

# Ocena możliwości siłowo-szybkościowych mięśni stawu biodrowego w usprawnianiu pacjenta z amelią kończyny dolnej. Studium przypadku

## Assessment of Strength & Velocity Parameters of Hip Joint Muscles in Rehabilitation of a Patient with Lower Limb Amelia. Case Study

Mateusz Kowal<sup>1(A,B,D,E,F)</sup>, Alicja Rutkowska-Kucharska<sup>2(A,B,D,E,F)</sup>,  
Andrzej Pozowski<sup>1(A,D,E)</sup>

<sup>1</sup> Wydział Nauk o Zdrowiu Katedra Fizjoterapii Uniwersytet Medyczny, Wrocław, Polska

<sup>2</sup> Wydział Wychowania Fizycznego Katedra Biomechaniki Akademia Wychowania Fizycznego, Wrocław, Polska

<sup>1</sup> Faculty of Health Sciences, Department of Physiotherapy, Wrocław Medical University, Poland

<sup>2</sup> Faculty of Physical Education, Department of Biomechanics, University School of Physical Education, Wrocław, Poland

### STRESZCZENIE

Doniesienie dotyczy 19-letniego pacjenta z wrodzonym brakiem niektórych struktur kończyny dolnej lewej (amelia), bez dodatkowych wad rozwojowych. Wrodzony brak obejmował kość strzałkową i kości stopy, a kość piszczelowa zredukowana była do 3 cm, co uniemożliwiało protezowanie podudziowe. Celem badań była ocena możliwości siłowych mięśni działających na staw biodrowy pacjenta z amelią po stronie z ubytkiem i zdrowej. Pacjent z wrodzonym brakiem kończyny dolnej, w porównaniu z osobą zdrową cechuje się znaczną dysproporcją momentu siły mięśniowej zginaczy do prostowników stawu biodrowego, mogącą doprowadzić do uszkodzenia grupy słabszej. Dysproporcje te można zmienić prowadząc postępowanie usprawniające w kierunku wzmocnienia prostowników stawu biodrowego.

**Słowa kluczowe:** siła mięśni, kończyna dolna, rehabilitacja

### SUMMARY

We studied a 19-year-old patient with congenital partial absence of certain left lower limb structures (amelia) with no additional developmental defects. The patient had no fibula or foot bones and the tibia was reduced to 3 cm, which made it impossible to use a crural prosthesis. The aim of the study was to assess the strength capacity of muscles influencing the ipsi- and contralateral hip joint in the amelic patient. Compared to healthy individuals, patients with a congenital absence of lower limb demonstrate a marked disproportion in muscle peak torque between hip flexors and hip extensors, which may lead to damage to the weaker muscle group. The disproportions may be reduced with a rehabilitation programme aimed to strengthen the hip joint extensors.

**Key words:** muscle strength, lower limb, rehabilitation

## WSTĘP

Amelia to wrodzony brak całej lub części kończyny górnej lub dolnej. Z badań wynika, że występowanie redukcji kończyn szacowane jest na 12 przypadków na 1 000 000 urodzeń i od lat pozostaje na niezmiennym poziomie [1-3]. Ubytki kończyn w podobnej liczbie dotyczą kończyny górnej i dolnej, przy czym częściej dotyczą strony lewej. Dokładna przyczyna występowania amelii pozostaje niewyjaśniona, jednakże część autorów skłania się do podłoża genetycznego [2]. W przypadku amelii zaobserwowano również niższą masę ciała noworodków i niższą masę łożyska w porównaniu z dziećmi zdrowymi. Często nieprawidłowościami związanymi z amelią jest występowanie: bezmózgowia, rozszczep wargi, przepuklina pierścienia pępkowego oraz wady przepony. Choroba ta występuje zarówno u noworodków płci żeńskiej, jak i męskiej [2,3]. Pacjenci z ubytkami kończyn dolnych z powodu amelii, dla osiągnięcia samodzielności w poruszaniu się zostają zaopatrzeni w niezbędną protezę. W porównaniu do pacjentów, którzy w dorosłym życiu stracili kończynę dolną, proteza musi być dostosowana do zmieniających się parametrów antropometrycznych kończyny zdrowej.

