

Zawadka Magdalena, Gawda Piotr, Skublewska-Paszowska Maria, Smolka Jakub, Łukasik Edyta. Physical activity level and mobility of hip, pelvic and spine in sagittal plane during forward bending. Journal of Education, Health and Sport. 2017;7(8):114-123. eISSN 2391-8306. DOI <http://dx.doi.org/10.5281/zenodo.843597>
<http://ojs.ukw.edu.pl/index.php/johs/article/view/4703>

The journal has had 7 points in Ministry of Science and Higher Education parametric evaluation. Part B item 1223 (26.01.2017).

1223 Journal of Education, Health and Sport eISSN 2391-8306 7

© The Authors 2017;

This article is published with open access at Licensee Open Journal Systems of Kazimierz Wielki University in Bydgoszcz, Poland

Open Access. This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Noncommercial License which permits any noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author(s) and source are credited. This is an open access article licensed under the terms of the Creative Commons Attribution Non Commercial License

(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) which permits unrestricted, non commercial use, distribution and reproduction in any medium, provided the work is properly cited.

This is an open access article licensed under the terms of the Creative Commons Attribution Non Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) which permits unrestricted, non commercial use, distribution and reproduction in any medium, provided the work is properly cited.

The authors declare that there is no conflict of interests regarding the publication of this paper.

Received: 20.07.2017. Revised: 02.08.2017. Accepted: 15.08.2017.

Poziom aktywności fizycznej a ruchomość stawu biodrowego, miednicy i kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej podczas skłonu w przód

Physical activity level and mobility of hip, pelvic and spine in sagittal plane during forward bending

**Magdalena Zawadka¹, Piotr Gawda², Maria Skublewska-Paszowska³, Jakub Smolka³,
Edyta Łukasik³**

¹Studia doktoranckie, Wydział Nauk o Zdrowiu, Uniwersytet Medyczny w Lublinie;

²Zakład Rehabilitacji i Fizjoterapii Katedry Rehabilitacji, Fizjoterapii i Balneoterapii
Uniwersytetu Medycznego w Lublinie;

³Instytut Informatyki, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska;

¹PhD student, Faculty of Health Sciences, Medical University of Lublin, Poland;

² Department of Rehabilitation and Physiotherapy; Chair of Rehabilitation,
Physiotherapy and Balneotherapy, Faculty of Health Sciences, Medical University of
Lublin, Poland;

³Institute of Computer Science, Faculty of Electrical Engineering and Computer
Science, Lublin University of Technology, Lublin, Poland;

Corresponding author:

Magdalena Zawadka

magdalenzawadka91@gmail.com

orcid.org/0000-0001-6087-017X

Streszczenie

Wprowadzenie i cel pracy Skłon w przód stanowi część standardowej oceny ruchomości kręgosłupa podczas badania lekarskiego. Siedzący tryb życia wydaje się być czynnikiem prowadzącym do ograniczonego zakresu ruchu. Wpływ poziomu aktywności fizycznej na kinematykę stawów podczas skłonu nie został wcześniej zbadany. W tej pracy badano kinematykę stawu biodrowego, miednicy i kręgosłupa lędźwiowego podczas skłonu do przodu, stosując trójwymiarową analizę ruchu

Material i metody Uczestnicy zostali zaliczeni do jednej z dwóch grup: I- o wyższym poziomie aktywności fizycznej, II- o niższym poziomie aktywności fizycznej na podstawie ich aktywności fizycznej w czasie wolnym. Uczestnicy wykonali skłon do przodu z wyprostowanymi kolanami.

Wyniki Minimalna wartość kąta miednicy uzyskana podczas ruchu była większa w grupie I niż w grupie II ($p = 0,043$). Grupa druga prezentuje większy zakres ruchu kręgosłupa niż pierwsza grupa ($p = 0,021$).

Wnioski Wyniki mogą wskazywać na ograniczoną kontrolę motoryczną i stabilność tułowia związaną z niższym poziomem aktywności fizycznej. Przyczyny różnic w ruchomości kręgosłupa i miednicy wymagają dalszych badań.

Słowa kluczowe: aktywność fizyczna, kinematyka, kręgosłup.

