体力科学 第69巻 第3号 279-284 (2020)
DOI：10.7600/jspfsm.69.279

原　著

Star Excursion Balance Testのリーチ距離と体幹傾斜角度および足関節柔軟性の関係

野津 将時郎[1]，竹村 雅裕[2*]，宮川 俊平[3]

The relationship of the reach distance during the Star Excursion Balance Test with trunk lean angles and ankle flexibility

Shojiro Nozu[1], Masahiro Takemura[2*] and Shumpei Miyakawa[3]

[1]筑波大学大学院，〒305-8577 茨城県つくば市天王台1-1-1 *(Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba City, Ibaraki 305-8577, Japan)*
[2]筑波大学体育系，〒305-8577 茨城県つくば市天王台1-1-1 *(Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba City, Ibaraki 305-8577, Japan)*
[3]筑波大学医学医療系，〒305-8577 茨城県つくば市天王台1-1-1 *(Faculty of Medicine, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba City, Ibaraki 305-8577, Japan)*

Received: January 24, 2020 / Accepted: April 6, 2020

Abstract The Star Excursion Balance Test (SEBT) is a dynamic balance test used for the screening of injuries in the fields of sports; however, we do not clearly understand what factors of the SEBT are associated with the occurrence of injury. We hypothesized that the trunk movement would be a key factor related with the maximum reach distance (MRD) of the SEBT. The purpose of this study was to examine the relationship of the MRD during the SEBT with trunk lean angles and ankle flexibility. We recruited 19 healthy male athletes (age: 21±0.8 years, height: 170.2 ± 6.6 cm, weight: 65.2 ± 6.9 kg) and measured the MRD of the SEBT including anterior, posteromedial and posterolateral directions, the trunk lean angles at MRD, and the maximum ankle dorsi-flexion angle (DFA). The trunk lean angles were measured with the Direct Linear Transformation (DLT) method. The DFA was measured by the weight-bearing-lunge-test. We used Pearson's correlation coefficient. There were positive correlations between the anterior-MRD and DFA; the posteromedial-MRD and the lateral trunk angle; the posterolateral-MRD and the forward trunk angle (r =.58, r =.47, r =.62, $p<0.05$, respectively). For future study, we need to consider the trunk movement and to focus on other factors such as muscle strength, muscle activities, center of mass, and center of pressure, which contribute to the MRD of the SEBT.

Jpn J Phys Fitness Sports Med, 69(3): 279-284 (2020)

Keywords : athletic injuries, risk assessment, kinematics

緒　言

近年，スポーツ活動における傷害発生を予測し，予防プログラムの作成を目的としたスクリーニングツールが注目されており[1)]，その一つとして，Star Excursion Balance Test（以下, SEBT）がある[1,2)]．SEBTは，前方，後内方，後外方向を含むY字状の線上に被験者を立たせ，片脚立位させた状態で遊脚を各方向に最大限リーチさせた距離を測定する動的バランステストである[3)]．再テスト法による信頼性が高く（ICC＝0.84-0.92）[4)]，簡便で安価であるため臨床現場でよく使用されている．システマティックレビューによると，前方リーチ距離の左右差が4 cm以上，また合計スコアが下肢長に対して94％未満であると，下肢傷害発生のリスクが増加すると報告されている[2)]．また，Gribble et al.[5)]は前方リーチ距離の低値（左右差4 cm）が足関節外側靭帯損傷のリスクを予測し得ると報告した．さらに，de Noronha et al.[6)]は前向きに調査した研究で，後内方リーチ距離の低値が足関節捻挫の発生率を増加させると示唆した．

しかしながら，SEBT評価には大きく二つの問題がある．第一に，評価結果がリーチ距離のみであり，動作の質を評価していないため，なぜリーチが伸びないのかという問題の所在が明らかとならない．そのため，適切な予防プログラムを作成することが困難である[7)]．

第二に，動的バランス能力と解釈されるリーチ距離が身体のどのような機能を反映しているかは現在のところ不明である．先行研究によると，SEBTのリーチ距離と下肢筋力[8,9)]，足関節背屈柔軟性[10)]など器質的な要因の