Jednym z problemów, który podejmowany jest w ostatnich latach w przypadku osób z częściowym brakiem kończyny (po amputacji z różnych przyczyn) jest sprawność układu ruchu, a zwłaszcza mięśni, zapewniająca komfort w życiu codziennym. Nierównowaga lub spadek generowanych wartości momentów siły pomiędzy grupami mięśniowymi kikutu podporowego mogą przyczyniać się do powstawania mechanizmów prowadzących do zaburzenia wzorca chodu i podwyższenia wydatku energetycznego chodu, prowadzić do urazów, a także być przyczyną zaburzeń równowagi [4-7]. Istotnym wydaje się być również dążenie do symetrii siły mięśni kończyny zdrowej i z ubytkiem, gdyż znaczna asymetria siły może prowadzić do zmian zwyrodnieniowych stawów biodrowych [8,9]. W dostępnych publikacjach wiele miejsca poświęcone było zagadnieniom proporcji siły poszczególnych grup mięśniowych w przypadkach amputacji na różnych poziomach, zmian zwyrodnieniowych, uszkodzeniu ACL czy otyłości [4,7,10-15]. Brak jest takich informacji o pacjentach z amelią kończyny dolnej.

Celem badań jest ocena możliwości siłowych mięśni działających na staw biodrowy w ruchach zginania i prostowania wykonywanych z różną prędkością. Ponadto ustalone zostaną proporcje między możliwościami siłowymi zginaczy i prostowników stawu biodrowego, a także stopień asymetrii siły koń-

## BACKGROUND

Amelia is a congenital defect which consists in a complete or partial absence of an upper or lower limb. Research shows that the incidence of the disorder is estimated at 12 cases per 1,000,000 births and has remained at the same level for years [1-3]. The number of upper or lower limb defects is comparable, with the left side being affected more commonly. The exact causative mechanism of amelia has not been elucidated yet, but some authors suggest a genetic origin [2]. Amelic patients also have lower infant body weight and placental weight in comparison with healthy individuals. Amelia is frequently associated with anencephalia, cleft lip, omphalocele, and diaphragmatic defects. The disorder affects both male and female infants [2,3]. Patients with lower limb amelia are fitted with necessary prostheses to gain mobility independence. Unlike in patients whose legs were amputated in adult life, the prosthesis in amelia needs to be constantly adjusted to fit the changing anthropometric parameters of the healthy limb.

Studies in persons with partial absence of a limb (amputated for various reasons) have recently been concerned with the level of performance of the musculoskeletal system (especially of muscles) which is sufficient to provide comfort in everyday life. The imbalance or reduction in muscle peak torque values between muscle groups of the supporting stump may contribute to the development of mechanisms disturbing the gait pattern and increasing gait energy expenditure, leading to injuries, and also be responsible for equilibrium disorders [4-7]. It also appears to be importance to work towards ensuring symmetry of muscle strength between the healthy and reduced limb, because substantial strength asymmetry may lead to hip osteoarthritis [8,9]. Available studies extensively discuss the issue of peak torque ratio between individual muscle groups in patients with amputations at various levels, degenerative changes, ACL injuries or obesity [4,7,10-15]. No such data can be found with reference to patients with lower limb amelia.

The aim of the study was to assess the strength capacity of muscles acting on the hip joint in flexion and extension performed at various velocity. Moreover, the peak torque ratio between hip flexors and extensors was determined, as was the degree of peak torque asymmetry between the healthy and reduced limb. As isokinetic conditions are highly repetitive, their results may be the basis of clinically valid conclusions [16,17]. Amelia patients have come to be used to their disability since their birth, which means that in such cases limb absence may, in a sense, be

czynny zdrowej i z ubytkiem. Badania w warunkach izokinetycznych odznaczają się dużą powtarzalnością, dlatego mogą posłużyć do wyciągania wniosków o charakterze klinicznym [16,17]. Pacjent z wrodzonym brakiem kończyny do swojej niepełnosprawności adaptował się od urodzenia, co oznacza, że brak kończyny dla tego przypadku jest specyficzną, „normą”. Może więc stanowić wzorzec, do którego będzie można odnieść podobne pomiary osób, które utraciły kończynę w skutek urazu czy procesu chorobowego. W przypadku amelii kończyny dolnej brak jest publikacji oceniających możliwości siłowe mięśni działających na staw biodrowy. Uzyskanie takich informacji jest użyteczne, aby ocenić poziom ubytku jaki należy zniwelować w procesie rehabilitacji osób z częściowym brakiem kończyny dolnej. Podjęte jak dotąd próby włączania w program usprawniania leczniczego systemów do pomiarów i ćwiczeń izokinetycznych pozwalają stwierdzić, że taki kierunek terapii znajduje uzasadnienie [10].

