

Der Lyapunov-Exponent als responsiver Index der Stabilität während des Gehens bei Patientinnen und Patienten mit Multipler Sklerose

Hilfiker R.^{1,3,5}, Vaney C.², Gattlen B.², Meichtry A.^{4,5}, Lugon-Moulin V.^{2,5}, Anchisi-Bellwald A-M.², Palaci C.², Foinant D.², Deriaz O.³, Terrier Ph.³ ¹Studiengang Physiotherapie, HES-SO Wallis, Leukerbad, ²Berner Klinik Montana, Montana, ³Institut de Recherche en Réadaptation-Réinsertion, Sion, ⁴Institut für Physiotherapie Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften ZHAW, Winterthur⁵, Réseau d'études appliquées des pratiques de Santé, de Réadaptation/(r)éinsertion, HES-SO.

Der Lyapunov-Exponent als Index der lokalen Gangstabilität

Beim Gehen müssen wir immer auf kleinste interne oder externe Störungen reagieren. Interne Störungen sind z.B. "Fehler" in der neuromuskulären Steuerung und externe Störungen werden z.B. durch unebene Böden verursacht. Wie fein wir auf diese Störungen reagieren können, bestimmt die "lokale" dynamische Stabilität des Gehens. Geübte Physiotherapeuten sind relativ gut in der Beurteilung der Gangstabilität, jedoch können wir diese Beobachtung nicht quantifizieren.

Mit Daten eines Beschleunigungsmessers können wir die lokale dynamische Gangstabilität mit dem Lyapunov-Exponenten (**Local divergence exponents** (λ^*)) quantifizieren. Studien zeigten, dass dieser Stabilitätsindex durch das Gleichgewicht beeinflusst wird, zum Beispiel ist dieser Index sehr empfindlich auf Störungen des Innenohrs (van Schooten et al. 2011).

Wie viele Schritte braucht es für die Messung?

Optimal sind zwischen 100 und 150 Doppelschritte. Diese müssen jedoch nicht am Stück sein, sondern können in mehreren Durchgängen gegangen werden (z.B. 15 mal einen Korridor von 10 Meter durchschreiten). Der Beschleunigungsmesser kann z.B. am Rücken fixiert werden.

Was sagt die Literatur über den Lyapunov (λ^*)?

Über den Zusammenhang mit Stürzen gibt es nur Simulationsstudien: Es scheint, als ob nur der λ^*_s (kurzzeitiger λ^* über einen Doppelschritt) ein Risikofaktor für Stürze ist und nicht λ^*_L (siehe Abbildung 1(D)). λ^*_L war auch nicht empfindlich auf induzierte Störungen des Innenohrs, λ^*_s jedoch schon (van Schooten et al. 2011). Lokale dynamische Stabilität und Gangvariabilität unterscheiden sich: Gehen Erwachsene bewusst langsamer, steigt die lokale dynamische Stabilität, die Gangvariabilität nimmt jedoch zu (England et al. 2007; Öberg et al. 1993, Winter 1983). Bei Patienten mit Diabetes erhöht sich die lokale dynamische Stabilität bei langsamerem Gehetempo; die Variabilität steigt jedoch (Dingwell et al. 2000). Die lokale dynamische Stabilität (λ^*_s) nimmt ab bei steigender Geschwindigkeit und ist geringer bei älteren Personen (Kang et al. 2008). Dual Task reduziert die lokale Stabilität und dies nicht nur bei Probanden mit kognitiven Defiziten (Jimker et al. 2012). Ausserdem ist der λ^*_s sehr empfindlich auf Veränderungen des Untergrundes (Chang et al. 2010).

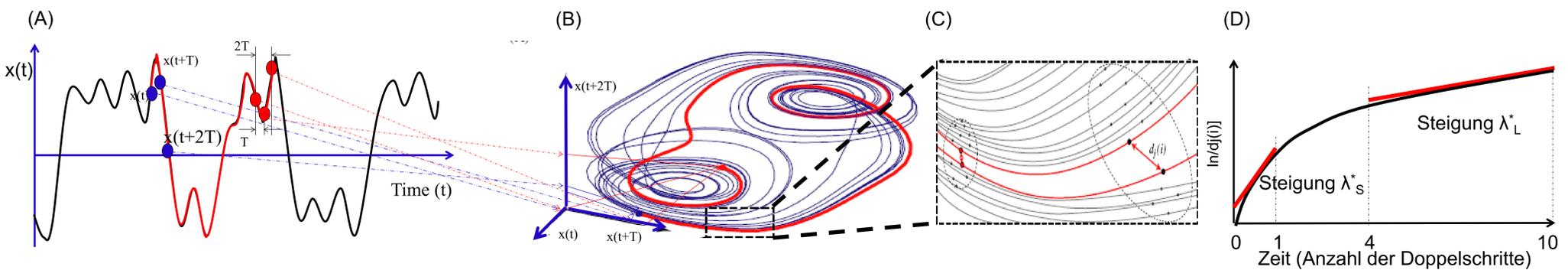


Abb. 1(A) Signal vom Beschleunigungsmesser während des Gehens. Für jeden Punkt auf der Kurve werden weitere Punkte definiert, meist 6 (zur Illustration der Einfachheit halber hier nur drei): Der Punkt $x(t)$, einer mit einem Abstand $1T$ und einer mit Abstand $2T$. Die Grösse von T wird durch eine mathematische Methode definiert.

Abb.1(B) Die n Punkte (hier drei) werden auf ein n -dimensionales Koordinatensystem übertragen (Hier als Beispiel auf ein 3-dimensionales): $x(t) = Z$ -Achse, $x(t+2T) = Y$ -Achse und $x(t+T) = X$ -Achse. Dies wird für jeden Punkt der Originaldaten gemacht. Eine „Runde“ entspricht einem Gangzyklus (Doppelschritt).

