

Zaangażowanie Autorów

- A – Przygotowanie projektu badawczego
B – Zbieranie danych
C – Analiza statystyczna
D – Interpretacja danych
E – Przygotowanie manuskryptu
F – Opracowanie piśmiennictwa
G – Pozyskanie funduszy

Author's Contribution

- A – Study Design
B – Data Collection
C – Statistical Analysis
D – Data Interpretation
E – Manuscript Preparation
F – Literature Search
G – Funds Collection

**Piotr Tederko^{1,2(A,B,C,D,E,F)}, Marek Krasuski^{1,2(A,D,E,F,G)},
Paweł Maciejasz^{3(D,E,F)}**

¹ Klinika Rehabilitacji Akademii Medycznej, Konstancin

² Oddział II Rehabilitacji Schorzeń Narządu Ruchu Centrum Rehabilitacji STOCER, Konstancin

³ Instytut Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej, Politechnika Warszawska

¹ Warsaw Medical University, Department of Rehabilitation, Konstancin, Poland

² 2nd Department of Rehabilitation of Musculoskeletal Disorders, STOCER Rehabilitation Centre, Konstancin, Poland

³ Institute of Precise and Biomedical Engineering, Warsaw University of Technology, Poland

Stabilizator miednicy i kończyn dolnych w pomiarze ruchomości kręgosłupa w odcinku piersiowym i lędźwiowym dla potrzeb ortopedii i rehabilitacji – doniesienie wstępne

Restraîner of pelvis and lower limbs in thoracic and lumbar range of motion measurement – preliminary report

Słowa kluczowe: pomiar antropometryczny, diagnostyka, ortopedia, rehabilitacja, kręgosłup, zakres ruchów

key words: anthropometric measurement, diagnostics, orthopaedics, rehabilitation, spine, range of motion

STRESZCZENIE

Wstęp. Zakres czynnej ruchomości kręgosłupa (ZCRK) jest jednym z podstawowych parametrów oceny czynnościowej układu ruchu. Istnieje potrzeba opracowania dokładnej wiarygodnej, powtarzalnej i nieszkodliwej metody oceny ZCRK w odcinku lędźwiowym i piersiowym. Stabilizacja miednicy poprawia kontrolę pozycji wyjściowej i pozwala uniknąć błędów związanego z ruchem kompensacyjnym. Przedstawienie prototypu stanowiska pomiarowego ruchomości czynnej kręgosłupa piersiowego i lędźwiowego; pomiar powtarzalności badania, analiza odwrotności pozycji pośredniej.

Material i metody. Pięciokrotny trójplaszczynowy pomiar ZCRK lędźwiowego i piersiowego u 12 zdrowych ochotników.

Wyniki. Zbiory poszczególnych parametrów ruchomości kręgosłupa każdego z badanych spełniały kryteria rozkładu normalnego. Średnie ZCRK: odcinek piersiowy: płaszczyna strzałkowa 40,1° (SD=5,56°; uśredniony współczynnik zmienności CV=13,88%); czołowa 34,0° (SD=3,01°; CV=8,84%); horyzontalna 75,2° (SD=6,01°; CV=7,99%). Odcinek lędźwiowy: płaszczyna strzałkowa 112° (SD=4,13°; CV=3,68%), czołowa 67,6° (SD=2,72°; CV=4,03%) horyzontalna 14,8° (SD=3,77°; CV=25,45%). Współczynnik korelacji międzyklasowej ICC dla poszczególnych badanych wynosił 0,95-0,99 (p<0,0001). Odwrotność pozycji pośredniej w odcinku piersiowym wynosiła 1,08°-2,63°, w lędźwiowym 1,23°-2,31°. Wyniki porównano z danymi z piśmiennictwa stwierdzając dobrą odwrotność pozycji pośredniej i wysokie wartości ICC w badanej metodzie. Omówiono potencjalne źródła błędów. Sformułowano wytyczne konstrukcji ostatecznego modelu stabilizatora miednicy i kończyn dolnych do celów pomiarowych.

Wnioski. Walidowany pomiar ZCRK jest użytecznym parametrem w monitorowaniu pacjentów ze schorzeniami narządu ruchu. Ustalenie wartości normatywnych dla ZCRK piersiowego i lędźwiowego na podstawie literatury jest trudne ze względu na różnice w protokołach badań. Stabilizacja miednicy poprawia powtarzalność badania ZCRK w odcinku lędźwiowym i kontrolę pozycji pośredniej. Prototyp stwarza możliwość wysoko powtarzalnego pomiaru, wymaga jednak poprawek technicznych.

SUMMARY

Background. Range of motion (ROM) is a parameter of prime importance for clinical assessment of spinal function. Many spinal ROM assessment techniques of varying reliability are currently in use. Immobilization of the pelvis and lower extremities improves control of the neutral position and decreases the error resulting from compensatory hip motion during measurement. To present a prototypic station for active 3-dimensional spinal ROM assessment; to analyze repeatability of measurements and reproducibility of the neutral position.

Material and methods. A quintuple 3-dimensional measurement of the lumbar and thoracic active range of motion in 12 healthy volunteers.

Results. The series of results obtained for each subject fulfilled the criteria of a normal distribution. The mean values of thoracic ROM were as follows: sagittal 40.1° (SD=5.56°; mean coefficient of variation CV=13.88%); horizontal 75.2° (SD=6.01°; CV=7.99%); frontal 34.0° (SD=3.01°; CV=8.84%). The mean values of lumbar ROM were as follows: sagittal 112.0° (SD=4.13; CV=3.68%); horizontal 14.8° (SD=3.77°; CV=25.45%); frontal 67.6° (SD=2.72°; CV=4.03%). Interclass correlation coefficients for particular subjects ranged between 0.95 and 0.99 (p<0,0001). Mean reproducibility of the neutral position was 1.08°-2.63° in thoracic spine and 1.23°-2.31° in lumbar spine. Comparison of the results with literature data revealed good neutral position reproducibility and high values of interclass correlation coefficients in the present study. Potential reasons for assessment errors are discussed. Recommendations for the construction of an improved immobilizer for diagnostic purposes are presented.

Conclusions. Validated spinal ROM measurements are useful in monitoring patients with musculoskeletal disorders. Immobilization of the pelvis and lower limbs improves repeatability of thoracic and lumbar ROM assessment and reproducibility of a neutral position. The prototype enables highly repeatable measurements, but requires technical improvements.

Liczba słów/Word count: 7568

Tabele/Tables: 4

Ryciny/Figures: 2

Piśmiennictwo/References: 36

Adres do korespondencji / Address for correspondence

dr Piotr Tederko
ul. Wierzejewskiego 12, 05-511, Konstancin
tel./fax: (0-22) 711-90-16, e-mail: pited@esculap.pl, tederko@mp.pl

Otrzymano / Received 15.03.2007 r.
Zaakceptowano / Accepted 28.04.2007 r.

WSTĘP

Zakres ruchomości kręgosłupa jest jednym z najważniejszych obiektywnych parametrów oceny funkcjonalnej pacjenta ze schorzeniami narządu ruchu. Przeprowadzenie badania w powtarzalnych warunkach pozwala na obiektywizację stanu zdrowia pacjenta, monitorowanie przebiegu choroby oraz wyników leczenia, ma wartość prognostyczną [1,2]. Pamiętać należy jednak, że badanie ruchomości kręgosłupa charakteryzuje się wysoką czułością i niską specyficznością. Zakres ruchu kręgosłupa związany jest bowiem nie tylko z ruchomością poszczególnych segmentów, ale i stanem obwodowego układu ruchu, a zwłaszcza stawów biodrowych. Wynik badania ruchomości kręgosłupa zależy również od takich czynników jak: aktywność poprzedzająca badanie, napięcie mięśni szkieletowych, stan emocjonalny [3,4]. Ćwiczenia wzmacniające mięśnie powodują redukcję, zaś rozciągające (zwłaszcza bierne) – wzrost zakresu ruchów. Chociaż efekt ten jest lepiej opisany w obwodowych grupach mięśni, ma niezaprzeczone znaczenie również dla badania ruchomości kręgosłupa [5,6,7]. Podstawowe znaczenie dla użyteczności badania klinicznego ma zachowanie w kolejnych pomiarach jednolitego protokołu z uwzględnieniem wymienionych uprzednio czynników [8,9]. Różnorodność stosowanych technik pomiarowych wpływa na zróżnicowanie wyników referencyjnych. Parametr odpowiadający referencyjnej ruchomości odcinkowej kręgosłupa może być uznany za właściwy w badaniach porównawczych jedynie przy zastosowaniu identycznych warunków i techniki badania [3,10,11,12].

