

ANALYSIS OF NORMAL GLENOHUMERAL JOINT PROPRICEPTION

Maciej Roga¹, Przemysław Lubiowski^{1,2},
Ewa Lisiewicz¹, Leszek Romanowski¹

¹Department of Traumatology, Orthopaedics and Hand Surgery, Karol Marcinkowski University of Medical Sciences, Poznan, Poland

²Rehasport Clinic, Poznan, Poland

ABSTRACT

Introduction. The anatomy of glenohumeral joint, belonging to the shoulder complex allows for the largest range of movement of all joints of the human body. Therefore, normal stabilization becomes a very important factor for this joint in its proper functioning.

Aim. The purpose of this study was the detailed analysis of the normal glenohumeral joint based on joint position sensation.

Material and methods. Studies were carried out on a group of 32 people (15 women, 17 men) with an average age of 22.9 (\pm 1.15) and a negative history of trauma or other disturbances within both shoulders. The tests were performed using an electronic goniometer PROPRIOMETR connected to a PC. Active reproduction of the position of both joints was measured in following movements: abduction, flexion, internal and external rotation. We analysed the results presented as absolute value of error for the active reproduction of joint position.

Results. Basing on the collected results, the increased ability to reproduce the joint position was observed in combination with the higher testing angles in each of tested directions of movement. There was no statistically significant difference between error of active joint position reproduction dependent on gender and dominance of extremity.

Conclusions. The ability to reproduce the joint position in active movement increases with increasing of upper extremity angle. Furthermore, there is no correlation between sex or dominance of the extremity and the achieved results of glenohumeral joint active position.

Key words: glenohumeral joint, proprioception, deep sensation, error of active reproduction of joint position, propriometr

INTRODUCTION

Because of specificity of the shoulder complex,

ANALIZA PROPRIOCEPCJI PRAWIDŁOWEGO STAWU RAMIENNEGO

Maciej Roga¹, Przemysław Lubiowski^{1,2},
Ewa Lisiewicz¹, Leszek Romanowski¹

¹Katedra Traumatologii, Ortopedii i Chirurgii Ręki, Uniwersytet Medyczny im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu

²Rehasport Clinic, Poznań

STRESZCZENIE

Wprowadzenie. Budowa stawu ramiennego, należącego do kompleksu barkowego pozwala na uzyskanie największego zakresu ruchu ze wszystkich stawów ludzkiego organizmu. W związku z tym, istotnym czynnikiem prawidłowego działania staje się jego odpowiednia stabilizacja.

Cel pracy. Celem poniższej pracy była wnikliwa analiza prawidłowego stawu ramiennego pod kątem czucia pozycji stawu.

Materiał i metody. Badania przeprowadzone zostały na grupie 32 osób (15 kobiet, 17 mężczyzn) ze średnią wieku 22,9 (\pm 1,15) oraz z ujemnym wywiadem w kierunku urazu lub innych dolegliwości w obrębie obu barków. Badania wykonano za pomocą elektronicznego goniometru PROPRIOMETR połączonego z komputerem PC. Czynne odtworzenie pozycji obu stawów zmierzono w ruchu odwodzenia, zgięcia, rotacji wewnętrznej i zewnętrznej. Analizie poddano wyniki przedstawione w postaci wartości bezwzględnej błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu.

Wyniki. Na podstawie wyników przeprowadzonych badań, można stwierdzić zwiększoną zdolność odtworzenia pozycji stawu wraz ze wzrostem badanego kąta w każdym z przebadanych kierunków ruchu. Nie wykazano za to istotnych statystycznie różnic błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu zależnych od płci badanej osoby, czy też dominacji kończyny.

Wnioski. Zdolność odtworzenia pozycji stawu w ruchu czynnym wzrasta wraz ze zwiększaniem kąta ustawienia kończyny. Nie ma natomiast związku między płcią bądź dominacją kończyny, a osiągniętymi wynikami czynnego odtworzenia pozycji stawu ramiennego.

Słowa kluczowe: staw ramienny, propriocepcja, czucie głębokie, błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu, propriometr

WPROWADZENIE

Specyfika kompleksu barkowego, jego złożona

it's a complicated structure and many of functions cause, that to the proper functioning, it requires the interaction of many anatomical structures. Humans developed a vertical position, which resulted in taking over most of upper extremity function like grip and handling, leaving for lower extremities the function of supporting and locomotion. High mobility achieved through a particularly dynamic structure of the shoulder girdle allows performing many different tasks necessary in everyday life and work. This mobility is achieved mainly through the wide range of free part of the upper extremities movements. Major contributors to shoulder movement are: glenohumeral joint, acromioclavicular joint, sternoclavicular joint and scapulo-thoracic joint (Schunke et al 2009). The shoulder bone frame consists of shoulder girdle and the proximal end of the humerus. These structures together with the joint capsules, ligaments and muscles form a unique structure capable of coordinated and precise operation. Maintaining of balance and coordination, the sensation of the actual position of each joint are possible due to the appropriate level of stability. Passive stabilization is obtained by the negative pressure of the intra-articular and proper work of ligaments (Itoi et al 1996). Moreover, the active stabilization provides proper functioning because of action the antagonistic muscle groups. However, for proper functioning, stabilizers require the control of the sensorimotor system. This control is possible due to information received from special receptors in the skin, muscles, tendons, joints and ligaments. These receptors are called proprioceptors. Proprioception (from latin "proprius" – own, individual and "perception" - sensate, feel) is a term for the ability to recognize the position or motion in the joint. Proprioceptors are activated as a result of changes in tension, pressure and stretching the tissues during the change of position in the joint.

Proprioceptors, classified as mechanoreceptors are located in joint capsules, ligaments, tendons and skin. These receptors include Ruffini corpuscles, Pacinian corpuscles, Golgi tendon organs, the free endings of the nerve fibers and neuromuscular spindles (Konturek 1998). The articular proprioception is defined as a specialized sensory function which includes sense of movement (kinaesthesia) and joint position. Depending on the participation

budowa i mnogość funkcji powoduje, że do prawidłowego funkcjonowania wymagane jest współdziałanie ze sobą wielu struktur anatomicznych. Ze względu na wykształcenie w procesie ewolucji pionowej postawy ciała przez człowieka, kończyna górna przejęła większość funkcji chwytnych i manipulacyjnych, pozostawiając kończynom dolnym działanie podporowe i lokomocyjne. Wysoka mobilność uzyskana dzięki szczególnie dynamicznej konstrukcji obręczy barkowej umożliwia wykonywanie wielu różnorodnych czynności, niezbędnych w życiu codziennym i zawodowym. Ruchomość ta osiągnana jest głównie dzięki obszernemu zakresowi ruchu części wolnej kończyny górnej. W złożonym ruchu barku uczestniczą: staw ramienny, barkowo-obojczykowy, mostkowo-obojczykowy oraz połączenie łopatkowo-piersiowe (Schunke i wsp. 2009). Na szkielet kostny barku składają się obręcz barkowa oraz koniec bliższy kości ramiennej. Wymienione struktury, wraz z torebkami stawowymi, więzadłami i mięśniami, tworzą niepowtarzalną konstrukcję, zdolną do skoordynowanego i precyzyjnego działania. Utrzymywanie równowagi, koordynacja ruchów, czy też czucie aktualnego położenia poszczególnych stawów możliwe są dzięki właściwemu poziomowi stabilizacji. Stabilizację bierną uzyskujemy dzięki ujemnemu ciśnieniu śródstawowemu oraz pracy więzadeł (Itoi i wsp. 1996). Stabilizację czynną zapewnia właściwa praca antagonistycznych grup mięśniowych. Do prawidłowego funkcjonowania, stabilizatory wymagają jednak kontroli ze strony układu czuciowo-ruchowego. Kontrola to możliwa jest dzięki informacjom płynącym ze specjalnych receptorów znajdujących się w skórze, mięśniach, ścięgnach, stawach i więzadłach. Receptory te zwane są proprioceptorami. Propriocepcja (od łac. proprius – własny, indywidualny i perceptio – postrzegać, odczuwać) jest pojęciem oznaczającym zdolność do rozpoznawania ustawienia bądź ruchu w stawie. Do aktywacji proprioceptorów dochodzi w wyniku zmiany napięcia, ucisku i rozciągnięcia tkanek podczas zmiany pozycji stawu.

