
Optimierte Belastungsgestaltung bei sensomotorischem Training

Steffen Brand & Wilfried Alt (Projektleiter)

Universität Stuttgart
Institut für Sportwissenschaft

1 Einleitung

Die Mehrheit der prospektiv randomisierten Studien bestätigt die verletzungsprophylaktische Wirkung sensomotorischen Trainings (SMT) (Petersen et al., 2005; Stasinopoulos, 2004; Verhagen et al., 2004). Vor dem Hintergrund der breiten Akzeptanz des sensomotorischen Trainings ist es erstaunlich, dass für SMT keine wissenschaftlichen Richtwerte zu Belastungsnormativen existieren (Jerosch et al., 1998) und daher die Belastungsparameter wie z. B. Belastungsdauer nicht trainingswissenschaftlich begründet sind. In einer Pilotstudie zu diesem Projekt (Brand & Alt, 2005) wurde mit Hilfe eines Belastungsstufentests in einem Querschnittsdesign herausgefunden, dass die optimale Belastungsdauer bei SMT im Bereich von 30-60 s liegt.

Gegenstand dieser Studie ist die Bestätigung der Ergebnisse der Pilotstudie, indem in einer Interventionsstudie der Belastungsparameter Belastungsdauer gezielt variiert wird, wobei eine Interventionsgruppe mit kurzer (30 s) Belastungsdauer, die andere Interventionsgruppe mit langer (90 s) Belastungsdauer trainiert. Ziel dieser Studie ist eine trainingswissenschaftliche Begründung für die Wahl der Belastungsdauer bei SMT.

2 Methodik

An der hier vorliegenden Studie nehmen 66 Studenten der sportwissenschaftlichen Fakultät der Universität Stuttgart teil, 60 davon an Eingangs- und Ausgangsuntersuchung. Die 60 Probanden werden randomisiert auf eine Kontrollgruppe, eine Trainingsgruppe „kurz“ (30 s) und eine Trainingsgruppe „lang“ (90 s) verteilt. Die Gesamtdauer einer Trainingseinheit beträgt 30 Minuten. Die Pause zwischen den einzelnen Sätzen beträgt doppelte Belastungsdauer, also 60 s bzw. 180 s. Die verwendeten Trainingsgeräte sind Airex Balance Pad®, AeroStepXL® und ein Kippbrettchen.

Erfasst werden neben der Standstabilität (GK-1000®) auch neuromuskuläre (Elektromyographie) und mechanische (Elektrogoniometrie) Parameter bei simulierten Sprunggelenkstraumata. Dabei kommt ein weiterentwickelter Messplatz zum Einsatz, mit dem gefahrlos dynamische Sprunggelenkstraumata simuliert werden können (Ubell et al., 2003).

Die Probanden springen mit einem Wechselsohlensystem von einer Erhöhung ohne Vorkenntnis, ob sie mit links, rechts (Bedingung „R“) oder nicht umknicken werden.



Abb. 1: Landung mit Wechselsohlensystem „Dummysohle“



Abb. 2: Landung mit Wechselsohlensystem „Supinationssohle“

3 Ergebnisse

Wie zu erwarten, verändert sich die Kontrollgruppe bei der Standstabilität nur unwesentlich. Die Trainingsgruppe „kurz“ verringert ihren Wackelweg links von 865 mm (SD 244 mm) auf 767 mm (SD 186 mm) und rechts von 920 mm (SD 281 mm) auf 825 mm (SD 207 mm). Die Veränderungen erreichen auf beiden Seiten statistisch signifikantes Niveau ($p=0,020$ und $p=0,035$). Die Trainingsgruppe „lang“ verbessert sich links von 856 mm (SD 190 mm) auf 791 mm (SD 229 mm) und rechts von 930 mm (SD 200 mm) auf 871 mm (SD 189 mm). Auch hier erreichen die Veränderungen auf beiden Seiten statistisch signifikantes Niveau ($p=0,050$ und $p=0,030$). Die beiden Interventionsgruppen unterscheiden sich allerdings nicht statistisch signifikant.