Abstract

Introduction and purpose Forward bending is a part of standard evaluation of spine mobility during physical examination. More sedentary lifestyle seems to be a factor lead to limited range of motion. However influence of physical activity level on kinematics of joints during bending has not been previously investigated. In this study, kinematics of the hip joint, pelvic and the lumbar spine during forward bending were examined using the three-dimensional motion analysis.

Material and method Participants were included to one of two groups: I-higher physical activity level, II-lower physical activity level on the basis of their leisure time physical activity. Participants performed forward bending with straight knees.

Results Minimal value of pelvic angle reached during motion was higher in I group than in II group ($p=0.043$). Second group demonstrated larger spine range of motion than the first group ($p=0.021$).

Conclusions This results may indicate a limited motor control and core stability associated with lower level of physical activity. Causes of different spino-pelvic motion need further investigations.

Key words: physical activity, kinematics, spine.

Wprowadzenie

Skłon w przód w rehabilitacji służy ocenie zakresu ruchomości kręgosłupa i miednicy (1). Jest on stosowany jako test do oceny elastyczności mięśni grupy kulszowo-goleniowych. Ponadto jest jedną ze strategii podnoszenia przedmiotów z podłoża (2). Wykonanie skłonu wymaga zgięcia kręgosłupa, przodopochylenia miednicy oraz zgięcia stawów biodrowych przy wyprostowanych stawach kolanowych. Ograniczenie ruchomości kręgosłupa lędźwiowego oraz skrócenie mięśni kulszowo-goleniowych jest częste wśród osób z bólami pleców(3). Mięśnie kulszowo-goleniowe ograniczają przodopochylenie miednicy tym samym zmniejszając zakres skłonu w przód (4). Ruchomość miednicy, stawu biodrowego oraz kręgosłupa są ściśle ze sobą związane. Wzajemny stosunek zmiany ich ruchomości podczas skłonu definiowany jest jako rytm lędźwiowo-miedniczy (5,6). Ocena kompleksu lędźwiowo-miedniczego w czasie ruchu służy określeniu deficytów kontroli motorycznej. Przyczyn

zarówno skrócenia mięśni kuszowo-goleniowych, jak i deficytów kontroli motorycznej, doszukuje się w siedzącym trybie życia i ograniczeniu aktywności fizycznej (7).

Celem pracy było porównanie zakresu ruchomości stawu biodrowego, pochylenia miednicy i ruchomości kręgosłupa podczas skłonu w przód u osób o różnym poziomie aktywności fizycznej.

Material i metoda

Uczestnicy

Grupę badaną stanowili ochotnicy-studenci Uniwersytetu Medycznego w Lublinie i Politechniki Lubelskiej. Na podstawie autorskiego kwestionariusza ankiety uczestnicy badania zostali podzieleni dwie grupy. Pierwszą grupę (I) stanowiły osoby „bardziej aktywne”, podejmujące wysiłek fizyczny w wolnym czasie przez pięć lub więcej godzin w ciągu tygodnia. Grupa druga (II) to osoby mniej aktywne – podejmujące aktywność fizyczną przez mniej niż 4 godziny na tydzień. Uczestnicy wykonywali skłon w przód w pozycji stojącej. Pozycją wyjściową było stanie ze wzrokiem skierowanym na wprost, stopami ustawionymi na szerokość bioder z dopuszczalnym niewielkim odchyleniem stóp na zewnątrz oraz kończynami górnym ustawionymi równoległe do podłoża. Ochotnicy wykonywali skłon w maksymalnym zakresie bez pogłębiania ruchu i utrzymywali tę pozycję przez trzy sekundy. Następnie wracali do pozycji wyjściowej.