Receptory proprioceptywne, zaliczane do mechanoreceptorów umiejscowione są w torebkach stawowych, więzadłach, ścięgnach i na skórze. Do receptorów tych należą ciała Ruffiniego, ciała Paciniego, narządy ścięgniste Golgiego, wolne zakończenia włókien nerwowych oraz wrzeciona nerwowo-mięśniowe (Konturek 1998). Propriocepcja stawowa zdefiniowana jest jako wyspecjalizowany rodzaj czucia, który obejmuje czucie ruchu

of human consciousness, proprioception can be divided into conscious and unconscious.

The conscious proprioception includes:

- Kinaesthesia
- Joint position sense (JPS)
- Sense of tension and pressure.

Unconscious proprioception, which processes take place without the participation of the human will include:

- Joint stabilization and posture control.

In the presented study, we subjected of proprioception analysis in glenohumeral joint.

AIM

The aim of the study was to determine the range of movements and analyse the joint position sense of the shoulder in a healthy population.

MATERIAL AND METHODS

The material for the study was young, healthy subjects without damage within the glenohumeral joint, which agreed to participate in the study. Proprioception tests were carried out on group of 32 healthy subjects aged 21-26 years (average age 22.9 ± 1.15). The study group consisted of 15 women aged 22 - 24 years (average age 22.5 ± 0.7) and 17 men aged 21 - 26 years (average age 23.3 ± 1.3). Accurate criteria for inclusion in the study are presented in table I.

Table I. Criteria for inclusion in the control group.

Age 20 – 30 years old	
Lack of any symptoms in both shoulder joints	
Negative history of shoulder injury	
Joint movement ranges:	
Flexion	0° - 180°
Abduction	0° - 180°
External rotation of the arm with 90° abduction	0° - 80°
Internal rotation of the arm with 90° abduction	0° - 80°
Negative clinical tests for shoulder impingement syndrome and rotator cuff tendon damage	
No participation in competitive sports and / or regular training of throwing or racket sports	
Written consent to participate in the study	

The proprioception study was conducted on the principle of passive assisted pattern presentation and the active reproduction of applied joint position (called ARJP). As a result, it was possible

(kinestezja) oraz czucie pozycji stawu. W zależności od udziału świadomości człowieka, propriocepcję można podzielić na świadomą i nieświadomą.

Do propriocepcji świadomej zaliczamy:

- Kinestezję
- Czucie pozycji stawu (JPS – ang. joint positionsense)
- Czucie rozciągania i nacisku

Składową propriocepcji nieświadomej, w której procesy zachodzą bez udziału woli człowieka jest:

- Stabilizacja stawu i kontrola postawy.

W prezentowanej poniżej pracy dokładnej analizie propriocepcji poddany został staw ramienny.

CEL PRACY

Jako cel pracy przyjęto określenie wartości średnich zakresów ruchu oraz analizę czucia pozycji prawidłowego stawu ramiennego u osoby zdrowej.

MATERIAŁ I METODY

Materiał pracy stanowiły młode, zdrowe osoby, bez uszkodzeń w obrębie stawu ramiennego, które zgodziły się uczestniczyć w badaniu. Badania propriocepcji zostały przeprowadzone na grupie 32 zdrowych osób, w wieku 21-26 lat (średnia wieku $22,9 \pm 1,15$). W skład grupy badanych wchodziło 15 kobiet w wieku 22 - 24 lat (średnia wieku $22,5 \pm 0,7$) oraz 17 mężczyzn w wieku 21–26 lat (średnia wieku $23,3 \pm 1,3$). Precyzyjne kryteria włączenia do badania zostały przedstawione w tabeli I.

Tabela I. Kryteria włączenia do grupy badawczej.

Wiek 20 – 30 lat	
Brak jakichkolwiek dolegliwości stawów ramiennych	
Ujemny wywiad w kierunku urazu barków	
Zakresy ruchów w stawach:	
Zgięcie	0° - 180°
Odwiedzenie	0° - 180°
Rotacja zewnętrzna przy odwiedzeniu ramienia do 90°	0° - 80°
Rotacja wewnętrzna przy odwiedzeniu ramienia do 90°	0° - 80°
Ujemne testy kliniczne dla zespołu cieśni podbarkowej i uszkodzeń ścięgien pierścienia rotatorów	
Bez uprawiania sportów wyczynowych i/lub regularnych sportów rzucających lub raketowych	
Pismenna zgoda na uczestnictwo w badaniu	

Badanie propriocepcji przeprowadzone zostało na zasadzie biernej wspomaganą prezentacji wzorca oraz czynnego odtwarzania zadanej pozycji stawu (ang. Active Reproduction of Joint Position

to evaluate the ability of a subject to actively positioning the arm in a certain position (direction). This technique allows for the greatest repeatability, and sensitivity of the test. The results of the joint position sense study can be presented mathematically by the absolute value of the error in active reproduction of joint position (EARJP), in other way called the proprioception deficit, expressed in degrees. This error is the difference between the value of a given angle and the reproduced angle.

$$\text{EARJP} = |\text{given angle} - \text{ARJP}|$$

The measurements of active reproduction error of joint were carried out on a special apparatus PROPRIOMETER (Lubiatowski et al 2013) based on a rule of the magnetic field action (Figure 3). Using this electronic goniometer it was possible to measure the range of motion in the joint, and determining its position in space with an accuracy of 0.1°. By connecting equipment to the computer it was possible to make the current control of research, archiving and print data obtained from measurements (Lubiatowski et al 2013). Measurement of joint position sense was carried out for movements of flexion, abduction (Figure 2), external and internal rotation. For each of the analysed movements there are considered three positions:

LOW	60° for flexion and abduction; 30° for the external and internal rotation,
MEDIUM	90° for flexion and abduction; 45° for the external and internal rotation
HIGH	120° for flexion and abduction; 60° for the external and internal rotation).

Tests of proprioception were conducted in specially prepared for this purpose testing room which provides the conditions to the appropriate concentration and proper repeatability of results. As a test station we used specially modified rehabilitation bed (Figure 1), capable of achieving a lying position (to measure the movements of rotation) and sitting position with support angle 90° (to measure the movements of flexion and abduction) (Ogrodowicz 2010, Lubiatowski et al 2013).