*Correspondence: takemura.masahiro.gw@u.tsukuba.ac.jp

関係性が報告されている．しかし，リーチ距離には多因子が関わり[3]，動作中の身体機能を予測する必要があると考えられる．本来，バランス能力とは，単に筋力や柔軟性だけでなく，支持基底面（Base of support: BOS）内に重心（Center of mass: COM）を保持する能力と定義される[11]．そのため，SEBT評価において，動作中にどのような戦略を用いてCOMをBOS内に保持しているかを理解する必要がある．

一般的に，COMは各身体セグメント質量の合算値によって決まる[12]．特に体幹は，身体部分慣性係数が大きい[13]．また，COMの移動は，股関節や膝関節などの下肢関節モーメントに影響を与える[14]．したがって，体幹部はCOMや下肢関節モーメントに大きく影響を与えると考えられる．また，運動力学的に考えると，リーチ動作を行う際，COMをBOS内に保持するためには，リーチ方向と対側に体幹を傾けることによってバランスをとることが考えられる．つまり，体幹の動きを見ることは，バランスを維持することや身体にどのような力学的パラメーターが作用しているかを予想する上で有用である．仮説として，前方方向は矢状面上，後内外方向は前額面上の体幹傾斜が関わり得る．しかしながら，SEBTにおいてリーチ距離と体幹傾斜角度が関係しているかは不明である．また，先行研究において，前方リーチ距離と足関節柔軟性の関係が示されている[10]ことから，本研究でも同様の関連を持つ集団が実験に参加していることを確認し，動作時の体幹傾斜角度がSEBTのリーチ距離に関連するかを検討する必要がある．SEBTのリーチ距離と体幹傾斜の関連を明確にし，リーチ動作時の体幹コントロールに寄与する身体機能を特定したうえで，バランストレーニングと傷害予防プログラムの作成を行うことが重要である．したがって，本研究の目的は，SEBTのリーチ距離と体幹傾斜および足関節柔軟性の関連を明らかにし，SEBTのリーチ距離に関わる要因を理解する一助とすることとした．

方　法

被験者　T大学に所属する男子アスリート19名（年齢：21.0±0.8, 身長：170.2±6.6, 体重：65.2±6.9）が実験に参加した．採用基準は，過去6ヶ月以内に整形外科的，神経系外科的疾患を有していない者とした．除外基準は，下肢に手術の既往がある者とした．対象者には本研究の内容を十分に説明し，書面で研究参加への同意を得た．なお，本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て行なった（承認番号：27-108）．

実験方法

実験機器と設定

使用された実験機器は以下の通りである．

ビデオカメラ3台（EXLIM EX-F1, CASIO, 300 Hz），同期ランプ装置3台，キャリブレーション用較正ポール（較正マーカー間距離：50 cm），電子インクリノメーター（デジタルアングルメーター, シンワ測定株式会社）．

本研究では，動作中の体幹角度を測定するためにDirect linear transformation method（DLT法）[15]が用いられた．DLT法は，撮影された2次元画像から3次元空間座標を求める手法であり，精度よく測定できるという特徴がある[16]．まず，SEBTを試行する床上に画角（2mx 2m）を作成した．次に，中心から4.5 m離れた，被験者から向かって左右斜め前45°と後ろ0°方向の位置にそれぞれビデオカメラを配置した．また，各カメラの同期は，カメラの画面内に同期ランプ装置の発光ダイオードのパルス光を写しこむことによって行った．そして，作成した画角上にキャリポールを置き，キャリブレーション撮影（計9回）を行い，座標空間を作成した．原点は，水平面上で中心から左下の点とした（Fig. 1）．

実験手順

まず初めに，被験者の体表面（左右両側）にマーカーシールを貼付した．マーカー位置は，第2趾足尖，内外果間の中央に位置する脛骨遠端部，膝蓋骨中央，上前腸骨棘，第10肋骨下端部，臍部，肩峰，胸骨柄，第7頚椎棘突起，第5腰椎棘突起とした．

次に，Weight-Bearing-Lunge-Test（WBLT）を行い，足関節最大背屈角度を測定した．WBLTは，被験者が壁に向かって平行になるように立ち，膝を壁に当て，足底が床面に接地できる足関節最大背屈角度を測定する．足関節最大背屈角度の算出には電子インクリノメーターを使用した．床からの垂直線と下腿がなす角度を足関節最大背屈角度とした（Fig. 2）．測定は3回施行され，解析には平均値が使用された．