Powyższe wymagania nie zawsze znajdują odzwierciedlenie w praktyce klinicznej. Zdaniem Nitzske rozpowszechniona w Stanach Zjednoczonych metoda pomiaru ruchomości odcinka piersiowego i lędźwiowego przy użyciu goniometru, mimo, iż jest zalecana przez American Medical Association, charakteryzuje się niską wiarygodnością i powtarzalnością [13]. W Polsce nie ma standardów określających metodologię pomiaru ruchomości kręgosłupa dla celów oceny klinicznej.

Metody nieinwazyjnej oceny ruchomości kręgosłupa podzielić można na wykorzystujące analizę przemieszczenia znaczników umieszczonych na skórze w rzutach punktów antropometrycznych oraz metody nie wymagające umieszczenia znaczników na ciele. Metody oparte na analizie przemieszczenia rzutów punktów antropometrycznych stosowane są powszechnie. Ich wadą jest niedokładność wyznaczenia położenia analizowanego punktu, niedoskonałość przyczepu znacznika i trudna do przewidzenia przesuwalność skóry [8,12,14]. Saur udowadnia istnienie dobrej korelacji (współczynnik korelacji 0,95 dla zgięcia i 0,82 dla wyprost) pomiarów plurimetrycznych opartych na punktach orientacyjnych wyznaczanych palpacyjnie z wynikami badania, gdzie punkty wyznaczano metodą radiograficzną [15]. Pomiary ruchomości z zastosowaniem taśmy mierniczej są wiarygodne jedynie w odniesieniu do zgięcia bocznego i zgięcia strzałkowego [16]. Metody niewymagające mocowania znaczników do skóry (goniometria, inklinometria) odznaczają się mniejszą dokładnością, wykorzystywane są przede wszystkim do pomiaru ruchomości globalnej [11,17,18].

BACKGROUND

Spinal range of motion (ROM) is a parameter of prime importance for functional assessment of patients with musculoskeletal disorders. Reliable estimation of ROM is an important part of an objective appraisal of health status. The measurement is useful for monitoring the progress of disease, evaluation of the effects of therapy and predicting a prognosis [1,2]. Measurement of spinal ROM is an examination of high sensibility and low specificity. ROM reflects the mobility of particular spinal segments. The results can be altered by other factors, such as physical activity preceding the examination, movements in extraspinal joints (e.g. hips), muscular tone, emotional state, etc. [3,4]. Endurance exercises decrease ROM, whereas stretching exercises (particularly passive) increase mobility. This effect is more pronounced in peripheral joints, but undoubtedly also exists in the spine [5-7]. The use of a uniform examination protocol that eliminates the variability of the above-mentioned factors is essential for a valid ROM examination [8, 9]. The use of a variety of measurement techniques for assessing spinal ROM leads to a wide diversity of reference values describing "normal" mobility, with individual reference values being appropriate only for measurements performed with the same technique in comparable conditions [3,10,11,12].

The above requirements are not always respected in clinical practice. According to Nitzske, goniometric measurement of thoracic and lumbar ROM, however widely approved in USA and recommended by the American Medical Association, is characterized by low reliability and repeatability [13]. There are no standards pertaining to the use of spinal ROM evaluation for clinical purposes in Poland.

Non-invasive methods of spinal ROM assessment include: 1) estimations based on analysis of displacement of skin markers corresponding to anthropometric landmarks; 2) measurements that do not require such markers. The disadvantages of skin marker techniques are related to inappropriate marker location and skin displacement during motion [8,12,14]. Saur demonstrated good correlation between plurimetric spinal ROM measurements obtained with tentative determination of skeletal points and estimations preceded by radiographic identification of vertebrae (correlation coefficients were 0.95 for flexion and 0.82 for extension) [15]. Techniques utilising measurement tapes are reliable only for lateral flexion and sagittal flexion [16]. Methods that do not require identification and skin marking of anthropometric landmarks are less precise and are mainly employed for global ROM estimations [11,17,18].

The reproducibility of a neutral position is a parameter of prime value for measurement reliability [19]. Only a few authors emphasize the role of pelvic stabilization during an examination of lumbar or thoraco-lumbar ROM [2,12,20, 21,22].

Zasadnicze znaczenie dla wiarygodności pomiaru ruchomości czynnej ma odtwarzalność pozycji wyjściowej [19]. Niektórzy badacze zwracają uwagę na znaczenie odcinkowej stabilizacji miednicy przy badaniu ruchomości odcinka lędźwiowego lub lędźwiowo-piersiowego [2,12,20,21,22].

Hipoteza badawcza

Stabilizacja miednicy poprawia wiarygodność pomiaru ruchomości czynnej odcinka piersiowego i lędźwiowego poprzez redukcję błędu wynikającego z niekontrolowanych ruchów kompensacyjnych stawów biodrowych i napięcia mięśni synergistycznych, jak również poprawia kontrolę pozycji pośredniej.

Cele pracy

1. Przedstawienie prototypu stanowiska do pomiaru ruchomości czynnej w odcinku lędźwiowym i piersiowym w warunkach stabilizacji miednicy i kończyn dolnych.
2. Pomiar powtarzalności badania.
3. Analiza odtwarzalności pozycji pośredniej w aparacie.

MATERIAŁ I METODY

Prototyp stabilizatora wykonała firma MET-SPOS z Siedlec wykorzystując elementy parapodium dynamicznego dla dorosłych Tytan dostarczonego przez firmę Axon. Przeznaczeniem aparatu jest stabilizacja miednicy i kończyn dolnych w trakcie pomiaru ruchomości kręgosłupa w trzech płaszczyznach z pozycją wyjściową stojącą wyprostowaną. Urządzenie składa się z systemu stabilizującego miednicę, opartego na niezależnie przemieszczanych pelotach dopasowanych do kształtu talerzy biodrowych, okolicy krzyżowo-guzicznej i spojenia łonowego (Ryc. 1-A, B, C). Dodatkowe elementy stabilizują stawy kolanowe i stopy (Ryc. 1-D). Specjalne rusztowanie umożliwia niezależne przemieszczanie i fiksowanie pelot i elementów podpierających w dowolnych pozycjach, celem indywidualnego dopasowania ustawień stabilizatora do ciała osoby badanej (Ryc. 1-F, G, H). Całość oparta jest na platformie wyposażonej w koła jezdne. Na podłodze platformy znajdują się strzemiiona piętowe, które można przemieszczać do przodu i tyłu (Ryc. 1-E).

Do pomiaru ruchomości wykorzystano plastikowe znaczniki długości 12 cm o wadze 1,2 g mocowane do okrągłych przyklepców średnicy 35 mm w rzucie wyrostków kolczykowych D1 i D12. Wyniki odczytywano ze zdjęć wykonanych aparatem cyfrowym z obiektywem o ogniskowej 55 mm ustawionym w odległości 3 m od obiektu w pomiarze w płaszczyźnie czołowej, 2 m w płaszczyźnie strzałkowej i na wysokości 3 m od podstawy urządzenia przy badaniu w płaszczyźnie horyzontalnej. Pomiary ruchomości kręgosłupa oparte na analizie zdjęć były wykorzystywane między innymi przez Burdett [23].

Badanie ruchomości czynnej kręgosłupa polega na rejestracji ustawienia znaczników w pozycji wyjściowej i w maksymalnych wychyleniach w płaszczyznach strzałkowej (skłon tułowia do przodu i do tyłu), czołowej (skłon

Study hypothesis

Stabilization of the pelvis improves the reliability of active thoracic and lumbar ROM measurements by reducing the error that results from uncontrolled compensatory hip motion and the stretching of synergic muscles, and by improving the patient's control of a neutral position.

