgenden Annahmen:

1. Der menschliche Körper kann für solche Bewegungen als ein System, bestehend aus 3 Gliedern betrachtet werden. Das erste Glied beschreibt den Unterschenkel mit Fuss, das zweite den Oberschenkel und das dritte den Rumpf mit Kopf und Armen.

2. Die einzelnen Glieder werden als starre Körper angesehen, die über Gelenke miteinander verbunden sind.

3. Einflüsse der Muskulatur werden während dieser kurzen Zeitdauer vernachlässigt. Begründung: Bei den «passiven» Kraftspitzen handelt es sich um Kräfte, die etwa 10 bis 20 msec bewirken. Die Latenzzeit der Muskeln liegt auch in derselben Grössenordnung, das heisst die Muskeln sind als Folge der Kräfteeinwirkung in dieser Zeit nicht aktivierbar. Diese Feststellung gibt einen Hinweis, dass man die Wirkung der Muskulatur für die Untersuchung der «passiven» Kraftspitzen vernachlässigen darf.

4. Die Bewegung erfolge in der Ebene (2-dimensional).

5. Der Boden und alles was zwischen Fersenknochen und Boden liegt, also Haut, Gewebe, Fett, wird als ein System mit einer Federkonstanten f (f_{Gewebe}, $f_{Fussgelenk}$, f_{Fett}, f_{Boden}) betrachtet. Der Kraft-Deformationszusammenhang des Bodens und der Ferse soll angenähert linear sein.

6. Als Masse der einzelnen Glieder wird nicht deren gesamte Masse genommen, sondern nur jener Anteil, der starr ist. Man hat etwa die Knochen und Sehnen, die starr sind und daran befestigt die Muskulatur, die nicht starr ist. Wieviel Prozent nun als starr betrachtet werden muss, wird von der Bewegungsfrequenz abhängig sein, das heisst von der Dauer der «passiven Kraftspitze». Für Unterschenkel und Fuss wurden 50 Prozent, für den Oberschenkel ebenfalls 50 Prozent und für den Rumpf mit Kopf und Armen 20 Prozent als starr angenommen.

Aus den Bewegungsdifferentialgleichungen für Kräfte und Drehmomente bekommt man nach gewissen Umformungen ein Differentialgleichungssystem folgender Form:

$$C\ddot{\underline{X}} = \underline{D}$$

wobei:

C eine 5 × 5 Matrix ist mit Elementen $C_{ij}(m_K, \theta_K, L_K, \Phi_K) K = 1,...3$

- $\ddot{X}$ ein Vektor mit Komponenten $(\ddot{X}_{11}, \ddot{X}_{12}, \ddot{\Phi}_1, \ddot{\Phi}_2, \ddot{\Phi}_3)$
  ·· bedeutet zweimalige Ableitung nach der Zeit
- $\underline{D}$ eine vektorwertige Funktion mit Komponenten
  $D_i (X_{11}, X_{12}, \Phi_K, \Phi_K, f_1, f_2)$
  $i = 1,...5 \quad K = 1,...3$

Zum Lösen dieses Differentialgleichungssystems wurde das IBM-Programm S/360 CSMP verwendet. Das ist ein Computerprogramm, das auf iterativen Integrationsmethoden beruht. Der Input bestand aus dem System von Differentialgleichungen, den verschiedenen Parametern sowie den Anfangsbedingungen. Als Anfangsbedingungen wurden verschiedene Ausgangslagen und Anfangsgeschwindigkeiten eingesetzt, die im Experiment etwa aufgetreten sind. Das Programm berechnet und zeichnet in wählbaren zeitlichen Abständen folgende Grössen: Schwerpunktskoordinaten der einzelnen Glieder, ihre Geschwindigkeiten und Beschleunigungen, die verschiedenen Winkel mit Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung, Reaktionskraft vom Boden, Zwangskräfte in den Gelenken sowie die axiale Schienbeinbeschleunigung und die effektive Masse (Quotient aus vertikaler Reaktionskraft vom Boden und axialer Schienbeinbeschleunigung).