そして，SEBT測定を行った．被験者を3方向（前方に対して135°後内方および後外方）に貼られたテープが交差する中心上に立たせた．被験者は，支持足の第2趾がテープの中心に置かれるように立ち（Fig. 1），同期ランプが光る合図で，対側脚をテープの方向に沿って最大限にリーチし，床に接地した．試技の成功条件は，1）踵が床から離れず，2）手が腰から離れず，3）最大リーチした地点で対側足尖が床に軽く触れたものとした[3]．失敗条件は，成功条件以外かつ最大リーチ地点まで（前半）と中心地点に戻るまで（後半）のリーチ側足尖の軌跡が異なるものとした．なお，被験者はSEBT施行前に最低4回の練習を行った．支持脚は利き脚（ボールを蹴る脚）とした．各リーチ距離は，下肢長（上前腸骨棘から内果までの距離）で標準化された値が使用された．各方向3回リーチ距離を測定し，最大値が解析に使用された．

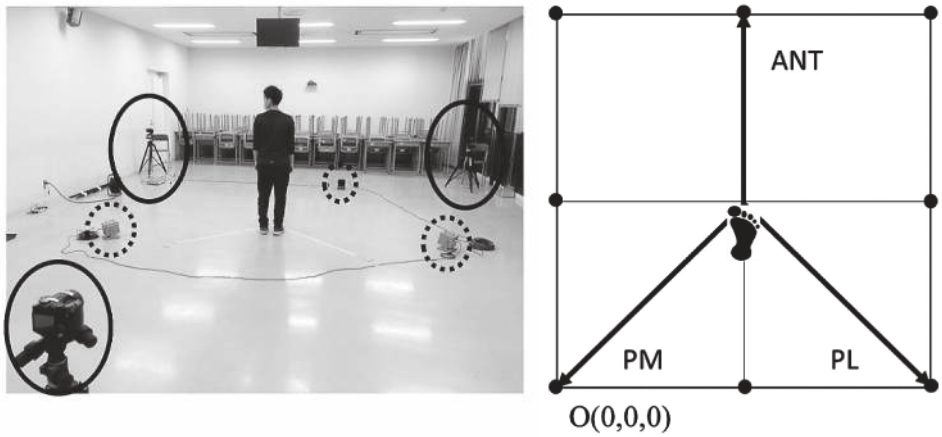

Fig. 1　The experimental measurement of the SEBT using the DLT method
Three video cameras (solid lines) and optical ramps (dotted lines) were set. The testing space was in the 2m-cube. The directions of the SEBT were anterior (ANT), posteromedial (PM), and posterolateral (PL).

Fig. 2　Weight-Bearing-Lunge-Test（WBLT）
The maximum ankle dorsi-flexion angle was defined as the angle between a shank and the vertical line from the floor.

データ解析　解析には，画像分析ソフトFrame-DIAS Ⅳ（DKH社製）を使用した．SEBT測定で最大値を示した施行を選択し，リーチ距離に到達した地点を視覚的に同定した．同じタイミングで同期された３つの画像の２次元データから３次元座標位置へと変換した．得られた３次元座標位置をもとに，体幹角度を算出した．本研究では，第７頚椎棘突起と第５腰椎棘突起を結ぶ線と胸骨柄と臍部を結ぶ線を３次元座標内で合成し，体幹軸と定義した．体幹角度は，座標系垂直（ｚ）軸に対して体幹軸がなす角度を体幹前後傾斜（正の値が前傾）とし，両上前腸骨棘を結ぶ線に対して体幹軸がなす角度を体幹側方傾斜（正の値が外側）と定義した（Fig. 3）．

統計解析　統計解析には，下肢長で標準化された各リーチ距離（%），足関節最大背屈角度の平均値（°），そして，各体幹傾斜角度（°）が使用された．リーチ距離と足関節最大背屈角度，体幹傾斜角度との関連を調べるためにPearsonの積率相関係数が使用された．危険率は５％未満とした．統計解析にはSPSS（IBM SPSS Statistics Ver. 22.0）を用いた．