Abb. 1(C) Vergrößerung eines lokalen Abschnittes eines «nächsten Nachbars» der über i Zeit-Schritte divergiert [$=d_j(i)$].

Abb. 1(D) die durchschnittliche logarithmisierte Divergenz über alle Paare benachbarter Verläufe über die Zeit (normalisiert zu durchschnittlicher Doppelschritt-Zeit). Wir interessieren uns hier nur für λ^*_s .

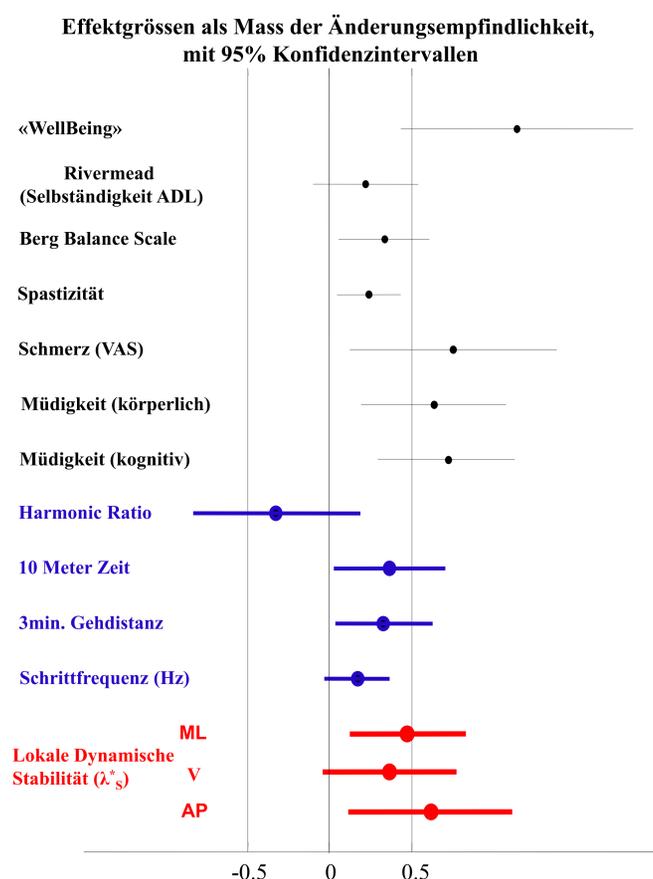


Abb. 2 Effektgrössen mit 95% Konfidenzintervall der Veränderung während der 3-wöchigen stationären Rehabilitation. Alle Werte haben sich verbessert, ausser die der Harmonic Ratio (Wert für die «Gang-Geschwindigkeit»). Blau: Gangmessungen. Rot: Lyapunov-Exponent während des Gehens. ML = mediolateral, V = vertikal, AP = antero-posteriore Beschleunigung. Effektgrössen: 0.2 = kleiner Effekt, 0.5 moderater Effekt, 0.8 grosser Effekt. (Cohen 1988)

Patienten und Methoden

18 Patientinnen und Patienten mit Multipler Sklerose (EDSS-Durchschnitt 5, zwischen 3 und 6). Die mittlere Gehgeschwindigkeit war 0.95 m/s (von 0.5 bis 1.5). Alle Patientinnen und Patienten absolvierten eine dreiwöchige stationäre Rehabilitation. Die in der Abbildung 2 genannten Tests wurden zu Beginn und am Schluss gemacht. Der Lyapunov wurde während dem 3-Minuten Gehetest mit maximaler sicheren Gehgeschwindigkeit mit einem Beschleunigungsmesser auf der Höhe L3 am Rücken gemessen.

Resultate

Von den Gang-Assessments hat der λ^*_s für die anterior-posteriore Beschleunigung die beste Änderungsempfindlichkeit (Hedge's g: Interpretierbar wie Cohen's D Effektstärke, jedoch mit Korrektur für kleine Stichproben).

Diskussion

Der Lyapunov ist ein änderungssensibler Index für die dynamische Gangstabilität. Er ist einfach zu messen (100 bis 150 Doppelschritte, die nicht am Stück gegangen werden müssen). Die Auswertung ist komplex und es gibt noch keine einfachen Auswertungssysteme für die Praxis. Der Lyapunov kann jedoch gut in der Praxis und der Forschung eingesetzt werden, um Verbesserungen oder Verschlechterungen der dynamischen Stabilität zu evaluieren.

Referenzen

van Schooten KS, Sloop LH, Buijn SM et al. Sensitivity of trunk variability and stability measures to balance impairments induced by galvanic vestibular stimulation during gait. *Gait & posture* 2011; 33 (4):656-60.
 England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & posture* 2007; 25 (2):172-8.
 Öberg T, Karsznia A, Öberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development* 1993; 30 (2):210-23.
 Winter DA. Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of motor behavior* 1983; 15 (4):302-30.
 Dingwell JB, Cusumano JP. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos* 2000; 10 (4):848-63.
 Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of biomechanics* 2008; 41 (14):2899-905.
 Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*: Lawrence Erlbaum; 1988.
 Jimker T, Lamoth CJ. Gait and cognition: the relationship between gait stability and variability with executive function in persons with and without dementia. *Gait & posture* 2012; 35 (1):126-30.
 Chang MD, Sejjid E, Wright V, et al. Measures of dynamic stability: Detecting differences between walking overground and on a compliant surface. *Human Movement Science* 2010; 29 (6):977-986.