Narzędzie

Do pomiaru zastosowano system motion capture firmy Vicon. System składa się z 8 kamer na podczerwień (T40S NIR), 2 referencyjnych kamer wideo (Bonita 720c), stacji Giganet oraz komputera sterującego z oprogramowaniem Nexus 2.0. W celu stworzenia modelu sylwetki człowieka na ciele badanych zostało umieszczonych 39 markerów odbijających światło. Zostały one przymocowane do skóry badanych za pomocą dwustronnej taśmy w określonych punktach anatomicznych: cztery markery w obrębie głowy (przedni-lewy, przedni-prawy, tylny-lewy, tylny-prawy); wyrostki kolczyste C7 i TH10, wcięcie jarzmowe mostka, wyrostek mieczykowaty mostka, środek prawej łopatki, stawy barkowo-obojczykowe, w jednej trzeciej bliższej lewego ramienia, w jednej trzeciej dalszej prawego ramienia, nadkłykcie boczne kości ramiennych, w jednej trzeciej bliższej prawego przedramienia, w jednej trzeciej dalszej lewego przedramienia, po łokciowej i promieniowej

stronie stawu promieniowo-nadgarstkowego, drugi staw śródrečno-paliczkowy prawej i lewej ręki, kolce biodrowe przednie górne, kolce biodrowe tylne górne, w jednej trzeciej górnej prawego uda, w jednej trzeciej dolnej lewego uda, nadkłykcie boczne kości udowych, w jednej trzeciej bliższej prawej goleni, w jednej trzeciej dalszej lewej goleni, kostki boczne, guzy piętowe, głowy drugich kości śródstopia. Pomiar ruchomości stawu biodrowego, miednicy i kręgosłupa został zdefiniowany zgodnie z modelem Plug-in-Gait Full Body (http://www.irc-web.co.jp/vicon_web/news_bn/PIGManualver1.pdf)

Po zapisie nagrania i obróbce powstał model Plug-in-Gait. Częstotliwość próbkowania wynosiła 100Hz. Wygenerowano wyniki wartości maksymalnych i minimalnych kątów w stawach. Jako całkowity zakres ruchu (ROM-range of motion) przyjęto różnicę wartości maksymalnej i minimalnej. Porównano wartości minimalną i maksymalną osiągnięte w danym stawie podczas ruchu w płaszczyźnie strzałkowej oraz całkowity zakres ruchomości między grupami reprezentującymi różny deklarowany poziom aktywności fizycznej.

Wyniki

Osoby bardziej aktywne wykazywały mniejszą różnorodność w zakresie ruchomości stawu biodrowego, miednicy i kręgosłupa w czasie skłonu w przód, co wyraża wartość odchylenia standardowego oraz wartości skrajne (maksymalne i minimalne) z obu grup.

Ruchomość stawu biodrowego była porównywalna i nie różniła się istotnie statystycznie w obu grupach. Podobnie maksymalny kąt przodopochylenia miednicy oraz całkowita jej ruchomość nie różniły się znacząco w obu grupach. Porównując najmniejszy osiągnięty kąt przez miednicę stwierdzono istotnie mniejszy kąt u osób mniej aktywnych ($p=0,043$). Maksymalny i minimalny kąt osiągnięty przez kręgosłup nie różnił się istotnie w obu grupach, ale biorąc pod uwagę całkowity zakres ruchomości kręgosłupa grupa osób mniej aktywnych wykazała istotnie większy zakres w porównaniu z osobami bardziej aktywnymi ($p=0,021$).

Tabela 1. Wartości kątów [°] uzyskane przez osoby z grupy I.

Zmienne	N	Średnia	Mediana	Odchylenie standardowe	Minimum	Maksimum
Staw biodrowy (max)	9	70,133	71,454	7,508	55,288	82,880
Staw biodrowy (min)	9	2,939	4,309	3,357	-2,221	6,427
Staw biodrowy (ROM)	9	67,194	67,418	6,563	53,252	77,922
Przodopochylenie miednicy (max)	9	62,298	65,552	8,887	47,233	76,735
Przodopochylenie miednicy (min)	9	9,837	11,465	3,902	3,488	14,157
Przodopochylenie miednicy (ROM)	9	52,461	51,890	7,880	35,577	65,363
Ruchomość kręgosłupa (max)	8	62,799	63,781	6,122	48,306	67,050
Ruchomość kręgosłupa (min)	8	-15,333	-17,430	5,286	-21,178	-7,987
Ruchomość kręgosłupa (ROM)	8	78,132	78,717	5,749	69,484	84,032

Wartości ujemne w przypadku stawu biodrowego i kręgosłupa oznaczają wyprost.