結　　果

各評価項目の平均値および標準偏差値と項目間の相関係数をTable 1に示す．

前方リーチ距離と足関節最大背屈角度との間に有意な正の相関が認められた（$r=0.58$, $p<0.05$）．また，後内方リーチ距離と体幹外側傾斜との間に有意な正の相関が認められた（$r=0.47$, $p<0.05$）．さらに，後外方リーチ距離と体幹前方傾斜との間に有意な正の相関が認められた（$r=0.62$, $p<0.05$）．

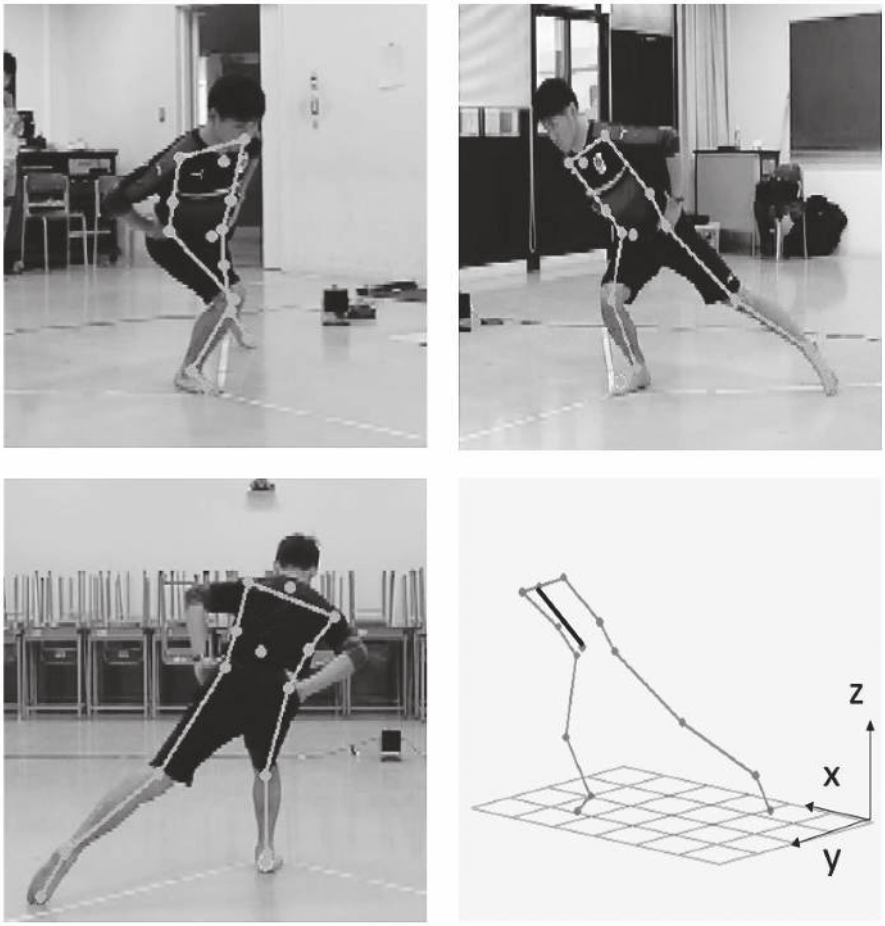

Fig. 3 3-dimentional picture and the trunk axis (a black line)
The 3D picture was synthesized with the three of 2D pictures. The trunk axis in the testing space was calculated by using the 3D synthesis picture.

Table 1. Mean (SD) and correlation coefficients for each outcome.

	N	MRD (%)	Forward (°)	Lateral (°)	DFA (°)
Anterior	19	69.1 (7.0)	-12.9 (12.9)	93.7 (5.0)	47.9 (6.3)
			r=-0.34	r=0.45	r=0.58*
Posteromedial	19	113.3 (8.2)	37.7 (10.1)	99.7 (11.0)	47.9 (6.3)
			r=0.27	r=0.47*	r=0.19
Posterolateral	19	107.3 (7.6)	37.7 (10.6)	101.1 (4.4)	47.9 (6.3)
			r=0.62*	r=0.02	r=0.35