### OPIS PRZYPADKU

Pacjentem poddanym ocenie był 19-letni mężczyzna z wrodzonym ubytkiem niektórych struktur kończyny dolnej lewej, bez dodatkowych wad rozwojowych. W dniu badania masa ciała pacjenta wynosiła 101 kg, przy wysokości ciała 180 cm i długość kikutu uda wynoszącej 43 cm. W ostatnim czasie, z powodu przygotowania się do matury, znacznie przytył. Pacjent nie zgłaszał żadnych problemów związanych codziennym wykorzystaniem protezy (Ryc. 1).

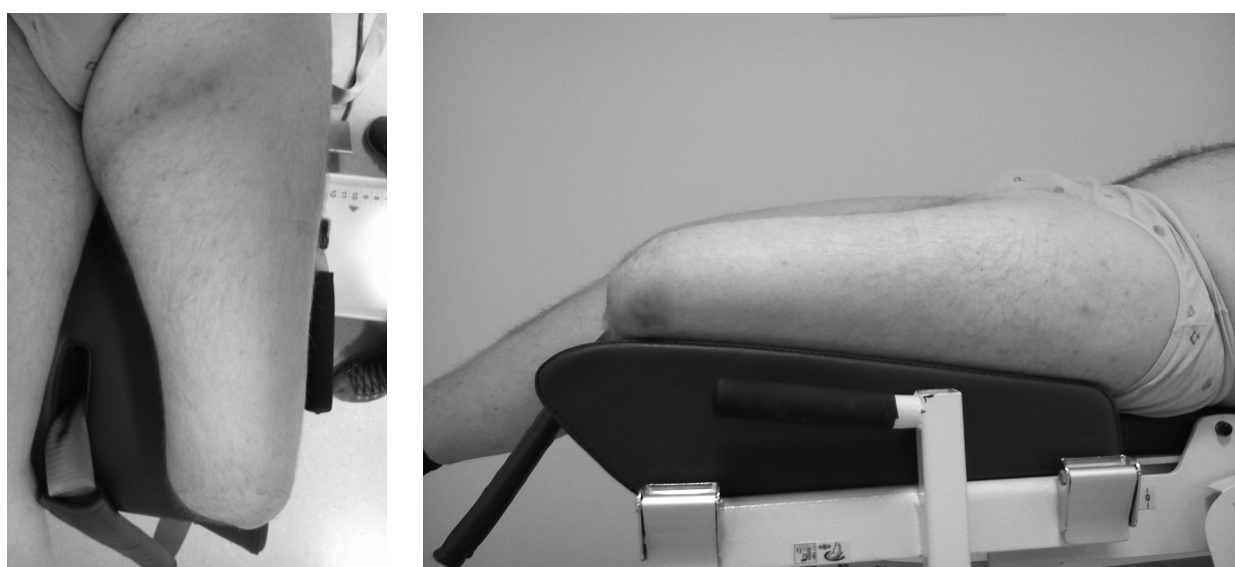
Pacjent posiada w pełni zachowany staw biodrowy oraz niektóre elementy stawu kolanowego, to jest

regarded as “normal”. Therefore, such patients may act as a “reference” to be compared with similar measurements performed in persons whose limb was reduced due to an injury or a disease. There are no studies assessing strength capacity of muscles acting on the hip joint in amelic patients. Such information will be useful in assessing the degree of defect to be overcome in the rehabilitation of patients with partial absence of a lower limb. Previous trials of integration of measurement systems and isokinetic conditions into therapeutic rehabilitation programmes justify this direction of therapy [10].

### CASE HISTORY

We studied a 19-year-old male with congenital partial absence of left lower limb structures (amelia) with no additional developmental defects. On the day of the assessment the patient’s body mass, height and stump length were: 101 kg, 180 cm and 43 cm, respectively. He had put on considerable weight recently as he had been preparing for secondary school final exams (matura). He had not reported any problems associated with everyday use of the prosthesis (Fig. 1).