- ARJP). Dzięki temu możliwa była ocena zdolności osoby badanej do aktywnego pozycjonowania ramienia w określonym położeniu. Technika ta pozwala na największą powtarzalność, a także czułość badania. Wyniki badania czucia położenia stawu matematycznie przedstawia się za pomocą wartości bezwzględnej błędu odtworzenia pozycji stawu (EARJP) inaczej deficytu propriocepcji wyrażonego w stopniach kątowych. Błędem tym jest różnica między wartością kąta zadanego i kąta odtworzonego.

$$\text{EARJP} = |\text{kąt wzorcowy} - \text{ARJP}|$$

Pomiary błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu (ang. Error of Active Reproduction of Joint Position - EARJP) przeprowadzane były na specjalnym urządzeniu PROPRIOMETR (Lubiatowski i wsp. 2013) opartym na działaniu pola magnetycznego (Rycina 3). Dzięki zastosowaniu tego elektronicznego goniometru możliwy był pomiar zakresu ruchu stawu oraz określanie jego pozycji w przestrzeni z dokładnością do 0,1°. Dzięki połączeniu urządzenia z komputerem możliwe było dokonywanie bieżącej kontroli badania, archiwizacji i wydruku danych uzyskanych z pomiarów (Lubiatowski i wsp. 2013). Pomiar czucia pozycji stawu wykonywany był dla ruchów zgięcia, odwiedzenia (Rycina 2), rotacji zewnętrznej oraz wewnętrznej. Dla każdego z analizowanych ruchów, brane pod uwagę były trzy położenia:

NISKIE	niskie (60° dla zgięcia i odwiedzenia; 30° dla rotacji zewnętrznej i wewnętrznej),
ŚREDNIE	średnie (90° dla zgięcia i odwiedzenia; 45° dla rotacji zewnętrznej i wewnętrznej),
WYSOKIE	wysokie (120° dla zgięcia i odwiedzenia; 60° dla rotacji zewnętrznej i wewnętrznej).

Badania propriocepcji przeprowadzone zostały w specjalnie przygotowanym do tego celu pokoju badań zapewniającym warunki do odpowiedniej koncentracji osoby badanej oraz prawidłowej odtwarzalności pomiarów. Za stanowisko badawcze służyło specjalnie zmodyfikowane łóżko rehabilitacyjne (Rycina 1), umożliwiające uzyskanie pozycji leżącej (do pomiaru ruchów rotacji) oraz siedzącej z kątem podparcia 90° (do pomiaru ruchów zgięcia i odwiedzenia) (Ogrodowicz 2010, Lubiatowski i wsp. 2013).



Figure 1. Test station prepared for testing in a sitting.



Rycina 1. Stanowisko badawcze przygotowane do badania w pozycji siedzącej.



Figure 2. Position to measure 90° abduction.



Rycina 2. Pozycja do pomiaru 90° odwiedzenia.



Figure 3. Components of the PROPRIOMETER measuring device.

RESULTS

Results subjected to statistical analysis were based on the values obtained from the average EARJP 5 repetitions for each joint position in both upper extremities. The results were used to find statistically significant differences between the variables in each group results. For the purpose of the analysis we took as statistically significant level of significance (p) value of less than 0.05. Depending on data distribution and statistical analysis T-student or ANOVA tests were used (StatPlus, Analyst Software).

Error of active reproduction of joint position

Results of EARJP of glenohumeral joint (including the dominant and nondominant shoulders) are given in table II

Rycina 3. Elementy wchodzące w skład urządzenia pomiarowego PROPRIOMETR.

WYNIKI

Analizie statystycznej poddane zostały wyniki średniego EARJP liczone z 5 powtórzeń dla każdej pozycji stawu w obu kończynach górnych. Dzięki temu uzyskano wyniki średnich oraz odchylenia standardowego z podziałem na dominację kończyny oraz płeć osoby badanej. Otrzymane wyniki wykorzystane zostały w celu znalezienia istotnych statystycznie różnic między zmiennymi w poszczególnych grupach wyników. W zależności od analizy oraz rozkładu w grupie użyto testów ANOVA i testu T student wykorzystując program StatPlus (Analyst Software).

Błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu

Wyniki EARJP stawu ramennego (łącznie dla barków dominujących i pomocniczych - niedominujących) zawarto w tabeli II.

Table II. EARJP value in different extremities settings.

Movement	Angle					
	60°		90°		120°	
	Average	Standard deviation	Average	Standard deviation	Average	Standard deviation
Abduction	5,05	+2,83	3,72	+1,78	3,89	+2,05
Flexion	5,04	+2,83	3,1	+1,4	3,31	+1,59
	30°		45°		60°	
Internal rotation	3,1	+1,3	+2,71	+1,01	2,69	+1,45
External rotation	3,07	+1,56	+2,75	+1,21	2,92	+1,71

Tabela II. Wartość EARJP w poszczególnych ustawieniach kończyn.

Movement	Angle					
	60°		90°		120°	
	Average	Standard deviation	Average	Standard deviation	Average	Standard deviation
Abduction	5,05	+2,83	3,72	+1,78	3,89	+2,05
Flexion	5,04	+2,83	3,1	+1,4	3,31	+1,59
	30°		45°		60°	
Internal rotation	3,1	+1,3	+2,71	+1,01	2,69	+1,45
External rotation	3,07	+1,56	+2,75	+1,21	2,92	+1,71

Analysis of the results showed the largest values of active joint reproduction error for the lowest tested angles in each of the movements. The lowest error of active joint reproduction was obtained for the middle of the tested angles. The exception is the movement of internal rotation, for which the average value of EARJP decreases with increasing of angle for the tested extremity (Table II).

Using ANOVA we could find a statistically significant reduction in the positioning of EARJP joint between 60° and 90° and 60° and 120° for the abduction and flexion movements, and between 30° and 60° for the internal rotation movements. The exact results of the above and other positions are shown in table III.

Table III. P-value of ANOVA test analysis of variance between the EARJP values.

Movement	Angle		
	60°/90°	90°/120°	60°/120°
Abduction	0,00103	0,67169	0,00406
Flexion	0,00000	0,59554	0,00001
	60°/90°	45°/60°	30°/60°
Internal rotation	0,07569	0,78018	0,04023
External rotation	0,23149	0,51823	0,58085

Analysis of active joint reproduction error considering the gender

Average value of EARJP obtained in a group of males was in most cases lower than the results obtained for the same joint position in female group (Table IV). Analysis of the average EARJP results including the different positions, showed no statistically significant differences, with the exception of external rotation in position 30° (using t-Student's test).

Analiza wyników wykazała największe wartości błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu dla najniższych przyjętych kątów w każdym z ruchów. Natomiast najniższe wartości błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu uzyskano dla środkowego z przyjętych kątów. Wyjątek stanowi ruch rotacji wewnętrznej, dla którego średnia wartość EARJP maleje wraz ze zwiększeniem kąta ustawienia badanej kończyny (Tabela II).

Stwierdziłmy istotne statystycznie zmniejszenie wartości EARJP w ustawieniach stawu między 60° i 90° oraz 60° i 120° dla ruchów odwiedzenia i zgięcia, a także pomiędzy 30° i 60° dla ruchu rotacji wewnętrznej. Dokładne wyniki wyżej wymienionych oraz pozostałych pozycji przedstawiono w tabeli III.