Im Experiment wurden die folgenden Grössen gemessen:

- vertikale Reaktionskraft vom Boden (mit Kraftmessplatte)
- axiale Unterschenkelbeschleunigung (mit Beschleunigungsmesser)
- Auftreffwinkel des Unterschenkels t_1, sowie Knie- und Hüftwinkel (mit Goniometer und Film)

Der Versuchsablauf ging so vor sich, dass die Versuchsperson (68 kg) mit möglichst grosser Variation der verschiedenen Winkel Sprünge auf die Ferse machte.
Das Übereinstimmen von Experiment und Modell wurde anhand folgender Grössen als Funktion des Kniewinkels überprüft.

1. Maxima der Reaktionskraft des Bodens
2. Maxima der axialen Schienbeinbeschleunigung
3. Zeitdauer der «passiven Kräfte»
4. Effektive Masse

Dabei ist vor allem die effektive Masse eine gute Vergleichsgrösse, weil sie praktisch unabhängig ist von der Beschaffenheit des Bodens und der Ferse (das heisst unabhängig von der Federkonstanten) sowie von der Anfangsgeschwindigkeit bei einem linearen Kraft-Deformationszusammenhang.
Eine weitere Bedingung, die Konstanz im Zeitbereich der «passiven Kräfte» erfüllt die effektive Masse befriedigend bei vernünftigen Anfangsbedingungen.
In Abb. 4 sind die experimentellen Werte mit ihren Fehlern und die anhand des dreigliedrigen Modells berechneten Werte für die effektive Masse als Funktion des Kniewinkels aufgezeichnet. Eine Gruppierung nach verschiedenen Hüftwinkeln wurde dabei nicht vorgenommen, weil erstens der Einfluss des Hüftwinkels bei nicht allzu grossem Kniewinkel gering ist und zweitens die Rumpfwinkel im Experiment (95° – 110°) etwa dem gewählten Rumpfwinkel des Modells (105°) entsprechen. Der Unterschenkelwinkel variiert im Experiment zwischen 80° und 100°. Derselbe Bereich wurde auch in den