Tabela 2. Wartości kątów [°] uzyskane przez osoby z grupy II.

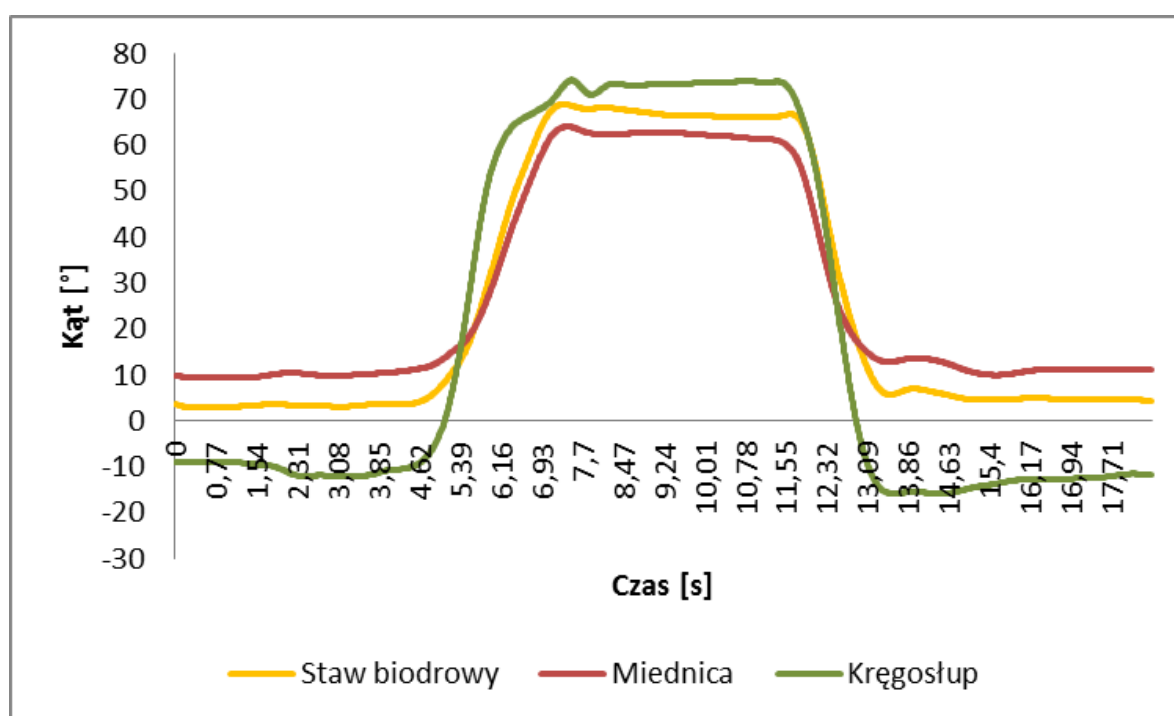
Zmienne	N	Średnia	Mediana	Odchylenie standardowe	Minimum	Maksimum
Staw biodrowy (max)	9	75,887	76,004	11,260	62,660	99,824
Staw biodrowy (min)	9	1,559	1,405	4,178	-6,139	8,102
Staw biodrowy (ROM)	9	74,328	69,992	12,247	59,174	98,419
Przodopochylenie miednicy (max)	8	63,248	60,105	8,356	56,878	80,598
Przodopochylenie miednicy (min)	8	6,817	7,147	2,420	1,286	9,193
Przodopochylenie miednicy (ROM)	8	56,431	53,105	9,421	48,634	73,424
Ruchomość kręgosłupa (max)	9	72,225	73,335	15,335	45,194	100,761
Ruchomość kręgosłupa (min)	9	-17,812	-16,014	8,531	-31,782	-4,802
Ruchomość kręgosłupa (ROM)	9	90,037	90,108	11,513	72,400	110,681

Wartości ujemne w przypadku stawu biodrowego i kręgosłupa oznaczają wyprost.

Tabela 3. Porównanie wyników obu grup.