Tabela III. Wartości p testu ANOVA analizy wariancji pomiędzy wartościami.

Ruch	Kąt		
	60°/90°	90°/120°	60°/120°
Odwiedzenie	0,00103	0,67169	0,00406
Zgięcie	0,00000	0,59554	0,00001
	60°/90°	45°/60°	30°/60°
Rotacja wewnętrzna	0,07569	0,78018	0,04023
Rotacja zewnętrzna	0,23149	0,51823	0,58085

Analiza błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu z uwzględnieniem podziału na płeć

Średnia wartość EARJP uzyskana przez grupę mężczyzn była w większości przypadków niższa, niż wyniki uzyskane dla tej samej pozycji stawu w grupie kobiet (Tabela IV). Analiza wyników średniej EARJP z uwzględnieniem pozycji nie wykazała istotnych statystycznie różnic, z wyjątkiem ruchu rotacji zewnętrznej w pozycji 30° (przy wykorzystaniu testu t-Studenta).

Table IV. The average value of EARJP considering the gender.

Movement	Gender	Angle					
		60°		90°		120°	
		Average	Standard deviation	Average	Standard deviation	Average	Standard deviation
Abduction	Female	5,66	±2,85	4	±2,07	4,19	±2,45
	Male	4,52	±2,74	3,47	±1,46	3,62	±1,6
p		0,065		0,089		0,13	
Flexion	Female	5,51	±3,5	3,13	±1,37	3,53	±1,76
	Male	4,62	±2,76	3,07	±1,45	3,11	±1,42
p		30°		45°		60°	
Internal rotation	Female	3,21	±1,34	2,84	±1,14	2,59	±1,26
	Male	3	±1,28	2,6	±0,88	2,78	±1,61
p		0,06		0,21		0,35	
External rotation	Female	2,6	±1,54	2,63	±1,23	3	±1,73
	Male	3,48	±1,51	2,85	±1,22	2,85	±1,45
p		0,033		0,2		0,32	

Tabela IV. Średnia wartość EARJP w badanych pozycjach z uwzględnieniem podziału na płeć.

Ruch	Płeć	Kąt					
		60°		90°		120°	
		Średnia	Standardowe odchylenie	Średnia	Standardowe odchylenie	Średnia	Standardowe odchylenie
Odwiedzenie	Kobiety	5,66	+2,85	4	+2,07	4,19	+2,45
	Mężczyźni	4,52	+2,74	3,47	+1,46	3,62	+1,6
P		0,065		0,089		0,13	
Zgięcie	Kobiety	5,51	+3,5	2,84	+1,37	3,53	+1,76
	Mężczyźni	4,62	+2,76	2,6	+1,45	3,11	+1,42
P		0,2		0,44		0,2	
P		30°		45°		60°	
Rotacja wewnętrzna	Kobiety	3,21	+1,34	2,84	+1,14	2,59	+1,26
	Mężczyźni	3	+1,28	2,6	+0,88	2,78	+1,61
P		0,06		0,21		0,2	
Rotacja zewnętrzna	Kobiety	2,6	+1,54	2,63	+1,23	3	+1,73
	Mężczyźni	3,48	+1,51	2,85	+1,22	2,85	+1,45
P		0,033		0,2		0,32	

Analysis of Error active joint reproduction considering extremity the dominance

Statistical analysis showed no significant difference in EARJP for dominant extremity compared with nondominant extremity, with the exception of internal rotation in position 30° (using – t-Student's test) – table V.

Analiza błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu z uwzględnieniem dominacji kończyny

Analiza statystyczna nie wykazała istotnych różnic w EARJP kończyny dominującej w porównaniu z kończyną pomocniczą za wyjątkiem rotacji wewnętrznej w pozycji 30° (przy wykorzystaniu testu t-Student) – tabela V.

Table V. The average value of EARJP including the extremities dominance.

Movement	Extremity	Angle					
		60°		90°		120°	
		Average	Standard deviation	Average	Standard deviation	Average	Standard deviation
Abduction	Dominant	5,24	+3,05	3,57	+1,86	3,96	+2,18
	Non - dominant	4,87	+2,62	3,87	+1,71	3,82	+1,94
P		0,24626972		0,179545		0,367246	
Flexion	Dominant	4,95	+2,92	3,19	+1,3	3,23	+1,42
	Non - dominant	5,13	+3,38	3,01	+1,52	3,39	+1,76
P		30°		45°		60°	
Internal rotation	Dominant	2,7	+1,09	2,67	+0,99	2,9	+1,5
	Non - dominant	3,5	+1,39	2,75	+1,05	2,48	+1,38
P		0,002936925		0,364701		0,100661	
External rotation	Dominant	2,93	+1,41	2,74	+1,26	3,08	+1,92
	Non - dominant	3,2	+1,71	2,75	+1,17	2,76	+1,48
P		0,196086		0,481086		0199351	

Tabela V. Średnia wartość EARJP w badanych pozycjach z uwzględnieniem dominacji kończyny.

Ruch	Kończyna	Kąt					
		60°		90°		120°	
		Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe
Odwiedzenie	Dominująca	5,24	+3,05	3,57	+1,86	3,96	+2,18
	Pomocnicza	4,87	+2,62	3,87	+1,71	3,82	+1,94
P		0,24626972		0,179545		0,367246	
Zgięcie	Dominująca	4,95	+2,92	3,19	+1,3	3,23	+1,42
	Pomocnicza	5,13	+3,38	3,01	+1,52	3,39	+1,76
P		30°		45°		60°	
Rotacja wewnętrzna	Dominująca	2,7	+1,09	2,67	+0,99	2,9	+1,5
	Pomocnicza	3,5	+1,39	2,75	+1,05	2,48	+1,38
P		0,002936925		0,364701		0,100661	
Rotacja zewnętrzna	Dominująca	2,93	+1,41	2,74	+1,26	3,08	+1,92
	Pomocnicza	3,2	+1,71	2,75	+1,17	2,76	+1,48
P		0,196086		0,481086		0199351	

Using ANOVA we could determine statistically significant differences in abduction of the dominant extremity compared to position 60° to 90° and 60° to 120°, and for flexion, when compared to the same positions for both extremities dominant and non-dominant. A statistically significant difference was also shown when comparing the position 30° and 45° for internal rotation movement. The exact results of the above and other positions are shown in table VI.

DISCUSSION

Proprioception within the glenohumeral joint, due to its complexity, is still not fully known and explained phenomenon. However, the high incidence of joints instability and the continuous development of the knowledge on this subject caused an increase in interest for problems of proprioception, and its deficit. Increased instability within the joint is a common cause of injury. There have been

Stwierdziłiśmy także istotne statystycznie różnice w odwiedzeniu kończyny dominującej w porównaniu ustawień 60° i 90° oraz 60° i 120° oraz dla ruchu zgięcia, przy porównaniu tych samych ustawień zarówno dla kończyny dominującej jak i pomocniczej. Istotną statystycznie różnicę wykazano także przy porównaniu pozycji 30° i 45° w ruchu rotacji wewnętrznej. Dokładne wyniki dla wyżej wymienionych oraz pozostałych pozycji przedstawiono w tabeli VI.