The patient has a complete hip joint and some elements of the knee joint such as the patellofemoral



Ryc. 1. Lewa kończyna dolna z wrodzonym ubytkiem (widok z góry i z boku na stanowisku pomiarowym)

Fig. 1. Left lower limb with congenital defect (top view and side view on the measurement stand)

staw rzepekowo-udowy oraz koniec bliższy kości piszczelowej (długości około 3 cm). Brak jest kości strzałkowej oraz struktur poniżej. Z tego względu w dzieciństwie podjęto próbę protezowania z użyciem protezy podudziowej, co, niestety, z racji krótkiego kikutka kości piszczelowej i trudności w mocowaniu leja, skończyło się niepowodzeniem. Obecnie pacjent wykorzystuje specjalnie zmodyfikowaną protezę modułową z lejem udowym. Wykorzystany został lej pełnokontaktowy z tworzywa sztucznego z jednokierunkowym zaworem pasywnym, który zapewnia odpowiednie warunki dla stabilnego i maksymalnie komfortowego podparcia podczas chodu. Jednoosiowy hydrauliczny moduł kolanowy 3R95 (masa 360 g) umożliwi minimalizowanie udziału grup mięśniowych podczas fazy wymachu, bez kontroli w fazie podparcia. Za stabilizację w tej fazie ze strony protezy odpowiedzialna jest stopa protetyczna 1D35, która, w połączeniu z wcześniej wymienionym modułem protetycznym kolana, przeznaczona jest dla osób aktywnie korzystających z protezy.

Ocena możliwości siłowych zginaczy i prostowników stawu biodrowego kończyny zdrowej i z ubytkiem wykonana została na urządzeniu Biodex system 4. Jest to urządzenie standardowo służące zarówno do rehabilitacji, jak i oceny efektów postępowania rehabilitacyjnego pacjentów po uszkodzeniach układu ruchu. Zgodnie z zaleceniem producenta wykonano pomiar przy prędkości 120°/s i 240°/s, a także w warunkach izometrycznych (pomiar maksymalnych możliwości siłowych tej grupy mięśni). W ocenie aktualnego stanu mięśni pacjenta uwzględniono: moment siły zginaczy i prostowników, względny moment siły zginaczy i prostowników (parametr ten uniezależnia pomiar od masy ciała pacjenta), znormalizowany moment siły zginaczy i prostowników, proporcję momentu siły zginaczy do prostowników stawu biodrowego.

## OPIS POMIARÓW

Największa wartość momentu siły (PT) zginaczy stawu biodrowego kończyny zdrowej zarejestrowana w warunkach izometrycznych była niższa niż podczas pomiaru przy prędkości kątowej 120°/s. W przypadku kończyny z ubytkiem dla zginaczy stawu biodrowego, największe momenty siły (PT) zarejestrowany został podczas czynności izometrycznej i wartość ta malała wraz ze wzrostem prędkości kątowej. Prostowniki stawu biodrowego po stronie zdrowej największy moment (PT) siły osiągnęły przy prędkości kątowej 120°/s i 240°/s po stronie z ubytkiem. Największą asymetrię siły zginaczy i prostowników kończyny zdrowej i z ubytkiem zanotowano przy tej samej prędkości kątowej 120°/s (Tab. 1).

joint and the proximal tibia (approx. 3 cm long). The fibula and distal structures are absent. A crural prosthesis was tried in childhood, but the attempt failed due to the insufficient length of the tibial stump and difficulty introducing the socket. Currently the patient uses a specially modified modular prosthesis with a femoral socket. The prosthesis includes a full-surface socket made of a synthetic material with a one-way passive valve which provides appropriate conditions for stable and maximally comfortable support while walking. A single-axis hydraulic 3R95 modular knee joint (weight: 360g) minimizes the involvement of muscle groups during the swing phase with no control during the support phase. Stabilisation during this phase is provided by a 1D35 prosthetic foot, which, attached to 3R95 modular knee joint, was designed for those who actively use their prosthesis.

The assessment of strength parameters of hip joint flexors and extensors in the healthy and reduced limb was performed with a Biodex System 4 dynamometer. It is a standard device used both in the rehabilitation and in the assessment of rehabilitation effects in patients with musculoskeletal injuries. Following the recommendations of the manufacturer, the measurement was carried out at the velocity of 120°/s and 240°/s, and also in isometric conditions (measurement of peak strength capacity of this muscle group). Current muscle status assessment in the patient comprised the peak torque of the flexors and extensors, relative peak torque of flexors and extensors (to make the measurement independent of patient body weight), normalized peak torque of flexors and extensors, and the ratio of the hip joint flexor peak torque to extensor peak torque.