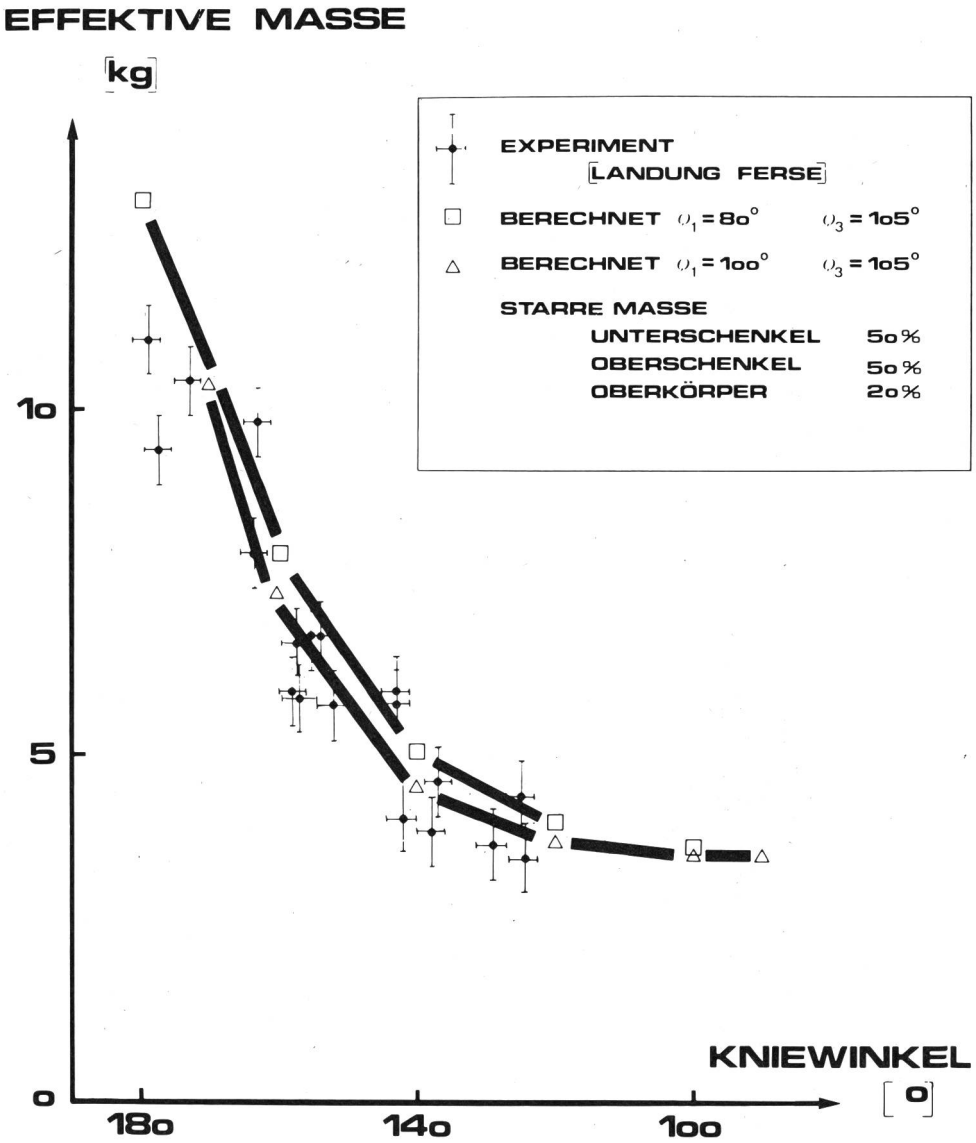

Abb.4: Vergleich der effektiven Masse im Experiment und im Modell.

Bewegung	Φ [O]	m_{eff} [kg]	a_{max} [g]	F_{Fuss} [Kp]	F_{Knie} [Kp]
Niedersprung aus 1,80 m Höhe. Landung zur Kauerstellung auf Hallenboden (Fersenkontakt).	130	4.3	30	129	57
Reckabgang mit Hechtgrätsche zur Wettkampflandung auf 2 Matten und Filz.	160	7.5	60	450	306

Tab. 1: Abschätzen «passiver» Kraftspitzen in den Gelenken bei zwei verschiedenen Landebewegungen.

Modellberechnungen gewählt. Die Abbildung zeigt, dass man für die angenommenen starren Massen gute Übereinstimmung von Experiment und Modell findet.
Die Kräfte im Fuss- und Kniegelenk lassen sich bei zirka senkrechtem Aufsetzen der Ferse aus den Bewegungsdifferentialgleichungen näherungsweise berechnen zu

$$F_{Fuss} \approx m_{eff} \cdot a$$
$$F_{Knie} \approx (m_{eff} - m_1) \cdot a$$

wobei a = die axiale Unterschenkelbeschleunigung ist und m_1 = starre Masse des Unterschenkels mit Fuss.
Es ist somit möglich, durch Messen der Beschleunigung und Bestimmen der effektiven Masse Grössenordungen von Kräften in den Gelenken zu berechnen.
An einem Beispiel im Kunstturnen (*Nigg,* 1979) sollen die «passiven» Kräfte für zwei verschiedene Landebewegungen abgeschätzt werden. Die Beschleunigungswerte und Kniewinkel stammen aus einem Experiment, das mit einem Kunstturner der Nationalmannschaft (Masse 60 kg) durchgeführt worden ist (Tab. 1). Die starre Masse des Unterschenkels mit Fuss wurde als 2,4 kg angenommen. Die entsprechenden effektiven Massen wurden der Abbildung 4 entnommen, die sich jedoch auf eine VP von 68 kg bezieht und deshalb ein wenig zu hohe Werte liefert. Die berechneten Gelenkskräfte sind in Tab. 1 zusammengestellt.
Es zeigt sich, dass bei der Wettkampflandung auf 2 Matten und Filz Kräfte in den Gelenken auftreten, die 4- bis 5mal grösser sind, als diejenigen bei einer Landung zur Kauerstellung auf einem Hallenboden. Dass durch solche Kraftunterschiede vermehrt Beschwerden auftreten, ist selbstverständlich.
Allgemein formuliert: Die «passiven» Kraftspitzen bei Landungen nach Sprüngen können verkleindert werden, indem man die effektive Masse verkleinert.
Praktisch wird dies erreicht, dass nicht mit gestreckten sondern mit gebeugten Knien gelandet wird. Es ist interessant, dass bei natürlichen Landungen die Beine beim ersten Bodenkontakt ziemlich stark gebeugt sind (ca. 110° Kniewinkel). Es ist möglich, dass dies ein automatischer Schutzmechanismus ist.