Neben der Standstabilität stellen Gelenkwinklexkursionen und neuromuskuläre Aktivität bei dynamischer Verletzungssimulation weitere wichtige Parameter dar. Die Kontrollgruppe und die Trainingsgruppe „lang“ verändern sich bei dem Parameter Inversionswinkelgeschwindigkeit kaum. Lediglich die Trainingsgruppe „kurz“ kann die Inversionswinkelgeschwindigkeit statistisch signifikant ($p=0,033$) von $1073^{\circ}/s$ (SD= $449^{\circ}/s$) bei der Eingangsmessung auf $785^{\circ}/s$ (SD= $311^{\circ}/s$) bei der Ausgangsmessung verringern.

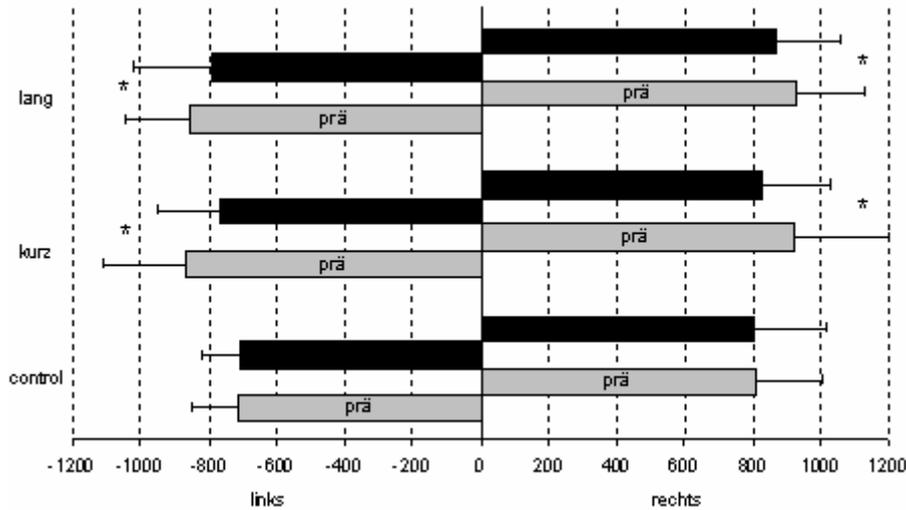


Abb. 3: Darstellung des Wegs des Druckmittelpunkts (30s) links und rechts in [mm] als Mittelwert mit Standardabweichung

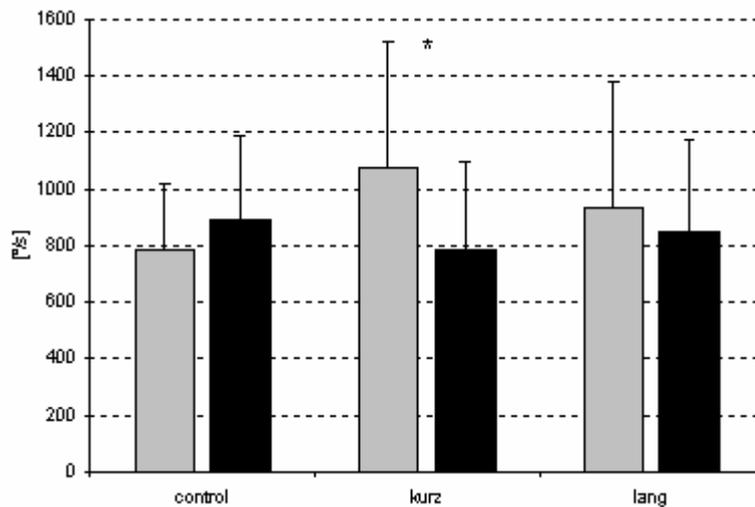


Abb. 4: Darstellung der maximalen Inversionswinkelgeschwindigkeit [$^{\circ}/s$] als Mittelwert mit Standardabweichung

Denkbar als Erklärung für diese Verringerung der Inversionswinkelgeschwindigkeit sind einerseits eine verstärkte Voraktivierung, die zu einer erhöhten Gelenkstiffness führt, oder zumindest eingeschränkt eine verstärkte Reflexaktivität. Abbildung 5 zeigt die Voraktivierung der erfassten Muskeln unmittelbar vor der Landung. Es kann allerdings keine nennenswerte Veränderung zwischen der Eingangs- und der Ausgangsuntersuchung festgestellt werden. Eine erhöhte Voraktivierung kann daher nicht die Erklärung für die reduzierte Inversionswinkelgeschwindigkeit dienen.