## MEASUREMENTS DESCRIPTION

The highest peak torque (PT) of the hip flexors in the healthy limb recorded in isometric conditions was lower than at the angular velocity of 120°/s. The highest peak torque (PT) of the hip flexors in the reduced limb was recorded during an isometric exercise, with the value going down as the angular speed increased. The highest PT of the hip extensors on the healthy side occurred at the angular velocity of 120°/s and 240°/s on the reduced side. The greatest asymmetry of flexor and extensor PT between the limbs was noted at the same angular velocity of 120°/s (Tab. 1).

Dynamika generowania maksymalnego momentu siły oceniana na podstawie czasu uzyskania maksymalnego momentu siły (time to PT) wskazuje na większą dynamikę generowania siły kończyny zdrowej niż z ubytkiem, w warunkach pomiaru przy prędkości 120°/s zarówno dla zginaczy i prostowników. Dla kończyny z ubytkiem stwierdzono większą dynamikę niż dla kończyny zdrowej (co było dużym zaskoczeniem) przy prędkości pomiaru 240°/s (Tab. 2).

The dynamics of maximum PT generation assessed as time to PT indicates a more marked dynamics of PT generation in the healthy limb than in the reduced one when measured at the velocity of 120°/s for both the flexors and the extensors. Surprisingly, at 240°/s the dynamics was greater in the reduced limb (Tab. 2).

Another way to assess strength and velocity parameters of the hip flexors and extensors is to refer

Tab. 1. Wartości maksymalnego momentu siły mięśniowej i względnego momentu siły mięśniowej zginaczy w trzech warunkach pomiarowych oraz wskaźniki: czas uzyskania maksymalnego momentu siły mięśniowej i znormalizowana wartość momentu siły (NPT). P – kończyna zdrowa, L – kończyna z ubytkiem. \* – różnica statystycznie istotna  $p \leq 0,01$

Tab. 1. Muscle peak torque and relative muscle peak torque of flexors in three measurement conditions and the following ratios: time to muscle peak torque and normalized peak torque (NPT). R – healthy limb, L – limb with defect. \* – significant at  $p \leq 0.01$ .

1	Zginacze Flexors								
	Izometria Isometric			Izokinetyka 120°/s Isokinetic 120°/s			Izokinetyka 240°/s Isokinetic 240°/s		
	P R	L L	Deficyt Deficit	P R	L L	Deficyt Deficit	P R	L L	Deficyt Deficit
Maksymalny moment siły [Nxm] Peak Torque [Nxm]	82,7	80,1	<b>3,1*</b>	95,1	53,4	<b>43,8*</b>	75,6	50,2	<b>33,6*</b>
Względny moment siły [Nxm/kg] Relative Muscle Peak Torque [Nxm/kg]	0,66	0,64	<b>0,02*</b>	0,88	0,49	<b>0,38*</b>	0,70	0,46	<b>0,24*</b>
Czas uzyskania maksymalnego momentu siły [msec] Time to Muscle Peak Torque [msec]	–	–	–	730	840	<b>-110</b>	640	560	<b>80</b>
NPT [%]	–	–	–	56,95	32,00	<b>27,95</b>	45,27	30,00	<b>15,27</b>

Tab. 2. Wartości maksymalnego momentu siły mięśniowej i względnego momentu siły mięśniowej prostowników w trzech warunkach pomiarowych oraz wskaźniki: czas uzyskania maksymalnego momentu siły mięśniowej i znormalizowana wartość momentu siły (NPT). P - kończyna zdrowa, L – kończyna z ubytkiem. \* – różnica statystycznie istotna  $p \leq 0,01$

Tab. 2. Muscle peak torque and relative muscle peak torque of extensors in three measurement conditions and the following ratios: time to muscle peak torque and normalized peak torque (NPT). R – healthy limb, L – limb with defect. \* – significant at  $p \leq 0.01$

2	Prostowniki Extensors								
	Izometria Isometric			Izokinetyka 120°/s Isokinetic 120°/s			Izokinetyka 240°/s Isokinetic 240°/s		
	P R	L L	Deficyt Deficit	P R	L L	Deficyt Deficit	P R	L L	Deficyt Deficit
Maksymalny moment siły [Nxm] Peak Torque [Nxm]	60,3	30,9	<b>48,8*</b>	64,2	29,5	<b>54,1*</b>	54,6	41,4	<b>24,3*</b>
Względny moment siły [Nxm/kg] Relative Muscle Peak Torque [Nxm/kg]	0,45	0,25	<b>0,21*</b>	0,59	0,27	<b>0,32*</b>	0,50	0,38	<b>0,12*</b>
Czas uzyskania maksymalnego momentu siły [msec] Time to Muscle Peak Torque [msec]	–	–	–	810	860	<b>-50</b>	780	690	<b>90</b>
NPT [%]	–	–	–	32,59	15,00	<b>17,59</b>	27,71	21,00	<b>6,71</b>