Study objectives

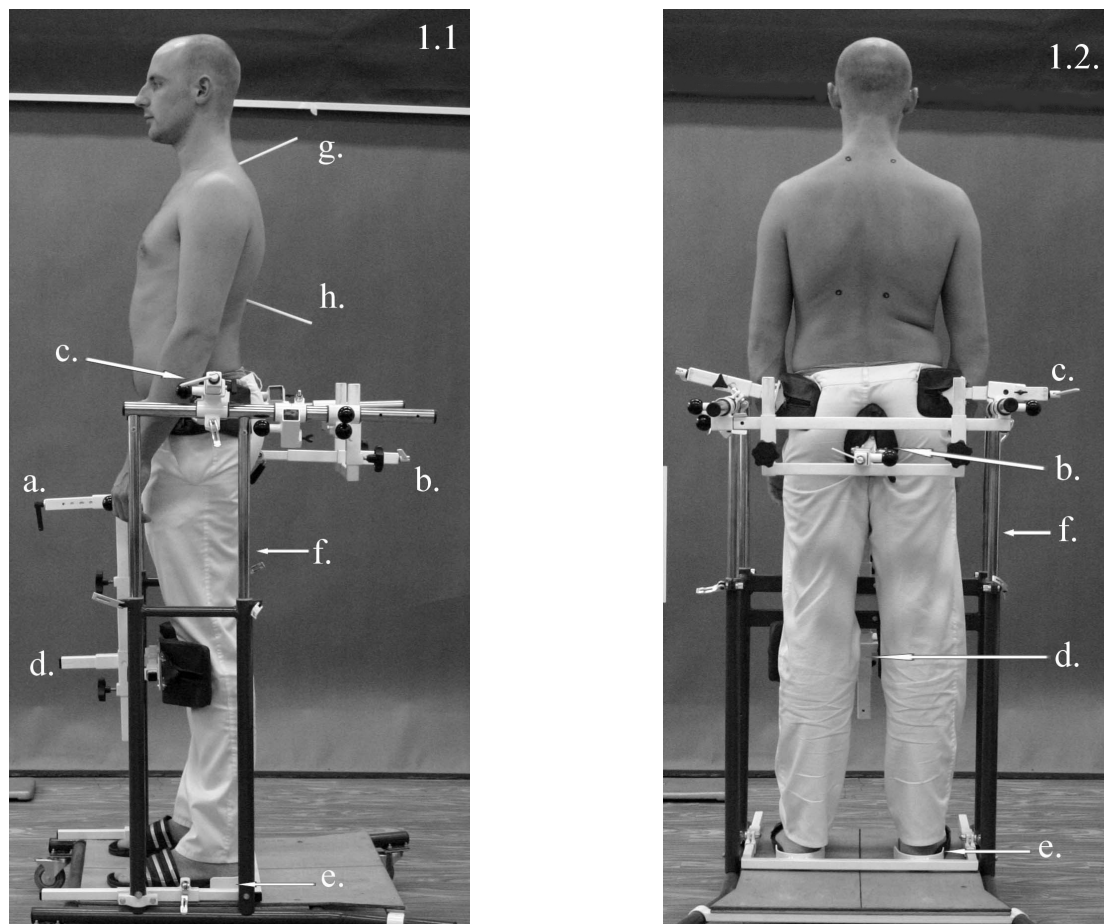
1. Presentation of a prototypic station for active thoracic and lumbar ROM measurement with strict stabilization of the pelvis and lower limbs.
2. Analysis of measurement repeatability.
3. Analysis of neutral position reproducibility during the measurement.

MATERIAL AND METHODS

The prototype stabilizer was manufactured by MET-SPOS, Siedlce, Poland. The device frame was taken from a "Tytan" static parapodium for adults provided by the Axon company. The station is designed for stabilization of the pelvis and lower limbs during 3-dimensional measurements of spinal mobility. The initial (neutral) position of a subject is standing erect. The device consists of a system of pelvic stabilizers (Figs. 1-A,B,C) and elements supporting the lower extremities (Fig. 1-D). All of the parts may be individually adjusted to fit the subject's anatomical structures thanks to a specially designed frame allowing for independent displacement and fixation of the stabilizing elements in appropriate positions (Figs. 1-F,G,H). The system of pelvic stabilizers is composed of two v-shaped pads designed to fit the iliac crests, and two more pads supporting the pubic symphysis and the sacro-coccygeal region. The base platform is fitted with mounted wheels and heel spurs that can be moved forwards and backwards (Fig. 1-E).

Prior to conducting a measurement, the subject is palpated to locate the spinous processes of D1 and D12. The points are marked on the skin by sticking 12 cm long polyethylene marker rods. The weight of the markers is 1.2 g. The rods are attached to the skin with round sticking pads. The sticker diameter is 35 mm. The measurements are derived from digital photos taken by three cameras placed 3 meters from the subject during an examination of mobility in the frontal plane, 2 m from the object while examining mobility in the sagittal plane and 3 meters above the level of the platform for a measurement of the rotation range. The focal length of the cameras' objectives is 55 mm. Digital photos were introduced to spinal ROM analysis by Burdett [23].

During an examination of ROM, the subject is asked to perform maximal forward and backward trunk inclinations



Ryc. 1. Stabilizator miednicy i kończyn dolnych: 1.1. widok z boku; 1.2. widok z tyłu; a: wspornik peloty łonowej; b: wspornik krzyżowo-guziczny; c: wspornik peloty talerza biodrowego; d: podpórka kolanowa; e: podpórka dla pięt; f: rama z regulacją wysokości; g: wskaźnik D1; h: wskaźnik D12

Fig. 1. Restrainer of pelvis and lower limbs: 1.1. lateral view; 1.2. posterior view. a: pubic support; b: sacro-coccygeal support; c: ischial support; d: patellar support; e: heel restrainer; f: frame with vertical regulation; g: D1 marker; h: D12 marker

w lewo i w prawo) i horyzontalnej (rotacja w lewo i w prawo). Należy zauważyć, że pozycja wyjściowa stojąca ze stawami biodrowymi zablokowanymi w pozycji pośredniej może prowadzić do błędu wynikającego z napinania się mięśni kulszowo-goleniowych, głównie przy wyproście i rotacjach tułowia. Jednak przy założeniu, że stabilizator pozwala na odtwarzanie pozycji wyjściowej w kolejnych badaniach, błąd ten nie w powinien mieć wpływu na powtarzalność pomiaru.

Badanie przeprowadzono na grupie 12 ochotników (8 kobiet, 4 mężczyzn) w wieku 23-50 (średnia 31,6) lat, o wzroście 161-190 (średnia 172,0) cm, masie ciała 58-100 (średnia 70,1) kg i z negatywnym wywiadem w kierunku schorzeń układu mięśniowo-szkieletowego, obecnie bez dolegliwości bólowych, bez stwierdzanych badaniem klinicznym cech nieprawidłowej budowy ciała. U każdego z badanych z ciągu jednego dnia przeprowadzono 5 niezależnych pomiarów ruchomości kręgosłupa w odcinku lędźwiowo-krzyżowym i piersiowym w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej i horyzontalnej. W trakcie każdego pomiaru rejestrowano ustawienia wyjściowe, skrajne i końcowe (powrót do pozycji początkowej).

(sagittal flexion and extension), lean to the left and right (lateral flexions in the frontal plane), and to rotate the trunk maximally to the left and right (mobility in the horizontal plane). The starting position for all inclinations is a vertical standing (neutral) posture. It should be easy to see that an initial vertical position with extended hips may result in a range limitation of sagittal extension, frontal and rotational mobility due to the stretching of the hamstrings. Presuming that strict pelvic stabilization assures good reproducibility of a neutral position in subsequent testing, the potential error should have no impact on the repeatability of the results.