Zmienne	Mniej aktywni (II)		Bardziej aktywni (I)		Test U Manna-Whitneya	
	M	SD	M	SD	U	Istotność <i>p</i>
Staw biodrowy (max)	75,887	11,260	70,133	7,508	31,000	0,401
Staw biodrowy (min)	1,559	4,178	2,939	3,357	31,000	0,401
Staw biodrowy (ROM)	74,328	12,247	67,194	6,563	26,000	0,200
Przodopochylenie miednicy (max)	63,248	8,356	62,298	8,887	36,000	1,000
Przodopochylenie miednicy (min)	6,817	2,420	9,837	3,902	15,000	0,043
Przodopochylenie miednicy (ROM)	56,431	9,421	52,461	7,880	32,000	0,700
Ruchomość kręgosłupa (max)	72,225	15,335	62,799	6,122	18,000	0,083
Ruchomość kręgosłupa (min)	-17,812	8,531	-15,333	5,286	31,000	0,630
Ruchomość kręgosłupa (ROM)	90,037	11,513	78,132	5,749	12,000	0,021

M-średnia; SD-odchylenie standardowe. Wartości ujemne w przypadku stawu biodrowego i kręgosłupa oznaczają wyprost



Wykres 1. Wartości osiągniętych kątów w czasie skłonu (dla jednego z uczestników z grupy drugiej).

Dyskusja

Praca porównuje zakres ruchomości stawu biodrowego, pochylenia miednicy i ruchomości kręgosłupa podczas skłonu w przód u osób o różnym poziomie aktywności fizycznej.

Otrzymane wyniki wskazują, że osoby deklarujące większą aktywność fizyczną wyrażoną w godzinach na tydzień mają zbliżone lub mniejsze zakresy ruchów w stawie biodrowym, pochyleniu miednicy i ruchomości kręgosłupa. Choć większość z wyników nie jest istotna statystycznie, można zauważyć, że w większości przypadków wartości kątów są większe u osób o mniejszej aktywności fizycznej. Minimalna wartość, jaką osiągało pochylenie miednicy, jest większa (o średnio 3 stopnie) u osób o większej aktywności. Trudno stwierdzić, czy taka różnica wpływa znacząco na kinematykę ruchu podczas skłonu. Najmniejsze przodopochylenie występuje w pozycji wyjściowej i wraz z pogłębianiem skłonu wzrasta ono. Zatem osoby bardziej aktywne w przeprowadzonym badaniu mają większe przodopochylenie miednicy w pozycji stojącej, ale nie pociąga to za sobą większego wyprostu kręgosłupa, chociaż uważa się, że przodopochylenie miednicy ma związek z lordozą lędźwiową.

Interesujący jest znacznie większy zakres zgięcia kręgosłupa u osób mniej aktywnych. Nie można stwierdzić czy całkowity zakres ruchomości w drugiej grupie był ograniczony, ponieważ uczestnicy badania nie wykonywali testu palce-podłoga. Długość tułowia w stosunku do długości kończyn dolnych również może mieć wpływ na zakres skłonu w przód. Potencjalnym wyjaśnieniem otrzymanych wyników może być jednak większa stabilność w obrębie tułowia u osób bardziej aktywnych, która chroni przed większym zakresem zgięcia kręgosłupa. Pojawiające się w czasie zgięcia siły kompresyjne i ścinające są jedną z przyczyn przeciążeń w obrębie tkanek kręgosłupa. Mogą one prowadzić do uszkodzenia krążka międzykręgowego i dolegliwości bólowych pleców.

Badania przeprowadzone przez Hayashi et al. dowodzą, że w czasie skłonu większe wartości przodopochylenia miednicy nie powodują zmniejszenia ramienia dźwigni dla mięśni kręgosłupa i nie zmniejszają sił kompresyjnych działających na kręgosłup. Natomiast większy kąt zgięcia kręgosłupa powoduje większe siły ścinające mogące uszkadzać elementy bierne np. więzadła (8,9). Zatem większe zgięcie zaobserwowane u osób z drugiej grupy może predysponować do uszkodzeń w obrębie kręgosłupa i wystąpienia dolegliwości bólowych. Jak donoszą wcześniejsze badania, osoby z bólami pleców w większym zakresie angażują

kręgosłup (10) oraz mają mniejszą ruchomość miednicy (11) w czasie skłonu, co może wynikać z ograniczenia elastyczności grupy mięśni kulszowo-goleniowych (3). Hasebe et al. twierdzi, że pochylenie miednicy jest odwrotnie proporcjonalne do ruchomości kręgosłupa(12). W przeprowadzonych przez autorów badaniach ruchomość miednicy w obu grupach była porównywalna, natomiast ruchomość kręgosłupa różniła się znacznie.