N: Sample size; MRD: Maximum Reach Distance; Forward: the forward trunk angle; Lateral: the lateral trunk angle; DFA: Maximum ankle dorsi-flexion angle; *: $p<0.05$; r: Correlation Coefficient

考　察

本研究の目的は，SEBTのリーチ距離と体幹傾斜角度および足関節柔軟性の関係を明らかにすることであった．前方リーチ距離と足関節背屈角度との間に関連が認められたが，体幹傾斜角度との間には認められなかった．一方，後内方リーチ距離と体幹外側傾斜角度，後外方リーチ距離と体幹前方傾斜角度との間にそれぞれ関連が認められたが，足関節背屈角度との間には認められなかった．

Hoch et al.[10]は，前方リーチ距離とWBLTで測定された足関節最大背屈角度との間に有意な相関はあるものの，他の方向には相関がみられなかったことを報告しており，本研究は先行研究を支持する結果となった．傷害発生と関連し得る前方リーチ距離の左右差（4 cm以上）は，どちらかの前方リーチ距離が低下していると解釈される[5]．前方リーチ距離の低下は，足関節背屈柔軟性の欠如に寄るという見解[17]もあり，本研究はその可能性を示唆している．一方で，前方リーチ距離と体幹傾斜に有意な関係性がみられなかったことから，前方リーチは個々人の体幹傾斜戦略にばらつきがあることが示唆された．また，個々人で前方リーチ中の体幹傾斜が異なることは，下肢関節にかかる力学的負荷も異なることが推測され，単に下肢筋力の強弱がリーチ距離に影響していない可能性を示唆した．

一方，後内方および後外方向のリーチ距離と体幹傾斜の間に正の関係が見られた．一般的に，体幹傾斜はCOMの移動または関節モーメントの増減に影響することが知られている[14,18,19]．つまり，体幹を傾斜させることによってリーチ方向に移動するCOMをBOS内に維持できる．また，体幹傾斜した方向に床反力が作用すると推察できる．したがって，後内方および後外方リーチと体幹傾斜について以下のような説明がつくと考えられる．

後内方リーチに関して，McMullen et al.[20]は，後内方リーチ距離と支持脚側の中殿筋機能との関連を示唆した．体幹外側傾斜は，リーチ動作中に支持脚側の股関節内転を制御するための股関節外転モーメントを発生させる役割もあると考えられる．また，遊脚を身体に対して斜め45°後方にリーチするため，COMも同方向へ移動することが考えられる[21]ことから，COMが支持基底面から逸脱しないために，体幹を外側方向に傾斜させることで，COMの過度な内側移動を制御していると推測できる．

後外方リーチに関して，RobinsonとGribble[20]は，支持脚側の股関節屈曲角度が後外方リーチ距離を説明し得る大きな因子であると示唆した．後方に移動するCOMが支持基底面内から逸脱しないように，前方に体幹傾斜することでCOMを前方に保持し，かつ，股関節屈曲角度を増大させていると考えられる．

本研究ではDLT法による体幹角度の算出を行った．DLT法は測定精度が高く，また，カメラの配置位置の自由度が高いため，スポーツ現場などで簡便に用いることができる[13]．しかしながら，今後の課題として，実際に関節モーメントや筋活動，COM，足圧中心など，他のパラメーターを同期して測定する必要性が考えられる．したがって，3次元動作解析装置やフォースプレートなどのより精密な実験機器を用いて計算を行うことが望ましい．また，なぜ体幹傾斜をすることができ，また，できないのかを個々人によって異なる因子を明確にし，リーチ距離との因果関係を明らかにする必要がある．そして，SEBTのリーチ距離が動的バランステストのアウトカムとして，どのような要因が関わるかを理解したうえで，傷害予測スクリーニングツールとしての有用性を高めていくことが課題である[7]．

利益相反自己申告：著者全員が利益相反はない．

著者貢献

著者SN，MTとSMは，研究の概念化やデザインなど研究計画の立案，得られたデータの分析や解釈に十分な貢献がある．著者SNは，データ収集とデータ解析を担当した．著者MTとSMはデータの解釈および妥当性に批判的な吟味を行った．草稿は著者SNが担当した．すべての著者は，原稿を批判的にレビューし，修正し，投稿を承認した．