The study involved a group of 12 healthy volunteers (8 women, 4 men) aged 23-50 years (mean 31.6), with a body mass of 58 to 100 kg (mean 70.1), and a height between 161 and 191 cm (mean 170.0). All participants had a negative history of musculoskeletal disorders, no postural abnormalities on physical examination and were in no pain. Five measurements were performed for each subject in the sagittal, frontal and horizontal planes. Each measurement was accomplished by identifying the markers in

Dla każdego z obserwowanych parametrów ruchomości oddzielnie u każdego z badanych liczono współczynnik zmienności (CV_{intra}). Obliczano również współczynnik korelacji międzyklasowej (ICC). Są to parametry powszechnie stosowane w analizie wiarygodności badań ruchomości kręgosłupa [2,4,8,13,14,24].

WYNIKI

U każdego z badanych pięciokrotnie zmierzono 18 parametrów ruchomości kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej i horyzontalnej (ruchy rotacyjne) – niezależnie dla odcinka piersiowego i lędźwiowego oznaczano pozycję pośrednią i dwie pozycje skrajne w każdej płaszczyźnie. Zbiory wyników dla każdego z parametrów u każdego z badanych spełniają kryteria rozkładu normalnego (test Shapiro-Wilka i χ^2). Tabela 1 przedstawia średnie wyniki pomiarów ruchomości czynnej uzyskane podczas pomiarów w badanej grupie. Pomiędzy seriami wyników zanotowanych u każdego z badanych obliczono współczynnik korelacji międzyklasowej (ICC). U wszystkich 12 badanych znajdował się on w zakresie wysokich wartości (od 0,951 do 0,988). Zdaniem Essendropa wysokie wartości ICC nie w pełni wykluczają błąd systematyczny, co wskazuje na potrzebę wykonania pomiarów innych parametrów wiarygodności [16]. W Tabeli 2 przedstawiono średnią ruchomość w poszczególnych płaszczyznach i współczynnik zmienności (CV_{intra}) będący ilorazem odchylenia standardowego i średniej. Wartość ta, będąca ilustracją spodziewanego błędu pomiarowego dla ruchomości w płaszczyznach strzałkowej i czołowej w odcinku lędźwiowym wynosiła poniżej 5%; dla ruchomości rotacyjnej i zgięć bocznych w odcinku piersiowym wynosiła od 5% do 10%, zaś dla ruchomości w płaszczyźnie strzałkowej odcinka piersiowego oraz ruchomości rotacyjnej w odcinku lędźwiowym przekraczała 10%. ICC dla zbiorów wyników o wyższym spo-

the initial position, at maximal inclination and in the final position assumed on recovering from the inclined position.

Independent values of coefficient of variation (CV_{intra}) and interclass correlation coefficient were calculated for each of the mobility parameters. These statistical metrics are widely accepted in reliability studies on spinal ROM measurements [2,4,8,13,14,24].

RESULTS

The 18 parameters describing spinal mobility in the sagittal, frontal and horizontal (rotational) planes were obtained in all subjects in five measurements. During each independent measurement of thoracic and lumbar mobility, two neutral positions (initial and final) were also identified in all planes. The series of results obtained in each subject fulfilled the criteria of a normal distribution (Shapiro-Wilk test and χ^2 test). Table 1 presents the mean values of active spinal mobility in the study group. ICCs were calculated for the series of results obtained in each subject. In all subjects, ICCs reached high values ranging between 0.951 and 0.988 ($p < 0,0001$). Since Essendrop warns that an analysis based on ICC estimation alone may not eliminate systematic error [16], additional tests for reliability were performed. Table 2 shows mean mobility in the planes analysed and coefficients of variation (CV_{intra}). CV_{intra} is a quotient of the standard deviation and the mean. This parameter illustrates the expected range of error for particular measurements. CV_{intra} for sagittal and frontal lumbar mobility was below 5%. It ranged between 5% and 10% for rotation and lateral flexion in thoracic spine, and exceeded 10% for sagittal thoracic ROM and lumbar rotability. ICC values calculated for series of results with a high expected error (thoracic sagittal flexion and extension, lumbar rotations) were between 0.69 and 0.96 (mean 0.85).

Table 3 presents data on the reproducibility of the neutral position. This section of analysis consists of compari-

Tab. 1. Średnie zakresy ruchomości czynnej kręgosłupa podane w stopniach uzyskane w warunkach stabilizacji miednicy
Tab. 1. Mean results of active spinal range of motion measurements with stabilized pelvis given in degrees

Odcinek / Region	Płaszczyzna / Plane					
	Strzałkowa / Sagittal		Czołowa / Frontal		Horyzontalna / Horizontal	
	Zgięcie / Flexion	Wyprost / Extension	zgięcie w lewo / Flexion to the left	zgięcie w prawo / Rotation to the left	Rotacja w lewo / Rotation to the left	Rotacja w prawo / Rotation to the right
Piersiowy / Thoracic	20,0	18,1	17,3	16,7	35,6	39,6
Lędźwiowy / Lumbar	83,8	28,6	34,1	33,5	10,1	4,8

Tab. 2. Zakresy ruchomości czynnej w poszczególnych płaszczyznach (m), odchylenia standardowe (SD) (wartości w stopniach) i współczynniki zmienności (CV_{intra}) (wartości w procentach). Tabela podaje średnie z obliczeń dokonanych niezależnie dla każdego z badanych

Tab. 2. Active range of motion in selected planes (m); standard deviation (SD) in degrees, coefficients of variation (CV_{intra}) (percentage). Table illustrates mean values from countings performed independently for each of the subjects

Odcinek / Region	Płaszczyzna / Plane								
	Strzałkowa / Sagittal			Czołowa / Frontal			Horyzontalna / Horizontal		
	m	SD	CV _{intra}	m	SD	CV _{intra}	m (°)	SD	CV _{intra}
Piersiowy / Thoracic	40,1	5,56	13,88	34,0	3,01	8,84	75,2	6,01	7,99
Lędźwiowy / Lumbar	112,0	4,15	3,68	67,6	2,72	4,03	14,8	3,77	25,45

dziewanym błędzie pomiarowym (zgięcie i wyprost odcinka piersiowego, rotacje odcinka lędźwiowego) wahał się od 0,69 do 0,96 (średnia 0,85).

Porównano różnice między pozycjami pośrednimi odczytywanymi u każdego z badanych przed i po dokonaniu pomiarów ustawień skrajnych. Wyniki analizy odtwarzalności pozycji pośredniej przedstawia Tabela 3.

U czworga badanych (2 mężczyzn i 2 kobiet) podczas analizy ruchomości rotacyjnej stwierdzono zjawisko paradoksalnej rotacji znacznika umieszczonego na wysokości D12. Podczas próby czynnej rotacji w lewo znacznik D1 odchyłał się zgodnie z wykonywanym ruchem, zaś znacznik D12 wskazujący kierunek i kąt rotacji odcinka lędźwiowego poruszał się w stronę przeciwną (Ryc. 2) Zjawisko to u trzech osób występowało w trakcie wszystkich pomiarów, u jednej w trzech na pięć pomiarów.

Na podstawie zdjęć cyfrowych przebadano zachowanie samego stabilizatora w trakcie wykonywania badania. Stwierdzono, że u najcięższej osoby różnice ustawień wspornika peloty krzyżowej (ryc. 1-B) (najbardziej ruchomego elementu urządzenia) pomiędzy ustawieniami skrajnymi zgięcia i wyprostu strzałkowego wynosiły $1,7^\circ$. Nie stwierdzono ruchomości rusztowania urządzenia podczas badania zakresu zgięć bocznych i rotacji.

Podczas pracy ze stabilizatorem zwrócono uwagę na szereg niedoskonałości technicznych urządzenia utrudniających pomiary, będących źródłem dyskomfortu dla osób badanych oraz potencjalnie wpływających na rejestrowane wyniki. Do najważniejszych błędów konstrukcyjnych należą:

son of positions before and after each measured inclination.

In four subjects (2 men and 2 women), there was a paradoxical dislocation of the D12 marker during movement in the horizontal plane. On active rotation of the trunk to the left, the D1 marker would turn in the intended direction, while the D12 marker would rotate in the opposite direction (Fig. 2). This finding was observed in 3 subjects in all measurements and in one subject in 3 measurements.

Series of digital images obtained during the ROM measurements made possible an examination of mobility of the stand itself. In the most corpulent subject, angular distortion of the support of the sacro-coccygeal pad (the most mobile part of the device) reached $1,7^\circ$ on sagittal motion. No deformations of any part of the stabilizer were detected during subjects' inclinations in the frontal and rotational planes.