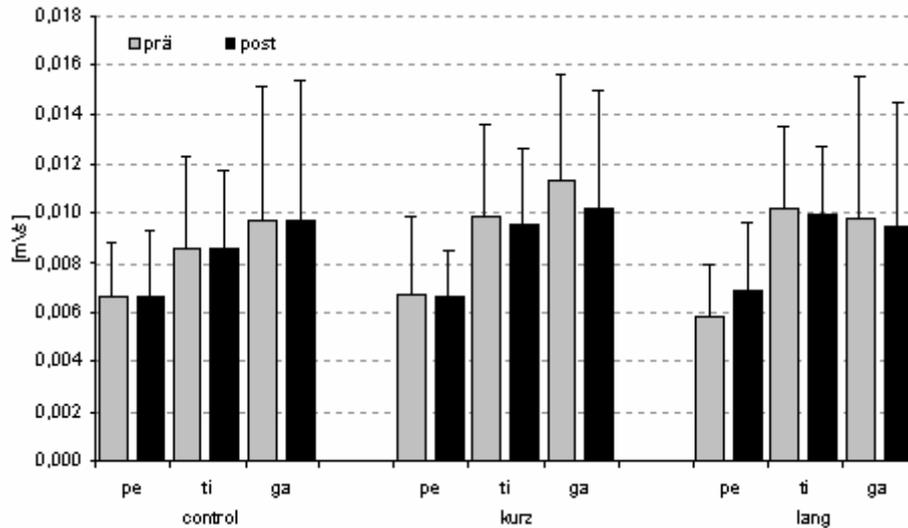


Abb. 5: Darstellung des VA2 IEMGs Bedingung „R“ (50 ms vor Touchdown – Touchdown) als Mittelwert mit Standardabweichung

Abbildung 6 zeigt die neuromuskuläre Aktivität in der späten Reflexphase. Interessanterweise zeigt hier die Trainingsgruppe „lang“ die größten Veränderungen. Die neuromuskuläre Aktivität des m. peroneus long. ist bei der Ausgangsmessung (MW 0,007 mVs, SD 0,004 mVs) deutlich höher als bei der Eingangsmessung (MW 0,005 mVs, SD 0,002 mVs). Diese Veränderung ist statistisch hoch signifikant ($p=0,000$). Der m. tibialis ant. zeigt ebenfalls eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität bei der Ausgangsmessung (MW 0,009 mVs, SD 0,003 mVs) im Vergleich zur Eingangsmessung (MW 0,008 mVs, SD 0,003 mVs), wenngleich diese Veränderung kein statistisch signifikantes Niveau erreicht ($p=0,098$). Der m. gastrocnemius med. hat bei der Ausgangsmessung eine höhere neuromuskuläre Aktivität (MW 0,0021 mVs, SD 0,0009 mVs) als bei der Eingangsmessung (MW 0,0016 mVs, SD 0,0007 mVs). Diese Veränderung ist statistisch hoch signifikant ($p=0,008$), weshalb zur Erklärung die Messwerte hier auf vier Dezimalen angegeben sind.