DYSKUSJA

Propriocepcja w obrębie stawu ramiennego, ze względu na swoją złożoność, wciąż nie jest do końca poznany i wyjaśniony zjawiskiem. Jednakże, wysoka częstotliwość występowania niestabilności w stawach oraz ciągły rozwój wiedzy na ten temat, spowodował wzrost zainteresowania problematyką czucia głębokiego oraz jego deficytu. Zwiększona niestabilność w obrębie stawu jest częstą

some attempts to measure the level of sensation and awareness of the body parts positions, in order to understand the problem and reduce the number of patients with joint instability.

The sense of joint position (JPS) is the most common method for assessing the glenohumeral joint proprioception. The main idea of this study was to determine the difference between the angles of movement presented, and reproduced. Based on these results, we can estimate the level of human proprioceptive sensation in the joint. This kind of examination can be carried out using passive movements, active or assisted movements of the upper extremity. Common methods are the combination of the aforementioned movements, in order to obtain repeatable results. To perform this test, we have selected the measurement model of joint position sense based on the technique of passive assisted demonstrations with the reference to the tested extremity, and then active reproduction of the joint position (ART - Active Reproduction Test). This method, used in the assessment of dynamic proprioception gives the highest efficiency and accuracy (Smith and Brunolly-Hoffman 1989, Davies 1993).

Active muscular work during the measurement, allows the assessment of both afferent and efferent pathways in neuromotor reflex. The impulse is transmitted via afferent pathways from the receptors located in the joint capsule, ligaments and glenoid labrum to the CNS, and using efferent pathways goes to effectors, which are muscles, in order to be activated both in the demonstration as well as the reproduction joint positions phases.

In earlier work about proprioception, there is considerable variation regarding the methodology that was used in the performance of testing and its assessment. In some publications we could only find studies based on the movements of rotation in the shoulder.

The vast majority of studies were undertaken to assess proprioception in rotational movements, as well as flexion and abduction. The variety of results in many cases is caused by apparatus that has been used to measure. In order to determine deficits of proprioception electronic goniometers have already been used (Beynnon et al 2000), analog inclinometers (Dover and Powers 2003, Barden et al 2004), isokinetic dynamometers (Zuckerman et al 2003) and systems of camera and markers (Kon-

przyczyną urazów, dlatego podejmowane są próby zmierzenia poziomu czucia i świadomości położenia elementów swojego ciała, w celu zrozumienia problemu oraz zredukowania ilości przypadków nabytej niestabilności stawowej.

Czucie pozycji stawu (JPS) jest najpopularniejszą metodą oceny propriocepcji stawu ramiennego. Główną ideą badania jest określenie różnicy pomiędzy kątem zadany, a odtworzonym. Na tej podstawie szacowany jest poziom rozwoju czucia proprioceptywnego człowieka w danym stawie. Badanie takie można przeprowadzić wykorzystując ruchy bierne, czynne, bądź wspomagane ruchy kończyny górnej. Często stosowaną metodą jest także kombinacja wcześniej wymienionych ruchów, w celu uzyskania maksymalnie powtarzalnych wyników. Do opisanych w pracy badań wybrany został model pomiaru czucia pozycji stawu oparty o technikę biernej wspomaganą demonstracji pozycji wzorcowej kończyny badanej, a następnie czynnego odtworzenia pozycji stawu (ART – Active Reproduction Test). Metodzie tej, wykorzystywanej przy ocenie propriocepcji dynamicznej przypisuje się największą skuteczność oraz dokładność pomiarów (Smith i Brunolly 1989, Davies i Dicjoff-Hoffman 1993).

Aktywna praca mięśni podczas pomiaru, pozwala na ocenę zarówno drogi aferentnej, jak i eferentnej w pętli sprzężenia sygnału neuromotorycznego. Impuls przesyłany jest drogami aferentnymi z receptorów znajdujących się w torebce, więzadłach i obrąbku do OUN, natomiast drogami eferentnymi wędruje do efektorów, którymi są mięśnie, w celu ich aktywacji zarówno w fazie demonstracji jak i odtworzenia pozycji wzorcowej stawu.

We wcześniejszych pracach na temat propriocepcji istnieje spore zróżnicowanie odnośnie metodologii, jaka została zastosowana przy wykonywaniu badań jej oceny. W niektórych publikacjach znaleźć można było wyniki badań oparte wyłącznie na ruchach rotacyjnych w stawie ramiennym.

Znaczna większość przeprowadzonych badań podjęła się jednak oceny propriocepcji zarówno w ruchach rotacyjnych, jak i zgięcia oraz odwiedzenia. Różnorodność otrzymywanych rezultatów badań w wielu przypadkach wynika także z aparatury, jaka została zastosowana do pomiarów. W celu określenia deficytu propriocepcji stosowano już goniometry elektroniczne (Beynnon i wsp. 2000), inklinometry analogowe (Dover i Powers 2003, Barden i wsp. 2004), dynamometry izokinetyczne

turek 1989, Jerosch 2004). In many studies, it was pointed at an advantage of electronic devices over analog (Jerosch et al 1993, 1995). Another obstacle in comparing the results is the assumption by the person conducting the research, different methods of estimation of active reproduction error of joint position. In some researches, this error was measured using a ruler in millimetres, on or in the other by using a goniometer. The common feature of these works was the adoption of the more significant error measurements when interpreting the results.

In studies conducted by other authors, much attention was focused on the methods to perform the measurements. In all found researches, it was emphasizes the need to minimize stimuli coming from the external environment. Additional stimulation of skin receptors, visual or vestibular systems during the tests, can significantly alter the results. Therefore in our study the test station has been designed in such a way as to eliminate the influence of additional external stimuli to measurements. For this purpose, we used the blindfold, limiting visual stimuli and developed stable positions taken by the patient, which reduces the impact of cutaneous and vestibular receptors excitation to assess the joint positions. The greatest difficulty was to determine the appropriate position to perform the rotation movement in the shoulder.

The study could begin with an active or passive stabilization of glenohumeral joint, abducted to 90°. Active joint stabilization caused continuous muscles tension of the shoulder girdle. This technique eliminated the influence of afferent information coming from the mechanoreceptors of the skin on the measurement results, and therefore it was unnecessary the additional fixation of external positions. However, due to the necessity of constant dynamic control settings of the joint, it was impossible to avoid muscle fatigue factor during long-term testing. This problem was solved by passive stabilization achieved by the support of arm or elbow. However, this was associated with an increase in the number of signals received from cutaneous receptors (Jerosch et al 1993, Lephart et al 1994).

In the absence of an ideal method, excluding both muscle fatigue factor by stabilizing the shoulder girdle and the additional stimulation of mech-

(Zuckerman i wsp. 2003) oraz systemy kamer i markerów (Konturek 1989, Jerosch 2004). W wielu pracach zwracano jednak uwagę na przewagę urządzeń elektronicznych nad analogowymi (Jerosch i wsp. 1993, 1995). Kolejną przeszkodą w porównywaniu osiągniętych wyników jest przyjmowanie przez osoby przeprowadzające badania, różnych metod szacowania błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu. W części prac błąd ten mierzony był za pomocą miarki w milimetrach, w innych natomiast przy zastosowaniu ręcznego goniometru. Wspólną cechą tych prac było przyjęcie za istotny większego błędu pomiarowego w momencie interpretacji uzyskanych wyników.