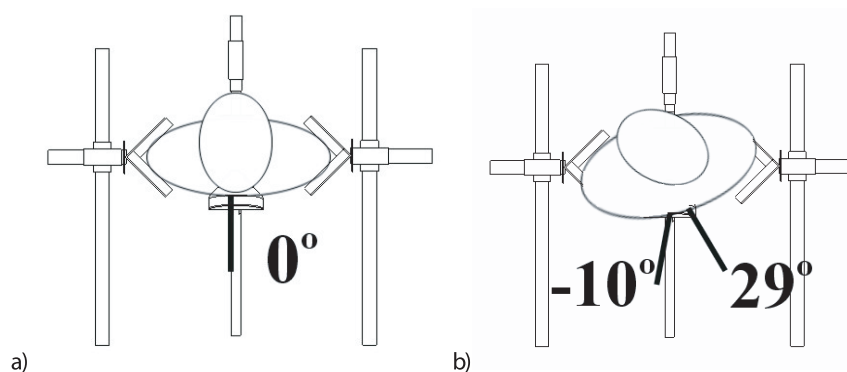
The tests helped to detect some design deficiencies in the prototype, causing discomfort to the subject or observer and a potential measurement error. The most important faults are listed below:

1. the stiff frame of the v-shaped iliac pads was not compliant with individual variability of pelvic shape. The pressure exerted by pads produced discomfort in several subjects. Moreover the pads were not capable of eliminating all pelvic motion in patients with thick subcutaneous fat;
2. the small dimension of the pubic pad resulted in painful compression of the pubic region on maximal sagittal flexion;

Tab. 3. Odtwarzalność pozycji pośredniej. Wartości podane w stopniach

Tab. 3. Neutral position reproductibility. Values in degrees

Odcinek / Region	Płaszczyzna / Plane					
	Strzałkowa / Sagittal		Czołowa / Frontal		Horizontalna / Horizontal	
	Zakres / Range	Średnia / mean	Zakres / Range	Średnia / Mean	Zakres / Range	Średnia / Mean
Piersiowy / Thoracic	0,84-4,64	1,08	1,14-10,01	2,63	0,7-5,04	1,31
Lędźwiowy / Lumbar	0,55-4,24	1,23	0,84-10,04	2,31	0,71-5,31	2,25



Ryc. 2. Paradoksalny ruch znacznika piersiowo-lędźwiowego przy rotacji tułowia. Znacznik szyjno-piersiowy przemieszcza się zgodnie z wykonywaną rotacją tułowia o 29° , podczas gdy znacznik piersiowo-lędźwiowy obraca się w stronę przeciwną o 10° . Widok z góry: (a) pozycja wyjściowa; (b) rotacja w lewo

Fig. 2. Paradoxical movement of thoracolumbar marker during left trunk rotation. Thoracocervical marker rotates 29° in concordance with trunk rotation while thoracolumbar marker turns 10° towards opposite direction. Vertical view: (a) neutral position; (b) rotation to the left

1. sztywna konstrukcja systemu pelot obejmujących miednicę nie uwzględniająca zmienności kształtu talerzy biodrowych i będąca źródłem nieprzyjemnego ucisku dla badanego. Zauważono, że peloty nie były w stanie wyeliminować wszystkich ruchów miednicy u osób z obfitą tkanką podskórną;
2. niewielkie rozmiary peloty opierającej się o spojenie łonowe i związany z tym dyskomfort podczas maksymalnego zgięcia strzałkowego;
3. umiejscowienie wejścia do stabilizatora z tyłu i związana z tym trudność wyjścia osoby badanej z urządzenia. Problemem była również niewystarczająca szerokość wejścia i samego stabilizatora;
4. niewygodny w obsłudze i zacinający się system zapadkowych zabezpieczeń wejścia;
5. niewygodny w obsłudze system regulacji wysokości poszczególnych elementów stabilizujących.

Budowa pelot (problem zaznaczony w punktach 1. i 2.) może być źródłem błędów pomiarowych. Niepełna stabilizacja miednicy może powodować zawyżenie wartości ruchomości u osób z grubą podściółką tłuszczową w okolicy bioder. Ból przy skrajnym pochyleniu tułowia może być źródłem zaniżenia ruchomości strzałkowej zwłaszcza u osób szczupłych. Oznaczenie stopnia tych błędów wymagałoby odmiennej metodyki pomiaru, np. analizy przemieszczania punktów antropometrycznych w obrębie kończyn dolnych, czy zastosowania globalnego EMG. Wysokie wartości ICC oraz niska rozbieżność wyników opisujących pozycję pośrednią sugerują, że błędy te, jakkolwiek nie określone we wszystkich przypadkach szczegółowo, nie mają wpływu na powtarzalność badania u konkretnego pacjenta.

DYSKUSJA

Istnieje wiele prac poświęconych obiektywizacji pomiaru ruchomości kręgosłupa. Znajdujemy w nich bardzo zróżnicowane wartości odniesienia opisujące prawidłowy zakres ruchów kręgosłupa u osób zdrowych (Tabela 4) [2,8,10,12,17,25,26,27,28,29,30]. Przyczyn tak ogromnej zmienności wyników można szukać w niewielkiej liczebności (zazwyczaj około 10 osób) badanych grup, zmienności osobniczej, ale przede wszystkim wynika ona z zastosowania zróżnicowanych metod pomiarowych i aparatury badawczej. Najbardziej dostępnymi i najczęściej ocenianymi parametrami są wyprost i zgięcie odcinka lędźwiowego. Do badania ruchomości najczęściej wykorzystywane są urządzenia mechaniczne, grawitacyjne lub cyfrowe goniometry stosowane jako odrębne instrumenty czy sprzężone systemy wchodzące w skład skomputeryzowanej aparatury. Walidacja metod pomiarowych polega na określeniu powtarzalności pomiaru przez jednego badacza i niezależnych badaczy oraz porównaniu rezultatów z pomiarami innymi walidowanymi metodami [8,11,13,16]. Najczęściej oznaczanym parametrem powtarzalności jest współczynnik korelacji międzyklasowej (ICC). Według wytycznych Hopkinsa ICC o wartościach od 0,9 do 0,99 świadczy o wysokiej korelacji wyników, między 0,8 a 0,89 o dobrej korelacji, między 0,7 a 0,79 o dostatecznej korelacji, zaś poniżej 0,7 o korelacji słabej [4]. Currier podaje łagodniej-

3. The placement of the entrance to the stand in the rear resulted in difficulty while dismounting the device. The entrance was also too narrow;
4. The locking system used to secure the entrance was hard to operate and sometimes jammed;
5. The frame height regulation system was difficult to operate.

Improper pad construction (see items 1. and 2. above) might have been a source of measurement errors. Incomplete pelvis stabilization could result in increased lumbar sagittal mobility in subjects with abundant subcutaneous tissue in the iliac region. Pain on extreme sagittal flexion resulting from contact with the pubic pad might lead to a reduction of mobility in slim subjects. Detection of the range of errors would require specific measurement techniques, such as analysis of lower limb displacement during active motion or global EMG registration. The high values of ICC and a low degree of discrepancy of the neutral position suggest that the errors generated by the construction of the stabilizer, while controlled for appropriately, do not interfere with the repeatability of measurements in particular subjects.