引 用 文 献

1) Dallinga JM, Benjaminse A, Lemmink KAPM. Which Screening Tools Can Predict Injury to the Lower Extremities in Team Sports? A Systematic Review. *Sport Med* 42: 791–815, 2012.
2) Hegedus EJ, Mcdonough SM, Bleakley C, Baxter D, Cook CE. Clinician-friendly lower extremity physical performance tests in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury. Part 2 — the tests for the hip, thigh, foot and ankle including the star excursion balance test. *Br J Sport Med* 49: 649–656, 2015. doi: 10.1136/bjsports-2014-094341.
3) Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. *J Athl Train* 47: 339–357, 2012. doi: 10.4085/1062-6050-47.3.08.
4) Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of the star excursion balance test. *Phys Ther Sport* 11: 128–132, 2010. doi: 10.1016/j.ptsp.2010.07.002.
5) Gribble PA, Terada M, Beard MQ, Kosik KB, Lepley AS, Mccann RS, Pietrosimone BG, Thomas AC. Prediction of Lateral Ankle Sprains in Football Players Based on Clinical Tests and Body Mass Index. *Am J Sports Med* 44: 460–467, 2015. doi: 10.1177/0363546515614585.
6) de Noronha M, França LC, Haupenthal A, Nunes GS.

Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: A prospective study. *Scand J Med Sci Sport* 23: 541–547, 2013. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01434.x.

7) Bahr R. Why screening tests to predict injury do not work — and probably never will…: a critical review. *Br J Sport Med* 50: 776–780, 2016. doi: 10.1136/bjsports-2016-096256.

8) Ambegaonkar JP, Mettinger LM, Caswell SV, Burtt A, Cortes N. RELATIONSHIPS BETWEEN CORE ENDURANCE, HIP STRENGTH, AND BALANCE IN COLLEGIATE FEMALE ATHLETES. *Int J Sports Phys Ther* 9: 604–616, 2014.

9) Lockie RG, Schultz AB, Callaghan SJ, Jeffriess MD. The effects of isokinetic knee extensor and flexor strength on dynamic stability as measured by functional reaching. *Isokinet Exerc Sci* 21: 301–309, 2013. doi: 10.3233/IES-130501.

10) Hoch MC, Staton GS, Mckeon PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport* 14: 90–92, 2011. doi: 10.1016/j.jsams.2010.08.001.

11) Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *J Sport Rehabil* 11: 51–66, 2002.

12) Winter DA. Chapter 4, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, (4), John Wiley & Sons, US, p.p.85, 2009.

13) 阿江通良, 湯 海鵬, 横井孝志：日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, 11: 23–33, 1992. doi: 10.3951/biomechanisms.11.23.

14) 小笠原一生, 宮川俊平, 朴 時英：片脚着地動作における着地姿勢が膝外反モーメントに与える効果の静力学的検討–膝前十字靭帯損傷のリスクを高める動作の同定–, 体力科学, 59: 485–494, 2010. doi: 10.7600/jspfsm.59.485.

15) Abdel-Aziz Y, Karara HM. Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry *. *Photogramm Eng Remote Sensing* 81: 103–107, 2015. doi: 10.14358/PERS.81.2.103.

16) 阿江通良：スポーツにおける運動計測, *BME* 5: 25–32, 1991.

17) Cruz-Diaz D, Lomas-Vega R, Osuna-Pérez MC, Contreras FH, Martínez-Amat A. Effects of 6 Weeks of Balance Training on Chronic Ankle Instability in Athletes: A Randomized Controlled Trial. *Int J Sport Med* 36: 754–760, 2015.

18) Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, Jones I, Giffin JR, Jenkyn TR, Vandervoort AA. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 16: 591–599, 2008. doi: 10.1016/j.joca.2007.10.017.

19) Mundermann A, Asay JL, Mundermann L, Andriacchi TP. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech* 41: 165–170, 2008. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.07.001.

20) Mcmullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower Extremity Neuromuscular Control Immediately After Fatiguing Hip-Abduction Exercise. *J Athl Train* 46: 607–614, 2011.

21) Bastien M, Moffet H, Bouyer LJ, Perron M, Hébert LJ, Leblond J. Alteration in global motor strategy following lateral ankle sprain. *BMC Musculoskelet Disord* 15: 436, 2014.