Innym sposobem oceny możliwości siłowo-szybkościowych mięśni zginających i prostujących staw biodrowy jest odniesienie pomiarów wykonanych w warunkach dynamicznych do pomiarów w warunkach izometrycznych. Z oceny naszego pacjenta wynika, że różnice między kończyną zdrową i z ubytkiem występują w ruchach wykonywanych z mniejszą prędkością niż z większą. Obserwacja ta dotyczy zarówno zginaczy, jak i prostowników stawu biodrowego

Właściwe proporcje mięśni zginających dany staw do mięśni prostujących są istotne w zapobieganiu uszkodzeniom słabszej grupy mięśni. Dlatego też w przypadku naszego pacjenta obliczono proporcje momentu siły zginaczy do prostowników stawu biodrowego. Stosunek proporcji w czynności izometrycznej dla kończyny zdrowej wyniósł 1,4, a dla kończyny z ubytkiem 2,6. Natomiast stosunek zginaczy do prostowników przy prędkości kątowej 120°/s wyniósł 1,5 dla kończyny zdrowej i 1,8 dla kończyny z ubytkiem. Przy prędkości kątowej 240°/s wyniósł 1,4 dla kończyny zdrowej i 1,2 dla kończyny z ubytkiem.

## DYSKUSJA

Na staw biodrowy podczas codziennej aktywności działają bardzo duże siły. Bergmann podaje, że podczas chodu z prędkością 4 km/h staw biodrowy obciążany jest siłą stanowiącą 238% masy ciała i wartość ta rośnie do 251% podczas chodzenia po schodach [18]. Rola mięśni staje się w tym świetle niezwykle istotna, a długotrwała dysproporcja między kończynami może w konsekwencji prowadzić do przyspieszenia występowania zmian zwyrodnieniowo-wytwórczych i konieczności endoprotezoplastyki stawu biodrowego, choć są to przypadki rzadkie [8,9]. Dlatego też istotnym staje się usprawnianie pacjentów w kierunku zmniejszenia różnic między kończyną sprawną w porównaniu do kończyny z ubytkiem. Analizując opisany przez nas przypadek z danymi zaprezentowanymi przez Harbo, który podaje przewidywane uśrednione wartości momentu siły dla mężczyzn poniżej 30 roku życia wynoszące 197±58 Nm dla prostowników i 154±39Nm dla zginaczy stawu biodrowego w przypadku czynności izokinetycznej, można stwierdzić znacznie niższe wartości w generowanych momentach siły naszego pacjenta [17].

Występowanie dużych różnic w wartościach momentów siły poszczególnych grup mięśniowych odpowiedzialnych za zgięcie i wyprost stawu biodrowego przyczyniać może się do powstania dysproporcji prowadzących do uszkodzenia mięśnia słabszej grupy. W przypadku pacjenta z amelią największe zaburzenie proporcji zginaczy do prostowników zauważyć można w czynności izometrycznej kończyny

measurements obtained in dynamic conditions to those obtained in isometric conditions. According to our patient, the difference between the healthy and reduced limb is more marked during slower movement, both for the hip flexors and extensors.

Appropriate proportions between muscles that flex a joint and the respective extensors play a role in preventing injuries to the weaker muscle group. Therefore, also in this case, we calculated PT ratios between the hip flexors and extensors. During an isometric exercise, the ratio was 1.4 in the healthy limb and 2.6 in the reduced limb. At the angular velocity of 120°/s, it was 1.5 in the healthy limb and 1.8 in the reduced one. At the angular velocity of 240°/s, the ratio was 1.4 in the healthy limb and 1.2 in the reduced one.

## DISCUSSION

The hip joint is subjected to very high forces in everyday activities. Bergmann reports figures of 238% BW (percent of body weight) when walking at 4 km/h, increasing to 251% BW while climbing stairs [18]. The role of muscles becomes very important in this regard. Rarely, a long-lasting disproportion between the limbs may accelerate the onset of degenerative and proliferative changes and the need to perform hip replacement surgery [8,9]. Therefore, it is crucial that patients undergo rehabilitation aiming to ameliorate differences between the healthy and reduced limb. Harbo reported that the predicted averaged PT values for males under 30 were 197±58Nm for hip extensors and 154±39Nm for hip flexors during an isokinetic activity. The comparison of the present case and data presented by Harbo shows markedly lower generated PTs in our patient [17].