DISCUSSION

There exists a large diversity of reference values describing normal ROM in healthy subjects derived from numerous studies evaluating the reliability of spinal ROM measurements (Table 4) [2,8,10,12,17,25,26,27,28,29,30]. This discrepancy of reference values may be related to a small power of study groups (usually approximately 10 subjects) and individual variability of ROM. Nevertheless, the most important factor underlying diversity of reference values is incomparability of measurement techniques and measuring equipment between studies. Sagittal flexion and extension are the most available and most easily measured parameters of non-cervical spinal mobility. Powered or non-powered, manual or digital devices such as goniometers or pluriometers are most frequently used for the measurement of spinal ROM. Devices may be used alone or in combination with computer systems. The validation of a measurement procedure consists in the calculation of intrarater and interrater reliability and comparison of the results with figures obtained using other methods [8,11,13,16]. ICC is the most useful repeatability-oriented parameter. According to the principles formulated by Hopkins, an ICC between 0.9 and 0.99 corresponds to a high correlation of the results, while a value in the range of 0.8-0.89 implicates good correlation, an ICC between 0.7 and 0.79 demonstrates satisfactory correlation, whereas values

Tab. 4. Średnia prawidłowa ruchomość odcinka piersiowego i lędźwiowego (wartości kątowe w stopniach) według danych z literatury (porównanie metod pomiarowych)

Tab. 4. Mean normal thoracic and lumbar range of motion (angular values in degrees) according to literature review (a comparison of appraisal methods)

Autor, instrument pomiarowy / Author, method of measurement	Odcinek / Region					
	Piersiowy / Thoracic		Lędźwiowy / Lumbar			
	Wyprost / Extension	Zgięcie / Flexion	Wyprost / Extension	Zgięcie / Flexion	Zgięcie boczne L+P / Lateral flexion (left and right combined)	Rotacja L+P / Rotation (left and right combined)
Dopf [25] CA6000			35	81	81	85
Dvorak [12] CA6000			24	63	64	65
Dvorak [27] radiografia					58	
Louis [26]	20	30				
Mannion [8] Spinal Mouse	2	34	14	65		
Mannion [10] CA6000			23	65	46	11
Mannion [10] Fastrak			20	56	53	34
McGregor [28] CA6000			22-30	50-56	65	55
Ng [2] Inklino- i rotometr			14	52	60	65
Pearcy [29] radiografia					35	8
Tillotson [30] CA6000			6-29	40-72		
Salisbury [17] CA6000			20	61		

sze kryteria mówiąc o użytecznej korelacji w przypadku ICC powyżej 0,6 [24]. Do walidacji testów pomiarowych wykorzystywane są również SEM (standardowy błąd pomiaru), test t, współczynnik Pearsona oraz CVintra [8,13,14,16].

Przykładem złożonego systemu pomiarowego oparte go na cyfrowych pomiarach kątowych jest elektrogoniometr CA6000. Instrument ten umożliwia badanie niezależnie przemieszczanie znaczników ustabilizowanych w dowolnym punkcie kręgosłupa. W badaniu ruchomości odcinka lędźwiowego znaczniki fiksuje się z użyciem specjalnych pasów w rzucie kości krzyżowej i D12. Konstrukcja instrumentu umożliwia pomiar bez stabilizacji zewnętrznej [10,12,17,25,28,30]. Stwierdzono, że najistotniejszym wewnętrznym źródłem błędów w pomiarach elektrogoniometrem CA6000 jest zawodność zamocowania znaczników na skórze. Kwestionowana jest zwłaszcza wiarygodność badania rotacji [12,14]. Dopf [25] udowadnia istnienie wysokiej powtarzalności badania przez pojedynczego obserwatora ruchomości czynnej odcinka lędźwiowego przy użyciu CA6000 we wszystkich trzech płaszczyznach (ICC 0,89 – 0,97). W obserwacji McGregora wiarygodność oceny przez niezależnych badaczy z zastosowaniem identycznej aparatury jest zadowalająca w odniesieniu do ruchomości strzałkowej (ICC 0,93 – 0,81) i czołowej (ICC 0,85-0,78), zaś w pomiarze rotacji jest niska (ICC 0,66 – 0,39) [28].

Ciekawym rozwiązaniem technicznym, umożliwiającym pomiar zakresu ruchomości globalnej i segmentalnej oraz zmiany krzywizn kręgosłupa, jest wykorzystanie kursora wyposażonego w detektor pozycji przesuwanego wzdłuż kręgosłupa w pozycji spoczynkowej, wychyleniach skrajnych i położeniach dowolnych. Przykładem urządzenia mającego takie właściwości jest Spinal Mouse. Post obserwuje wysoką powtarzalność badania zakresu zgięcia i wyprostu odcinka lędźwiowego przy pomocy tego instrumen-

below 0.7 indicate weak correlation [4]. Currier interprets any ICC exceeding 0.6 as a value suggestive of a useful correlation [24]. Other statistical tools applied in validation studies include standard error measurement (SEM), t-test, Pearson coefficient and CVintra [8,13,14,16].

The CA 6000 electrogoniometer can serve as an example of a technically advanced system for ROM estimation based on digital angular measurements. The device is designed to detect dislocation of markers in any region of the spine. For an estimation of lumbar ROM, markers are attached to the trunk with a system of dedicated belts in the sacral region and above the projection of the D12 spinous process. The design of the instrument allows for measurement with no additional pelvic stabilization [10,12 17,25, 28,30]. The system for attaching markers to the subject's body may be the source of error while measuring spinal ROM. The reliability of rotation measurement using a CA 6000 is doubtful [12, 14]. Dopf [25] demonstrated high intrarater repeatability of lumbar ROM estimation in all planes (ICC 0.89-0.97) using a CA 6000. According to McGregor, the interrater reliability of CA 6000 lumbar mobility measurements is satisfactory only for the sagittal (ICC 0.93-0.81) and frontal (ICC 0.85-0.78) planes, whereas the reliability of rotation measurements is unacceptably low (ICC 0.66 - 0.39) [28].

The Spinal Mouse is a measuring device consisting of a cursor with a positioning detector. ROM is estimated by assessing spinal curves as the instrument is moved along spinal projections with the subject in a neutral position and at extreme and transitional inclinations. Post demonstrated high repeatability of the Spinal Mouse for the measurement of lumbar flexion and extension (ICC 0.90-0.85) [31]. According to Mannion the instrument measures segmental mobility with high reliability (ICC 0.96-0.75), but produces less reliable results of global mobility measurements (an ICC of approximately 0.6) [8].

tu (ICC 0,90- 0,85) [31]. Mannion zauważa, że jakkolwiek instrument sprawdza się w pomiarze ruchomości segmentalnej (ICC 0,96- 0,75), to jednak daje mniej wiarygodne wyniki pomiarów ruchomości globalnej (ICC ok. 0,6) [8].

Robinson [32] badając wiarygodność pomiarów ruchomości odcinkowej kręgosłupa za pomocą analizy obrazów video otrzymał współczynnik ICC w przedziale 0,77-0,97.

Zakres rotacji odcinka lędźwiowego i piersiowego to jedne z najtrudniejszych do zbadania parametrów ruchomości kręgosłupa [2]. Viitanen proponuje oryginalny instrument będący modyfikacją goniometru. Protokół pomiaru zakłada względną stabilizację miednicy poprzez przyjęcie pozycji siedzącej. Wiarygodność pomiarów przez jednego obserwatora rotacji u osób z zeszytniającym zapaleniem stawów kręgosłupa przy zastosowaniu tej metody jest wysoka (ICC 0,93-0,98) [9]. Ng wykorzystuje rotometrię i inklinometrię do pomiarów ruchomości odcinkowej w pozycji stojącej w warunkach stabilizacji przy użyciu ramy opierającej się na miednicy w rzucie kołców biodrowych górnych przednich i tylnych [2]. Chociaż stabilizacja miednicy w położeniach skrajnych w takim układzie może być wątpliwa, to jednak wiarygodność wyników wydaje się bardzo dobra (ICC dla pomiarów w płaszczyźnie strzałkowej 0,92-0,87; w płaszczyźnie czołowej 0,95-0,92; dla rotacji 0,96-0,95). Współczynnik CV_{intra} wahał się od 3,2 do 14,2%, przy czym górne wartości dotyczyły zakresu wyprostu strzałkowego odcinka lędźwiowego [2].

Na wpływ pozycji wyjściowej i odcinkowej stabilizacji tułowia i kończyn na wiarygodność pomiarów ruchomości biernej i czynnej zwrócili uwagę również Loeb, który proponował badanie ruchomości strzałkowej odcinka lędźwiowego w pozycji leżącej na boku [21] oraz Mellin [22] podając metodykę pomiarów lędźwiowo-piersiowej ruchomości rotacyjnej przy użyciu kompasu w pozycji siedzącej. Zdaniem Mellina największą powtarzalność mają pomiary ruchomości zgięcia strzałkowego wychodzące z pozycji siedzącej, wyprostu strzałkowego w leżeniu przodem, zaś zgięcia boczne w pozycji stojącej twarzą do ściany znajdującej się w niewielkiej odległości [20].