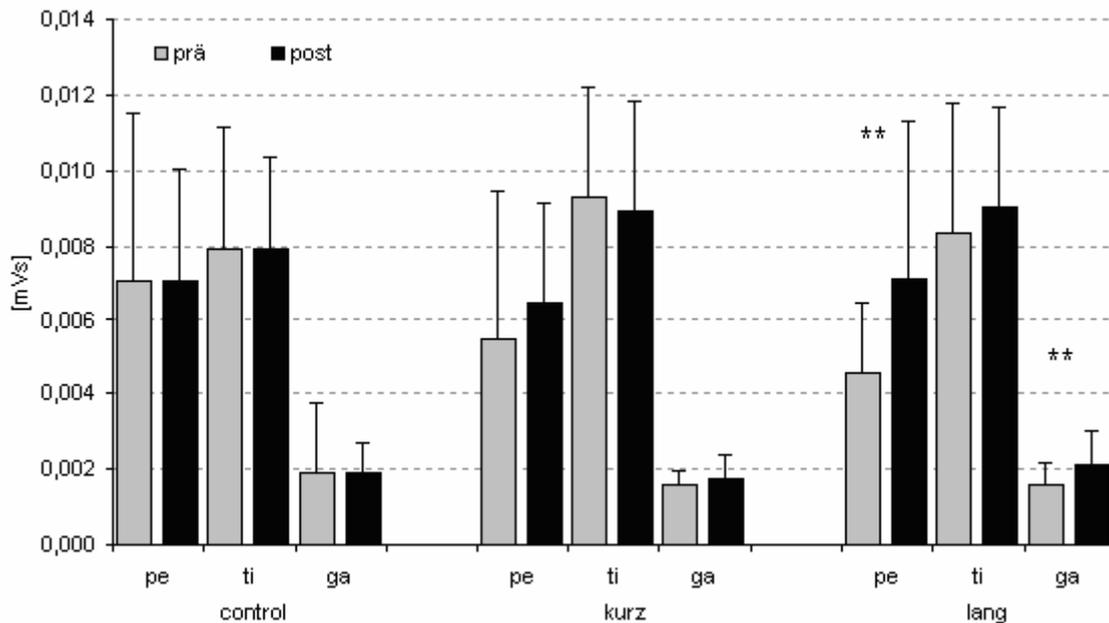


Abb. 6: Darstellung des LLR IEMGs Bedingung „R“ (90 ms nach Touchdown – 120 ms nach Touchdown) als Mittelwert mit Standardabweichung

4 Fazit

Wenngleich die Trainingsgruppe „lang“ eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität in der späten Reflexphase hat, so können bei der Trainingsgruppe „kurz“ etwas stärkere Verbesserungen konstatiert werden. Gerade unter verletzungsprophylaktischen Gesichtspunkten sind die Parameter Inversionswinkelgeschwindigkeit und vor allem Standstabilität besonders bedeutsam. Während bei dem Parameter Standstabilität der verkürzte Wackelweg mit einer reduzierten neuromuskulären Aktivität einher geht (hier nicht aufgeführt), ist der neurophysiologisch-funktionelle Zusammenhang bei der dynamischen Verletzungssimulation weniger klar. Es bleibt unklar, welcher Faktor die geringere Inversionswinkelgeschwindigkeit verursacht, da auch die Inversionswinkeldaten vor, bei und unmittelbar nach der Landung keinen Aufschluss darüber geben. Trotz der nach wie vor unklaren neurophysiologischen Zusammenhänge scheint es allerdings sinnvoll, bei sensomotorischem Training vorwiegend mit kurzer, ca. 30 s langer Belastungsdauer zu arbeiten. Allerdings müssen die anderen Belastungsparameter ebenfalls noch wissenschaftlich untersucht werden.

5 Literatur

- Brand, S. & Alt, W. (2005). *Short Term Adaptation to Sensorimotor Training*. (Proceedings from the ECSS 2005 Belgrade).
- Jerosch, J., Pfaff, G., Thorwesten, L. & Schoppe, R. (1998). Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingsprogramms auf die sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität. *Sportverletzung, Sportschaden*, 12, 121-130.
- Petersen, W., Braun, C., Bock, W., Schmidt, K., Weimann, A., Drescher, W., Eiling, E., Stange, R., Fuchs, T., Hedderich, J. & Zantop, T. (2005). A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 125 (9), 614-621.
- Stasinopoulos, D. (2004). Comparison of three preventive methods in order to reduce the incidence of ankle inversion sprains among female volleyball players. *Br. J Sports Med*, 38, 182-185.
- Ubell, M. L., Boylan, J. P., Ashton-Miller, J. A. & Wojtys, E. M. (2003). The effect of ankle braces on the prevention of dynamic forced ankle inversion. *American Journal of Sports Medicine*, 31, 935-940.
- Verhagen, E., van der Beek, A., Twisk, J., Bouter, L., Bahr, R. & van Mechelen, W. (2004). The Effect of a Proprioceptive Balance Board Training Program for the Prevention of Ankle Sprains: A Prospective Controlled Trial. *American Journal of Sports Medicine*, 32, 1385-1393.