Major differences in PT values between individual muscle groups responsible for hip flexion and extension may result in the development of disproportions leading to damage to the weaker muscle group. In the amelia patient, the greatest difference in the flexor to extensor ratio was noted during an isometric condition of the reduced limb. In a study analysing muscle strength of the hip joint in patients who had undergone unilateral amputation, Croisier reported a flexor to extensor ratio of 1.25 on the reduced side and 1.09 on the healthy side [4].

Another parameter used in the assessment of musculoskeletal performance was the relative muscle peak

z ubytkiem. W pracy opublikowanej przez Croisier, dotyczącej siły mięśniowej stawu biodrowego pacjentów po jednostronnej amputacji, stosunek zginaczy do prostowników po stronie amputowanej wyniósł 1,25 i 1,09 dla zdrowej kończyny [4].

Kolejnym parametrem, na podstawie którego ocenia się sprawność układu ruchu jest względny moment siły mięśniowej. Ponieważ wynik jest uniezależniony od masy ciała, to możliwe jest porównywanie możliwości siłowych osób o różnej masie ciała. Nasz pacjent uzyskał niższe wartości wskaźnika dla kończyny z ubytkiem i nieznacznie wyższe dla kończyny zdrowej niż osoby amputowane [4].

Istotną rolę w sprawnym i efektywnym funkcjonowaniu odgrywa symetria między prawą i lewą kończyną [19]. Długotrwałe zaburzenia symetrii stawu biodrowego mogą powodować uszkodzenia mięśniowe tych grup, których praca jest zwiększona (zwłaszcza mięśni dwustawowych) i w konsekwencji doprowadzić mogą do uszkodzeń najsłabszego ogniwa łańcucha kinematycznego kończyny dolnej, to jest stawu kolanowego i przyspieszyć proces chondromalacji stawu rzepkowo-udowego. W przypadku pacjenta z amelią stwierdzono asymetrię momentów siły mięśniowej między kończyną zdrową a z ubytkiem, przy czym największa asymetria występowała podczas pomiarów z mniejszą prędkością. Wyniki naszych badań znajdują potwierdzenie w pracy Moirenfeld, który oceniając symetrię siły mięśni po amputacji poniżej stawu kolanowego wykazał istotną różnicę w sile prawej i lewej kończyny [11]. Tonon Da Luz u pacjentów po amputacji wskazuje na znaczną różnicę między symetrią siły reakcji podłoża między kończyną zdrową a amputowaną, co wiąże się ze zwiększeniem pracy, jaką muszą wykonać mięśnie kończyny zdrowej [20].

## PODSUMOWANIE

Pacjent z amelią kończyny dolnej, w porównaniu z osobą zdrową, cechuje się znaczną dysproporcją momentu siły mięśniowej zginaczy do prostowników mogącą doprowadzić do uszkodzenia grupy słabszej. Dysproporcje te można zmienić prowadząc postępowanie usprawniające w kierunku wzmocnienia prostowników stawu biodrowego. Pacjent z wrodzonym brakiem kończyny do swojej niepełnosprawności adaptuje się od urodzenia, co oznacza, że brak kończyny jest dla niego specyficzną „normą”. Może on zatem stanowić wzorzec, do którego będzie można odnieść podobne pomiary osób, które utraciły kończynę w skutek urazu czy procesu chorobowego. W tym celu należy prowadzić podobne pomiary pacjentów po amputacji zachowującej staw kolanowy (zwłaszcza, że takich pomiarów brakuje w publikacjach).

torque. As the result is independent of body weight, it is possible to compare muscle peak torques of persons of various body weights. The values in our patient were lower on the affected side and slightly higher on the healthy side in comparison with amputee patients [4].

Symmetry between the right and left limb is instrumental in good and effective functioning [19]. Long-lasting disturbance of hip joint symmetry may lead to damage to the muscle groups which perform more work (two-joint muscles in particular). This may result in the disruption of the weakest link in the kinematic chain of the lower limb (the knee) and accelerate the rate of chondromalacia of the patellofemoral joint. In the amelia patient, the reported asymmetry of muscle PT values between the limbs was greatest at the lower speed. Moirenfeld, in a study which assessed the symmetry of muscle strength in below-knee amputees, reported a significant difference between the right and left limb [11], which is consistent with the present results. Tonon Da Luz indicated a marked difference in the symmetry of ground reaction force between the healthy and amputated limb, which results in increased workload of the healthy limb muscles [20].