Wysokie wartości ICC (0,99-0,95) uzyskane w naszym badaniu mają związek z dokładną stabilizacją miednicy i kończyn dolnych, a więc wyizolowaniem ruchów kręgosłupa i eliminacją trudnych do detekcji zmian położenia, wynikających z napinania się mięśni synergistycznych. Niżej publikacja ma charakter doniesienia wstępnego. Autorzy zdają sobie sprawę z konieczności potwierdzenia uzyskanych wyników na bardziej zróżnicowanej populacji i w warunkach porównania przez niezależnych obserwatorów. Tym niemniej, wysoka powtarzalność każe wiązać duże nadzieje z opisywaną metodą.

W ocenie ruchu rotacyjnego kręgosłupa wykorzystuje się między innymi systemy detektorów elektromagnetycznych [33] czy komputerowe układy potencjometryczne [12]. Ograniczenie użyteczności tych metod w ocenie klinicznej spowodowane jest wysoką ceną aparatury i skomplikowaną procedurą pomiarową. Aparatura taka wykorzystywana była w badaniach odtwarzalności pozycji pośredniej.

Odtwarzalność pozycji pośredniej jest jednym z wyznaczników czucia ułożenia. Taimela udowodnił, że zdol-

An analysis of the reliability of spinal mobility measurements with motion video registration performed by Robinson produced ICC values between 0.77 and 0.97 [32].

Rotational mobility is one of the most difficult-to-measure and least reliable parameters of spinal ROM [2]. Viitanen proposed a simple instrument based on a goniometer. The measurement protocol ensured partial pelvic stabilization by placing the subject in a sitting position. The intrarater reliability of rotational mobility assessment in patients with ankylosing spondylitis was high (ICC between 0.93 and 0.98) [9]. Ng estimated spinal ROM using a rotometer and an inclinometer, fixing the subject's position in a frame with 4-point pelvis stabilization. The frame supports the anterior and posterior superior iliac spines [2]. While pelvic stability at extreme inclinations seems to be doubtful, the reliability of results is very good (ICC for sagittal measurements 0.92-0.87; for frontal measurements 0.95-0.92; for rotations 0.96-0.95). CV_{intra} ranged from 3.2 to 14.2%, with the biggest values obtained at sagittal lumbar extension [2].

Loeb [21] analyzed the relationship between the initial position, segmental stabilization of the pelvis and limbs and reliability of active and passive spinal ROM measurement. He recommended examining sagittal lumbar motion in a lateral recumbent position [21]. Mellin [22] proposed a protocol of thoraco-lumbar rotational mobility assessment in a sitting position with a magnetic compass. According to his conclusions from another study [20], the best reliability can be achieved if range of sagittal flexion measurements are performed in a sitting position, sagittal extension measurements are done in pronated position, and lateral flexion estimation is done while the patient is standing with the face close to a wall [20].

The high ICC values (0.99-0.95) obtained in the present study are related to strict stabilization of the pelvis and lower limbs. This allows for isolation of spinal mobility from otherwise poorly controllable pelvic dislocations resulting from contractions of synergistic muscles during active trunk movements. This paper is a preliminary report. The authors realize that the results should be confirmed against a more varied study group and with measurements carried out by independent raters. Nevertheless, the high repeatability is an encouraging finding.

Electromagnetic detection systems [33] and computerized potentiometric units [12] are currently applied for experimental appraisal of rotational spinal mobility. High costs of the equipment and complicated measurement protocols limit the scope for these methods in the clinical setting.

The reproducibility of the neutral position is a quantifiable parameter of proprioception. Taimela demonstrated a significantly decreased ability to reproduce the neutral position in a horizontal plane in persons with chronic low back pain [34]. Svinkels examined the ability to reproduce a neutral position in healthy subjects using the Fastrak system of electromagnetic detectors [14]. According to her study [14], the accuracy of neutral position reproducibility in lumbar spine is $3.79^{\circ} \pm 2.56^{\circ}$ in the sagittal plane and $2.26^{\circ} \pm 1.59^{\circ}$ in the horizontal plane. In our study, we used pelvic stabilization. The high reproducibility of the

ność do odczuwania i odtwarzania pozycji pośredniej w płaszczyźnie horyzontalnej jest znamienne osłabiona u osób z przewlekłymi bólami okolicy lędźwiowej [34]. Svinkels badając odtwarzalność pozycji pośredniej odcinka lędźwiowego kręgosłupa w swobodnej postawie stojącej przy użyciu elektromagnetycznego systemu detektorów przestrzennych Fastrak wykazał zdolność od odtwarzania pozycji pośredniej przez zdrowe osoby z dokładnością $3.79^\circ \pm 2.56^\circ$ w płaszczyźnie strzałkowej, $2.26^\circ \pm 1.59^\circ$ w płaszczyźnie horyzontalnej [14]. W niniejszym badaniu, w trakcie badania odtwarzalności pozycji pośredniej zastosowano stabilizację miednicy, z czego nie korzystał Svinkels. Wydaje się, że obserwowana w warunkach stabilizacji wysoka odtwarzalność (Tabela 3) może wynikać z wykluczenia ruchów miednicy i kończyn dolnych w czasie pomiaru, jak również z torowania proprioceptywnego związane go z uciskiem miednicy.

W dostępnej literaturze dotyczącej badań ruchomości lędźwiowego odcinka kręgosłupa nie znaleziono wzmianek dotyczących ruchu paradoksalnego w tym odcinku. Segmentalny ruch paradoksalny w kinematyce kręgosłupa opisano dotychczas w odcinku szyjnym w płaszczyźnie strzałkowej [35,36]. Nieoczekiwane przemieszczanie znacznika skórno w płaszczyźnie horyzontalnej podczas rotacji tułowia w naszym badaniu (Ryc. 2) wynikać może z napinania mięśni skośnych przy ustalonej miednicy i przeciąganiu skóry na przeciwną stronę w końcowej (izometrycznej) fazie napięcia. Nie bez znaczenia może być także policentryczny charakter rotacji kręgosłupa.

Analizując powyższe fakty oraz doświadczenia z dotychczasowego użytkowania prototypu przy konstrukcji ostatecznej wersji stabilizatora należy uwzględnić następujące wytyczne: umieszczenie wejścia od przodu, modyfikacja peloty opierającej miednicę od tyłu w ten sposób, by obejmowała kość krzyżową i guzy kulszowe, zastąpienie zamków mechanicznych elektromagnetycznymi, sprzężenie stabilizatora z komputerem w celu zapisu i odtwarzania ustawień wstępnych dla danego pacjenta i odtworzenie ich przy kolejnych badaniach. Urządzenie powinno dawać możliwość badania ruchomości kręgosłupa w pozycji półsiedzącej (zgięcie stawów biodrowych około 45°), co pozwoli uniknąć błędów związanego z napinaniem się mięśni kulszowo-goleniowych przy badaniu wyprost strzałkowego. Warto przypomnieć, że w badaniu ruchomości odcinka lędźwiowego w płaszczyźnie strzałkowej ocena wyprost obciążona jest niższą wiarygodnością niż ocena zgięcia [15]. W dalszym etapie badań istotne byłoby również zastąpienie znaczników optycznych i analizy zdjęć cyfrowych (które mogą generować błąd związany z wiotkością skóry i bezwładnością samych znaczników) aparaturą do rejestracji zmian współrzędnych znacznika wyposażoną w detektory optoelektroniczne.

WNIOSKI

1. Walidowany pomiar czynnej ruchomości kręgosłupa jest użytecznym parametrem w monitorowaniu pacjentów ze schorzeniami narządu ruchu.

neutral position obtained in our study (see Tab. 3) can be attributed to the elimination of motion of the pelvis and lower limbs throughout the measurements, and a proprioceptive facilitation resulting from pelvic compression.