W badaniach przeprowadzonych przez innych autorów dużą uwagę zwraca się również na sposób przeprowadzania pomiarów. We wszystkich znalezionych pracach, podkreśla się konieczność możliwie maksymalnego ograniczenia bodźców napływających ze środowiska zewnętrznego. Dodatkowa stymulacja receptorów skórnych, wzrokowych bądź przedsionkowych w czasie wykonywania badań, może znacząco wpłynąć na osiągnięte wyniki. Dlatego też stanowisko badawcze zostało zaprojektowane w taki sposób, by wyeliminować wpływ dodatkowych bodźców zewnętrznych na wyniki pomiarów. W tym celu zastosowano opaskę na oczy, ograniczającą bodźce wzrokowe oraz opracowano stabilne pozycje przyjmowane przez pacjenta, które redukują wpływ pobudzenia receptorów skórnych i przedsionkowych na ocenę pozycji stawu.

Największą trudność sprawiło określenie odpowiedniej pozycji do wykonywania ruchów rotacyjnych w stawie ramiennym. Badanie rozpocząć można było przy czynnej bądź biernej stabilizacji stawu ramiennego, odwiedzonego do 90°. Czynna stabilizacja stawu wiązała się z ciągłym utrzymywaniem w napięciu mięśni obręczy barkowej. Zastosowanie tej techniki eliminowało wpływ informacji płynących z mechanoreceptorów skóry na wyniki pomiarów, gdyż zbędna była dodatkowa zewnętrzna stabilizacja pozycji. Jednak w związku z koniecznością stałej dynamicznej kontroli ustawienia stawu, niemożliwe było uniknięcie czynnika zmęczenia mięśni w trakcie długotrwałego badania. Problem ten rozwiązywała stabilizacja bierna uzyskana poprzez podparcie ramienia bądź stawu łokciowego. Wiązało się to jednak ze wzrostem ilości sygnałów otrzymywanych z receptorów skórnych (Jerosch i wsp. 1993, Lephart i wsp. 1994).

W związku z brakiem idealnej metody, wyłąc-

anoreceptors, the measurement of the joint rotation was performed in a horizontal position with the passive stabilization achieved by the support for arm or elbow. For maximum range of rotation movement, both internal and external it was assumed 60°. This range reduced the information coming from the shoulder movement, which is accompanied by extreme ranges of rotation.

For EARJP testing we used an electronic goniometer PROPRIOMETRER (Lubiatowski et al 2013). The advantages of this equipment are its small size, light weight, high measuring resolution and ease of use. All these factors enabled precise evaluation of joint position. By direct connection of our equipment to a computer, it was possible to control current results and archive them, made shorter the test time, which reduced the negative impact of such factors as muscle fatigue for measurement results (Rozzi et al 2000, Lee et al 2003).

JPS measurements were performed for flexion movements, abduction, external and internal rotation. These are the most common directions of motion in the shoulder joint, used by man in most activities of daily living. During the measurements, the subject was not performing any physical effort. However, the subject was asked to maintain concentration in order to achieve the best results. The overall assessment of the proprioception level for one patient took about 30-40 minutes.

The element of subjected analysis and assessment of joint position sense was obtained from the measurement active reproduction joint position error (EARJP). According to previous studies, in order to determine the angular difference between the position given and reproduced, we assumed to calculate the absolute error. By using this method, regardless of whether the test has been to over- or underestimated, the angle reconstituted by obtaining the absolute value of difference between the given positions and reproduced. By gaining results in the form of absolute error, we also eliminated the possibility of a false approaching zero, which would occur in the case of consecutive attempts to underestimation and overestimation of the reproduced angle with a similar value. The use of this method for determining the reproduce joint position error also allowed averaging the results ob-

czającej zarówno czynnik zmęczenia mięśni stabilizujących obręcz jak i dodatkowego bodźcowania z mechanoreceptorów, pomiar ruchów rotacyjnych stawu wykonywany był w pozycji horyzontalnej przy biernej stabilizacji ramienia osiągniętej poprzez podpór stawu łokciowego. Za maksymalny zakres ruchu rotacji zarówno wewnętrznej jak i zewnętrznej przyjęto 60°. Zakres ten redukował informacje płynące z ruchu łopatki, który towarzyszy skrajnym zakresom rotacji.

W wykonywanej na potrzeby badań oceny EARJP, zastosowano elektroniczny goniometr PROPRIOMETR (Lubiatowski i wsp. 2013). Zaletami wykorzystania tego urządzenia jest jego niewielki rozmiar, mała waga, wysoka rozdzielczość pomiarowa oraz łatwość w obsłudze. Wszystkie te czynniki umożliwiły precyzyjną ocenę pozycji stawu. Dzięki bezpośredniemu połączeniu urządzenia z komputerem, możliwa była bieżąca kontrola oraz archiwizacja uzyskanych wyników, skrócenie czasu badania, a także ograniczenie wpływu negatywnego czynnika, jakim jest zmęczenie mięśni na wyniki pomiarów (Rozzi i wsp. 2000, Lee i wsp. 2003).

Pomiar JPS dokonywany był dla ruchów zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej oraz wewnętrznej. Są to najczęstsze kierunki ruchów w stawie ramiennym, wykorzystywane przez człowieka w większości czynności życia codziennego. W trakcie dokonywania pomiarów osoba badana nie wykonywała większego wysiłku fizycznego. Proszona jednak była o utrzymanie koncentracji w celu osiągnięcia jak najlepszych wyników. Całościowa ocena poziomu propriocepcji jednego pacjenta zajmowała około 30-40 min.

Elementem poddawany analizie i ocenie czucia pozycji stawu był otrzymany z pomiarów błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu (EARJP). Zgodnie z wcześniejszymi badaniami, w celu określenia różnicy kątowej między pozycją zadaną a odtworzoną, przyjęto obliczenie błędu bezwzględnego. Dzięki przyjęciu tej metody, niezależnie od tego, czy podczas badania doszło do przeszacowania bądź też niedoszacowania kąta odtworzonego, otrzymywano bezwzględną wartość różnicy między pozycją zadaną, a odtworzoną. Pozyskanie wyników w postaci błędu bezwzględnego eliminowało także możliwość występowania wyniku fałszywie zbliżonego do zera, który pojawiałby się w wypadku następujących po sobie prób niedoszacowania i przeszacowania odtworzonego kąta o zbliżoną wartość. Zastosowanie tego sposobu określania błędu odtworzenia pozycji stawu umożliwiło rów-

tained from several measurements of one position.

At the beginning, we analysed results of averaged EARJP for both joints. Thanks that, we received one tested value for each joint position described by two components: the angle and direction of movement (excluding division by gender and extremities domination). We found statistically significant reduction of the error value comparing with an increase in the tested angle for some directions. In the tested group, we found significantly differed in average values reproduced joint positions compared as follows: abduction 60° and 90° ($p < 0.00103$) and 60° and 120° ($p < 0.00406$), similar to the movements of flexion 60° and 90° ($p < 0.00000$) and 60° and 120° ($p < 0.00001$), and between 30° and 60° for the movement of internal rotation ($p < 0.04023$).