## SUMMARY

Compared to healthy individuals, amelia patients demonstrate a marked disproportion of muscle peak torque between flexors and extensors, which may lead to damage to the weaker muscle group. The disproportions may be reduced with a rehabilitation programme involving the strengthening of the hip joint extensors. Amelia patients have come to be used to their disability since their birth, which means that in such cases limb absence may, in a sense, be regarded as “normal”. Therefore, such patients may act as a “reference” to be compared with similar measurements performed in persons whose limb was reduced due to an injury or a disease. Due to the lack of relevant data in the literature, similar measurements should be carried out in below-knee amputees.

## PISMIENICTWO / REFERENCES

1. Frosteriskenius UG, Baird PA. Limb reduction defects in over one million consecutive livebirths. *Teratology* 1989; 39: 127-35.
2. MartinezFrias ML, Bermejo E, Aparicio P, et al. Amelia: Analysis of its epidemiological and clinical characteristics. *American Journal of Medical Genetics* 1997; 73: 189-93.
3. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: Epidemiology and recent trends in the United States. *Southern Medical Journal* 2002; 95: 875-83.
4. Croisier JL, de Noordhout BM, Maquet D, et al. Isokinetic evaluation of hip strength muscle groups in unilateral lower limb amputees. *Isokinetics and Exercise Science* 2001; 9: 163-9.
5. Kim D, Hong J. Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: A prospective study during one season. *Isokinetics and Exercise Science* 2011; 19: 1-6.
6. Pontaga I. Hip and knee flexors and extensors balance in dependence on the velocity of movements. *Biology of Sport* 2004; 21: 261-72.
7. Ageberg E, Roos HP, Silbernagel KG, et al. Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2009; 17: 162-9.
8. Diamond OJ, Mullan CJ, McAlinden MG, et al. Total hip arthroplasty following an ipsilateral above knee amputation. *Hip international* 2013; 23: 104-7.
9. Kulkarni J, Adams J, Thomas E, et al. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clinical Rehabilitation* 1998; 12: 348-53.
10. Nolan L. A Training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2012; 44: 241-8.
11. Moirenfeld I, Ayalon M, Ben-Sira D, et al. Isokinetic strength and endurance of the knee extensors and flexors in trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International* 2000; 24: 221-5.
12. Wasiak K. Analysis of prognostic factors for locomotion in patients after amputation of the tibia performed due to atherosclerotic critical limb ischemia. *Ortop Traumatol Rehabil* 2005; 7: 411-7.
13. Pohl MB, Patel C, Wiley JP, et al. Gait biomechanics and hip muscular strength in patients with patellofemoral osteoarthritis. *Gait & posture* 2013; 37: 440-4.
14. Casartelli NC, Maffiuletti NA, Item-Glatthorn JF, et al. Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis and Cartilage* 2011; 19: 816-21.
15. Tsiros MD, Coates AM, Howe PRC, et al. Knee extensor strength differences in obese and healthy-weight 10-to 13-year-olds. *European Journal of Applied Physiology* 2013; 113: 1415-22.
16. Dugailly PM, Brassinne E, Pirote E, et al. Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: A reproducibility study. *Isokinetics and Exercise Science* 2005; 13: 129-37.
17. Harbo T, Brincks J, Andersen H. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *European Journal of Applied Physiology* 2012; 112: 267-75.
18. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 2001; 34: 859-71.
19. Winiarski S, Rutkowska-Kucharska A. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2009; 11: 53-60.
20. Tono Da Luz Aova SC, De Andre MC, Silva Alves Rodrigues BC. Treadmill gait analysis of rehabilitated and independent lower-limb amputees. In. *Human Movement*; 2012: 204-10.

---

Liczba słów/Word count: 4391

Tabele/Tables: 2

Ryciny/Figures: 1

Piśmiennictwo/References: 20

Adres do korespondencji / Address for correspondence

Mateusz Kowal, Wydział Nauk o Zdrowiu, Katedra Fizjoterapii,  
Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu, ul. Stefana Kardynała Wyszyńskiego 99/8,  
50-307 Wrocław Polska, tel. 507197872, e-mail: mateuszkowal@poczta.onet.pl

Otrzymano / Received 15.10.2013 r.  
Zaakceptowano / Accepted 03.01.2014 r.