In other studies concerning lumbar spine mobility available to us we have not found any information regarding paradoxical rotational motion in this area. Segmental sagittal paradoxical movements have, however, been described in cervical spine [35,36]. The unexpected displacement of the D12 skin marker observed in our study during active trunk rotation (Fig. 2) may be explained by a contraction of the abdominal oblique muscles. Pelvic immobilization results in pulling the back skin in the opposite direction to the intended rotation in the late (isometric) phase of contraction. A polycentric character of spinal motion could also affect displacement of the skin marker.

The problems encountered while using the prototype stabilising station translate into practical conclusions concerning the construction of a final version of a spinal ROM measuring station. The design of future models should include an entrance at the front, a modified sacro-coccygeal pad allowing for suitable support of the ischial tubers in a semi-sitting position, and an electromagnetic locking system used instead of a mechanical lock. The stabilizing station should be computerized for digital recording of stabilizer settings for particular subjects. This could allow for a quick and repeatable adjustment of the device to the subject at consecutive measurements. The station should allow for spinal ROM assessment in a semi-sitting position (hip joints flexed at approximately 45°), eliminating an error related to hamstring contractions during sagittal extension, lateral flexions and rotations. It should be remembered that the reliability of sagittal ROM assessment is significantly lower for extension than for flexion [15]. Analysis of digital images (with an increased risk of error resulting from skin flaccidity and inertness of the skin markers) should be replaced by the use of an optoelectronic positioning system.

CONCLUSIONS

1. Validated spinal measurements of active range of motion are useful in the monitoring of patients with musculoskeletal disorders.

2. Ustalenie wartości normatywnych pomiarów ruchomości czynnej odcinka piersiowego i lędźwiowego na podstawie literatury jest trudne ze względu na różnice w protokołach badań.
3. Precyzyjna stabilizacja miednicy poprawia powtarzalność badania ruchomości w odcinku lędźwiowym (płaszczyzna czołowa i strzałkowa) i odtwarzalność pozycji pośredniej.
4. Przedstawiony prototyp stabilizatora miednicy, jakkolwiek stwarza możliwość wysoko powtarzalnego pomiaru, wymaga jednak poprawek technicznych.
2. Determination of reference values of normal thoracic and lumbar range of motion is problematic because of discrepancies between measurement protocols.
3. Immobilization of the pelvis and lower limbs improves the repeatability of assessment of thoracic and lumbar range of active motion and the reproducibility of the neutral position.
4. The presented prototype of a pelvic and lower limb stabilizer allows for highly repeatable measurements, but requires technical improvements.

PIŚMIENNICTWO / REFERENCES

1. Biering Sorenson F. Physical measurements as risk indicators for low back trouble over a one year period. *Spine* 1984; 9 (2): 106-19.
2. Ng K-F, Kippers V, Richardsn CA, Parnianpour M. Range of motion and lordosis of the lumbar spine. *Spine* 2001; 26: 53-60.
3. Chen J, Solinger AB, Poncet JF, Lantz CA: Meta-analysis of normative cervical motion. *Spine* 1999; 24 (15): 1571-1578.
4. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 2000; 30: 1-15.
5. Gill T, Wilkinson A, Edwards E, Grimmer K. The effect of either pre or post exercise stretch on straight leg raise range of motion in females. *J Sci Med Sport* 2002; 5 (4): 281-90.
6. Harvey L, Herbert R, Crosbie J. Does stretching induce lasting increase in join ROM? A systematic review. *Physiother Res Int* 2002; 7 (1): 1-13.
7. Davis DS, Ashby PE, McCale KL, McQuain JA, Wine JM. The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. *J Sthrength Cond Res* 2005; 19 (1): 27-32.
8. Mannion AF, Knecht K, Balaban G, Dvorak J, Grob D. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine J* 2004; 13 (2): 122-36.
9. Viitanen JV. Thoracolumbar rotation in ankylosing spondylitis. A new noninvasive measurement method. *Spine* 1993; 18 (7): 880-3.
10. Mannion AF, Troke M. A comparison of two motion analysis devices used in the measurement of lumbar spinal mobility. *Clin Biomech* 1999; 14: 612-9.
11. Tederko P., Krasuski M., Marcinkowska A.: Appraisal possibilities of cervical spine motion range using DBC System – preliminary report. *Adv Rehabil* 2005; 1: 70-8.
12. Dvorak J. Vajda EG, Grob D, Panjabi MM. Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *Eur Spine J* 1995; 4: 18-23.
13. Nitschke JE, Nattrass CL, Disler PB, Chou MJ, Ooi KT. Reliability of the American Medical Association guides' model for measuring spinal range of motion. Its implication for whole-person impairment rating. *Spine* 1999; 24 (3): 262-8.
14. Swinkels A, Dolan P. Regional assessment of joint position sense in the spine. *Spine* 1998; 23 (5): 590-7.
15. Saur PM, Ensink FB, Frese K, Seeger D, Hildebrandt J. Lumbar range of motion: reliability and validity of the inclinometer technique in the clinical measurement of trunk flexibility. *Spine* 1996; 21 (11): 1332-8.
16. Essendrop M, Maul I, Laubli T, Riihimaki H, Shiblye B. Measures of low back function: a review of reproducibility studies. *Clin Biomech* 2000; 17: 235-49.
17. Salisbury PJ, Porter RW. Measurements of lumbar saggital mobility. A comparison of methods. *Spine* 1986; 12: 190-3.
18. Rytokoski U, Karppi SL, Puukka P, Soini J, Ronnema T. Measut of low back mobility, ismoetric strength and isoinertial perfee with Isostation B200 triaxial dynamometer: reporducibility of measurement and developement of functional indices. *J Spinal Disord* 1994; 7: 54-61.
19. Mellin G, Kiiski R, Weckstrom A. Effects of subject position on measurement of flexion, extension and lateral flexion of the spine. *Spine* 1991; 9 (16): 1108-10.
20. Dillard J, Trafimow J, Andersson GBJ. Motion of the lumbar spine. Reliability of two measurement techniques. *Spine* 1991; 16: 321-4.
21. Loebel WY. Regional rotation of the spine. *Rheumatol Rehabil* 1973; 12: 223.
22. Mellin G. Method and instrument for noninvasive measurement of thoracolumbar rotation. *Spine* 1987; 12: 28-31.
23. Burdett RG, Brown KE, Fall MP. Reliability and validity of of four instruments of measuring lumbar spine and pelvic positions. *Phys Ther* 1986; 66: 677-84.
24. Currier DP. Elements of research in physical therapy. Williams & Wilkins, Baltimore, 1990.
25. Dopf CA, Mandel SS, Geiger DF, Mayer PJ. Analysis of spine motion variability using a computerized goniometer compared to physical examination. A prospective clinical study. *Spine* 1994; 19: 586-95.
26. Louis R. *Chiurgie do rachis*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York. 1983: 64-74.
27. Dvorak J, Panjabi M, Chang D. Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine. *Spine* 1991; 16: 562-571.
28. McGregor AH, McCarthy ID, Hughes SP. Motion characteristics of the lumbar spine in the normal population. *Spine* 1995; 20: 2421-8.
29. Pearcy M, Tibrewal SB. Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine. *Spine* 1984; 9 (3): 582-7.

30. Tillotson KM, Burton AK. Noninvasive measurement of lumbar sagittal mobility. An assessment of the flexicurve technique. *Spine* 1991; 16: 29-33.
31. Post RB, Leferink VJ. Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device. *Arch Orthop Trauma Surg* 2004; 124 (3): 187-92.
32. Robinson ME, O'Connor PD, Shirley FR, Mac Millan M. Intrasubject reliability of spinal range of motion and velocity determined by video motion analysis. *Phys Ther* 1993; 73 (9): 626-31.
33. Pearcy MJ, Hindle RJ. New method for noninvasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clin Biomech* 1989; 4: 73-9.
34. Taimela S, Kankaanpää M, Luoto S. The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position. A controlled study. *Spine* 1999; 24 (13): 1322-7.
35. Mercer SR, Bogduk N. Joints of the cervical vertebral column. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31 (4): 174-82.
36. Hughes SJ. How effective is the Newport/Aspen collar? A prospective radiographic evaluation in healthy adult volunteers. *J Trauma* 1998; 45 (2): 374-8.