Statistical analysis of average EARJP positions obtained in each of the upper extremity position indicated the reduction of the error for active reproduction of joint position related with the angle increasing of the tested extremity. These results are confirmed by the studies of other authors who have also achieved the smallest error of active reproduction of joint position in abduction and flexion at 100°, and the largest in the lower ranges of movement (about 50°) (Jerosch et al 1995, Ogrodowicz 2010, Blasier et al 1994).

The results are part of the theory for increasing capacity of joint position sense, along with an increase in the shoulder angle in each direction of movement (Jerosch 2000). This condition is explained by the greater amount of stimuli coming from the mechanoreceptors located in the ligaments and joint capsule. The increase in excitability is associated with increasing tension of these structures when approaching a joint to the final range of its movement. Maximum tension for lower spheroidal-glenohumeral ligament is noted in flexion and abduction of the joint at about 100° (Itoi et al 1996).

In further analysis the research group was divided by gender. Analysis of the average EARJP results showed no statistically significant differences, with the exception of external rotation movement in position 30° ($p < 0.033$). Another division of the research group was based on the dominance of one

niez uśrednienie jego wyników uzyskanych z kilku pomiarów jednej pozycji wzorcowej.

Analizie poddane zostały na początku wyniki badań wartości EARJP obu stawów, uśrednione do jednej wartości dla każdej badanej pozycji stawu opisanego przez dwie składowe: kąt i kierunek ruchu (z pominięciem podziału według płci i dominacji kończyny). Stwierdzono istotne statystycznie zmniejszenie wartości błędów wraz ze zwiększeniem badanego kąta w niektórych kierunkach. W grupie przebadanych osób istotnie statystycznie różniły się średnie wartości reprodukcji pozycji stawu porównując: odwiedzenie 60° i 90° ($p < 0,00103$) oraz 60° i 120° ($p < 0,00406$), podobnie dla ruchów zgięcia 60° i 90° ($p < 0,00000$) oraz 60° i 120° ($p < 0,00001$), a także pomiędzy 30° i 60° dla ruchu rotacji wewnętrznej ($p < 0,04023$).

Analiza statystyczna średnich wyników EARJP uzyskanych w poszczególnych położeniach kończyny górnej wykazała zmniejszanie wartości błędów czynnego odtworzenia pozycji stawu wraz ze zwiększaniem badanego kąta ustawienia kończyny. Największą średnią wartość błędów czynnego odtworzenia pozycji stawu stwierdzono w najmniejszym z badanych kątów, we wszystkich kierunkach ruchu. Wyniki te potwierdzone są badaniami innych autorów, którzy również osiągnęli najmniejszy błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu w odwiedzeniu i zgięciu 100°, a największy w dolnych zakresach ruchów (ok 50°) (Jerosch i wsp. 1995, Ogrodowicz 2010, Blasier i wsp. 1994).

Uzyskane wyniki wpisują się w teorię, mówiącą o zwiększającej się zdolności czucia pozycji stawu, wraz ze wzrostem kąta ustawienia ramienia w każdym kierunku ruchu (Jerosch 2000). Stan taki tłumaczony jest większą ilością bodźców płynących z mechanoreceptorów umieszczonych w więzadłach i torebce stawowej. Wzrost pobudliwości związany jest ze zwiększającym się napięciem tych struktur w momencie zbliżania się stawu do końcowego zakresu swojej ruchomości. Maksymalne napięcie więzadła ramiennie-panewkowego dolnego odnotowuje się w ruchu zgięcia i odwiedzenia przy osiągnięciu przez staw około 100° (Itoi i wsp. 1996).

W dalszej analizie grupa badawcza podzielona została ze względu na płeć. Analiza wyników średniej EARJP z uwzględnieniem pozycji nie wykazała jednak istotnych statystycznie różnic, z wyjątkiem ruchu rotacji zewnętrznej w pozycji 30° ($p < 0,03$). Kolejny podział grupy badawczej oparty był o do-

from the extremities. As in the above case, statistical analysis of EARJP revealed no significant differences in the dominant extremity in comparison with non-dominant extremity except internal rotation at position of 30° ($p < 0.002$).

In other studies which were analysed for comparison with this research, we also found no statistically significant differences in EARJP gender-related, or related to the dominance of the extremities (Jerosch et al 1994, 1995, 2004; Schunke et al 2009, Ogrodowicz 2010).

CONCLUSIONS

Study allowed for estimation of baseline proprioceptive abilities for normal shoulders. Based on the results we could show the improved ability for reproducing the position of glenohumeral joint with an increased angle of arm elevation, in each of tested directions. These results confirm the relationship between joint position sense and tension of soft tissue surrounding the joint. There was no evidence for a statistically significant difference of error of active reproducing in glenohumeral joint position depending on the subjects gender or with dominance of the extremity.

REFERENCES

- Barden J.M.**, Balyk R., Raso J., Moreau M., Bagnall K., Dynamic upper limb proprioception in multidirectional shoulder instability. *Clin Orthop* 2004; 420: 181–189.
- Beynon B.D.**, Rentrom P.A., Konradsen A., Elmqvist L.G., Gottlieb D., Dirks M., Validation of techniques to measure knee proprioception. In: **Lephart SM**, Fu FH (eds) *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*, Human Kinetics, Champaign, 2000; 12: 127–138.
- Blasier R**, Carpenter J, Huston L. Shoulder proprioception: Effect of joint laxity, joint position, and direction of motion. *Orthopaedic Review and Related Research* 1994;23: 45-50.
- Davies G**, Dicjoff-Hoffman S., Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex, *The Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 1993;18: 449-458.
- Dover G.**, Powers M.E., Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and external rotation of the shoulder, *J Athl Train* 2003;38(4): 304–310.
- Itoi E., Hsu H., An K., Biomechanical investigation of glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow*

minację jednej z kończyn. Podobnie jak w powyższym przypadku, analiza statystyczna nie wykazała istotnych różnic w EARJP kończyny dominującej w porównaniu z kończyną pomocniczą za wyjątkiem rotacji wewnętrznej w pozycji 30° ($p < 0,002$).

W pozostałych pracach analizowanych na potrzeby niniejszego badania również nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic EARJP zależnych od płci, bądź też związanych z dominacją kończyny (Jerosch i wsp. 1994, 1995, 2004; Schunke i wsp. 2009, Ogrodowicz 2010).

WNIOSKI

Na podstawie przedstawionych wyników badań stwierdzić można zwiększoną zdolność odtworzenia pozycji stawu ramiennego osoby zdrowej wraz ze wzrostem badanego kąta w każdym z przebadanych kierunków ruchu. Wyniki te potwierdzają zależność czucia pozycji stawu od napięcia tkanek miękkich otaczających staw ramienny. Nie wykazano za to istotnych statystycznie różnic błędu czynnego odtworzenia pozycji stawu ramiennego zależnych od płci badanej osoby czy też wiążących się z dominacją kończyny.