Literaturverzeichnis:

Nigg B.M et al.: Biomechanische Aspekte zu Sportplatzbelägen. Juris Verlag, Zürich (1978).
Nigg B.M.: Biomechanische Überlegungen zur Belastung des Bewegungsapparates. 3. Heidelberger Orthopädie-Symposium, 12.–14. Sept. (Publikation vorgesehen), Tagungsunterlage (1979).
Pedotti A. et al.: Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. Mathematical Biosciences 38 (1978), pp 57–76.
Segesser B.: Die Belastung des Bewegungsappartes auf Kunststoffböden. Sportstättenbau und Bäderanlagen 4 (1976), pp 1182–1194.
Seireg A., *Arvikar* R.J.: A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. J. Biomechanics 6 (1973), pp 313–326.

Anschrift des Verfassers:
Renato Lemm, c/o Sturzenegger
Höhestrasse 34, 8702 Zollikon

Skateboard-Unfälle

Wenn sich in gut 3 Monaten von 18 Unfallverletzten durch Rollbrettfahren 11 eine Fraktur zuziehen, so ist dies die höchste Anzahl von Frakturen im gleichen Zeitraum und Kollektiv der Verletzungen, die bei Benützung eines Gerätes zustande kamen. Besondere Voraussetzungen für den Ort der Benützung und gezieltes Training mögen in der Lage sein, die Gefahrenquellen zu vermindern und damit die Unfallrate zu senken.

Rollbrettfahren wurde von der Tagespresse in den letzten Jahren häufig als unfallträchtig gebrandmarkt. Fahrer selbst und unbeteiligte Passanten seien höchst gefährdet und zögen sich lebensgefährliche Verletzungen zu. Die Unfälle kommen dadurch zustande, dass zwischen den Füssen des Fahrers und dem Brett keine Fixierung im Sinne einer Skibindung besteht, die Standfestigkeit also alleine durch eine Haftreibung zwischen Fuss und Brett hergestellt wird. Schon Unebenheiten der Fahrbahn genügen, diesen festen Stand aufzuheben. Es kommt zum Abrutschen meistens seitwärts vom Brett, wodurch der Fahrer mit unverminderter Geschwindigkeit gegen den Boden oder andere Installationen (Bordsteinkante, Bäume, Zäune, usw.) seines «Spielplatzes» schlägt. Kleine Steine können beim geringen Durchmesser der Walzen das Brett sogar abrupt zum Stehen bringen. Gleiches erfolgt durch Fremdkörper, die sich in die offenen Kugellager implantieren. Eine weitere Gefahr kommt durch die meist hohe Fahrgeschwindigkeit zustande, da als «Spielplatz» verständlicherweise zu gerne die abschüssige Strasse zum Skateboardfahren gewählt wird. Muss der Fahrer – aus welchen Gründen auch immer – von seinem rasenden Brett absteigen, so ist die Brettgeschwindigkeit meist höher als die erzielte Laufgeschwindigkeit des Fahrers. Der Sturz ist die unausweichliche Folge.
Zum Verletzungskatalog gehören neben knöchernen Bandausrissen Frakturen der unteren und oberen Extremitäten. Ausserdem wurden Schürfwunden, Prellungen und starke Distorsionen bei den 18 Rollbrett-Verletzten in einem Zeitraum von 3 Monaten festgestellt. Obwohl die prädestinierte Altersgruppe zwischen 6 und 20 Jahren liegt, waren in Mainz auch ein 43jähriger Mann und eine 42jährige Frau unter den Verletzten; sie hatten das Spielzeug ihres Kindes ausprobiert.