Ograniczeniem badania jest mała liczebność próby, brak obiektywnej oceny poziomu aktywności fizycznej oraz brak pomiaru całkowitego zakresu skłonu np. za pomocą testu palce-podłoga. Duża rozbieżność otrzymanych wyników może świadczyć, że nie sama ilość czasu poświęcanego na aktywność fizyczną, a być może rodzaj aktywności w większym stopniu determinują ruchomość stawów podczas aktywności wielostawowych. Trudno również ocenić znaczenie kliniczne badań, ponieważ brakuje badań nad występowaniem bólów pleców, a stopniem aktywności fizycznej. Jednak niniejsze badania mogą sugerować wpływ poziomu aktywności fizycznej na osiągnięte zakresy ruchomości poszczególnych stawów podczas złożonych ćwiczeń i rytm lędźwiowo-miedniczy.

Wnioski

Osoby o większym poziomie aktywności fizycznej w mniejszym stopniu zginają kręgosłup w czasie skłonu w przód. Minimalna wartość przodopochylenia miednicy jest większa w grupie osób bardziej aktywnych. Potrzebne są dalsze badania nad wpływem stopnia i rodzaju aktywności fizycznej na parametry kinematyczne kompleksu lędźwiowo-miedniczego.

Piśmiennictwo

References

1. Perret C, Poiraudreau S, Fermanian J, Colau MML, Benhamou MAM, Revel M. Validity, reliability, and responsiveness of the fingertip-to-floor test. Arch Phys Med Rehabil. 2001 Nov 1;82(11):1566–70.
2. van Dieën JH, Hoozemans MJ, Toussaint HM. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. Clin Biomech Bristol Avon. 1999 Dec;14(10):685–96.

3. Jandre Reis FJ, Macedo AR. Influence of Hamstring Tightness in Pelvic, Lumbar and Trunk Range of Motion in Low Back Pain and Asymptomatic Volunteers during Forward Bending. *Asian Spine J.* 2015 Aug;9(4):535–40.
4. Hasebe K, Okubo Y, Kaneoka K, Takada K, Suzuki D, Sairyo K. The effect of dynamic stretching on hamstrings flexibility with respect to the spino-pelvic rhythm. *J Med Investig JMI.* 2016;63(1–2):85–90.
5. Vazirian M, Dillen LV, Bazrgari B. Lumbopelvic rhythm during trunk motion in the sagittal plane: A review of the kinematic measurement methods and characterization approaches. *Phys Ther Rehabil.* 2016 Jun 14;3(1):5.
6. Pries E, Dreischarf M, Bashkuev M, Putzier M, Schmidt H. The effects of age and gender on the lumbopelvic rhythm in the sagittal plane in 309 subjects. *J Biomech.* 2015 Sep;48(12):3080–7.
7. O’Sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Möller NE, Richards KV. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine.* 2002 Jun 1;27(11):1238–44.
8. Hayashi S, Katsuhira J, Matsudaira K, Maruyama H. Effect of pelvic forward tilt on low back compressive and shear forces during a manual lifting task. *J Phys Ther Sci.* 2016 Mar;28(3):802–6.
9. Maduri A, Pearson BL, Wilson SE. Lumbar-Pelvic Range and Coordination During Lifting Tasks. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol.* 2008 Oct;18(5):807–14.
10. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine.* 1996 Jan 1;21(1):71–8.
11. Porter JL, Wilkinson A. Lumbar-hip flexion motion. A comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18- to 36-year-old men. *Spine.* 1997 Jul 1;22(13):1508-1513; 1513-1514.
12. Hasebe K, Sairyo K, Hada Y, Dezawa A, Okubo Y, Kaneoka K, et al. Spino-pelvic-rhythm with forward trunk bending in normal subjects without low back pain. *Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol.* 2014 Jul;24 Suppl 1:S193-199.