PISMIENNICTWO

- Barden J.M.**, Balyk R., Raso J., Moreau M., Bagnall K., Dynamic upper limb proprioception in multidirectional shoulder instability. *Clin Orthop* 2004; 420: 181–189.
- Beynon B.D.**, Rentrom P.A., Konradsen A., Elmqvist L.G., Gottlieb D., Dirks M., Validation of techniques to measure knee proprioception. In: **Lephart SM**, Fu FH (eds) *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*, Human Kinetics, Champaign, 2000; 12: 127–138.
- Blasier R**, Carpenter J, Huston L. Shoulder proprioception: Effect of joint laxity, joint position, and direction of motion. *Orthopaedic Review and Related Research* 1994;23: 45-50.
- Davies G**, Dicjoff-Hoffman S., Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex, *The Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 1993;18: 449-458.
- Dover G.**, Powers M.E., Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and external rotation of the shoulder, *J Athl Train* 2003;38(4): 304–310.
- Itoi E., Hsu H., An K., Biomechanical investigation of glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow*

Surgery 1996;5 (5):407-424.

Jerosch J., Brinkman T., Schneppenheim M., The angle velocity reproduction test (AVRT) as sensorimotor function of the glenohumeral complex, Arch Orthop Trauma Surg 2004;123:151–157.

Jerosch J., Castro W., Hoffstetter I., Bischof M., Proprioceptive Fähigkeiten bei Probanden mit stabilen und instabilen Sprunggelenken. Deutsch Zeitschrift für Sportmedizin. 1994;4:380-389.

Jerosch J., Effects of Shoulder Instability on Joint Proprioception. Lephart S, Fu F. Proprioception and Neuro Muscular Control in Joint Stability 2000:247-264.

Jerosch J., Steinbeck J., Clasen H., Schmitz_Narath M., Grosse_Hackmann A., Function of the glenohumeral ligaments in active stabilization of the shoulder joint. Knee Surgery Sports Traumatology, Arthroscopy 1993;1(3-4):152-158.

Jerosch J., Thorwesten L., Steinbeck J., Reer R., Proprioceptive function of shoulder girdle in healthy volunteers. Knee Surgery, Sport Medicine, Arthroscopy 1995;3:219-225,

Konturek S., Neurofizjologia człowieka, Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego Kraków 1998: 92-103.

Lee H., Liao J., Cheng C., Tan C., Shih J., Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. Clinical Biomechanics 2003;18:843–847.

Lephart S., Warner J., Borsa P., Proprioception of the shoulder in normal, unstable and postsurgical individuals. Journal of Shoulder and Elbow Surgery 1994;3:371-380.

Lubiatowski P., Ogrodowicz P., Wojtaszek M., Kaniewski R., Stefaniak J., Dudziński W., Romanowski L., Measurement of active shoulder proprioception: dedicated system and device, Eur J Orthop Surg Traumatol 2013; 23:177–183.

Ogrodowicz P., Wpływ jednostronnej, pourazowej, nawrotowej, przedniej niestabilności stawu ramiennego na zaburzenie propriocepcji dynamicznej, wyrażonej jako błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu ramiennego w przestrzeni, Doctor's Thesis, University of Medical Sciences in Poznań, 2010.

Rozzi S., Yuktanandana P., Pincivero D., Lephart S., Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. Lephart S, Fu F. Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability 2000:375-383.

Schunke M., E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll, K. Wesker, Red. wyd. pol. J. Gielecki, A. Żurada: Prometeusz. Atlas Anatomii Człowieka. Wrocław Tom

Surgery 1996;5 (5):407-424.

Jerosch J., Brinkman T., Schneppenheim M., The angle velocity reproduction test (AVRT) as sensorimotor function of the glenohumeral complex, Arch Orthop Trauma Surg 2004;123:151–157.

Jerosch J., Castro W., Hoffstetter I., Bischof M., Proprioceptive Fähigkeiten bei Probanden mit stabilen und instabilen Sprunggelenken. Deutsch Zeitschrift für Sportmedizin. 1994;4:380-389.

Jerosch J., Effects of Shoulder Instability on Joint Proprioception. Lephart S, Fu F. Proprioception and Neuro Muscular Control in Joint Stability 2000:247-264.

Jerosch J., Steinbeck J., Clasen H., Schmitz_Narath M., Grosse_Hackmann A., Function of the glenohumeral ligaments in active stabilization of the shoulder joint. Knee Surgery Sports Traumatology, Arthroscopy 1993;1(3-4):152-158.

Jerosch J., Thorwesten L., Steinbeck J., Reer R., Proprioceptive function of shoulder girdle in healthy volunteers. Knee Surgery, Sport Medicine, Arthroscopy 1995;3:219-225,

Konturek S., Neurofizjologia człowieka, Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego Kraków 1998: 92-103.

Lee H., Liao J., Cheng C., Tan C., Shih J., Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. Clinical Biomechanics 2003;18:843–847.

Lephart S., Warner J., Borsa P., Proprioception of the shoulder in normal, unstable and postsurgical individuals. Journal of Shoulder and Elbow Surgery 1994;3:371-380.

Lubiatowski P., Ogrodowicz P., Wojtaszek M., Kaniewski R., Stefaniak J., Dudziński W., Romanowski L., Measurement of active shoulder proprioception: dedicated system and device, Eur J Orthop Surg Traumatol 2013; 23:177–183.

Ogrodowicz P., Wpływ jednostronnej, pourazowej, nawrotowej, przedniej niestabilności stawu ramiennego na zaburzenie propriocepcji dynamicznej, wyrażonej jako błąd czynnego odtworzenia pozycji stawu ramiennego w przestrzeni, Doctor's Thesis, University of Medical Sciences in Poznań, 2010.

Rozzi S., Yuktanandana P., Pincivero D., Lephart S., Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. Lephart S, Fu F. Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability 2000:375-383.

Schunke M., E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll, K. Wesker, Red. wyd. pol. J. Gielecki, A. Żurada: Prometeusz. Atlas Anatomii Człowieka. Wrocław Tom

I. MedPharm, 2009.

Smith R., Brunolli J., Shoulder kinesthesia after anterior glenohumeral joint dislocation. *Physical Therapy* 1989; 96:106-111.

Zuckerman J.D., Gallagher M.A., Cuomo F., Rokito A., The effect of instability and subsequent anterior shoulder repair on proprioceptive ability, *J Shoulder Elbow Surg* 2003; 12: 105–109.

This project was funded by the Polish National Science Centre, DEC-2011/01/B/NZ7/03596.

Corresponding author: Przemysław Lubiowski; Department of Traumatology, Orthopaedics and Hand Surgery, University of Medical Sciences, Poznań, Poland; Rehasport Clinic, Poznań; p.lubiowski@rehasport.pl

I. MedPharm, 2009.

Smith R., Brunolli J., Shoulder kinesthesia after anterior glenohumeral joint dislocation. *Physical Therapy* 1989; 96:106-111.

Zuckerman J.D., Gallagher M.A., Cuomo F., Rokito A., The effect of instability and subsequent anterior shoulder repair on proprioceptive ability, *J Shoulder Elbow Surg* 2003; 12: 105–109.

Projekt został sfinansowany ze środków Narodowego Centrum Nauki, DEC 2011/01/B/NZ7/03596.

Autor odpowiedzialny za korespondencję: Przemysław Lubiowski; Katedra Traumatologii, Ortopedii i Chirurgii Ręki UM w Poznaniu; Rehasport Clinic, Poznań; p.lubiowski@rehasport.pl