

Identyfikacja wartości sił rozwijanych kończynami górnymi podczas różnych form aktywności fizycznej i manualnych technik fizjoterapeutycznych – przegląd literatury

Identification of the forces developed by upper limbs in various forms of human physical activity and in manual techniques used by physiotherapists – a brief review

Zbigniew Trzaskoma^{A,B,D,E,F}, Bartosz Molik^{A,B,D,E}, Natalia Morgulec-Adamowicz^{A,B,D,E}, Aleksandra Truszczyńska-Baszak^{A,B,D,E}, Anna Ogonowska-Słodownik^{D,E}, Jolanta Marszałek^{D,E}, Agnieszka Stępień^{A,B,D,E}, Maciej Krawczyk^{A,B,D,E}, Agnieszka Wójcik^{D,E}

Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie. Faculty of Rehabilitation, Józef Piłsudski University of Physical Education in Warsaw, Poland

- A – opracowanie koncepcji i założeń (preparing concepts)
- B – opracowanie metod (formulating methods)
- C – przeprowadzenie badań (conducting research)
- D – opracowanie wyników (processing results)
- E – interpretacja i wnioski (interpretation and conclusions)
- F – redakcja ostatecznej wersji (editing the final version)

Streszczenie

Niniejsze badania miały na celu przegląd literatury dotyczącej charakterystyki siła-czas kończyn górnych osób starszych i niepełnosprawnych podczas różnych form aktywności fizycznej (odpowiednio Nordic Walking oraz poruszanie się na wózku) oraz fizjoterapeutów podczas stosowania technik manualnych, jak również analizę wartości pracy i mocy. W oparciu o analizę literatury przedmiotu dotyczącej zagadnień merytorycznych uwzględnionych w niniejszym artykule uważamy, że obiektywne pomiary rozszerzą aktualny stan wiedzy na temat wartości sił rozwijanych przez kończyny górne podczas różnych form aktywności fizycznej. Wydaje się to mieć szczególne znaczenie w przypadku stosowania manualnych technik fizjoterapeutycznych, jako że aktualnie wartości siły wywieranej na pacjenta podczas stosowania tych technik są dobierane intuicyjnie przez fizjoterapeutę i nie są ani obiektywne, ani systematycznie kontrolowane. Identyfikacja wartości sił rozwijanych kończynami górnymi przez osoby starsze, niepełnosprawne oraz przez fizjoterapeutów podczas wyżej wymienionych form aktywności przyczyni się do rozwoju szeroko pojętej kultury fizycznej, w tym szczególnie rehabilitacji oraz promocji zdrowia.

Słowa kluczowe:

Nordic Walking, osoby poruszające się na wózku, terapia manualna, charakterystyki siła-czas

Abstract

The aim of this study was to review the literature dealing with the force-time characteristics of different forms of physical activity performed with upper limbs by the elderly and the disabled (Nordic Walking and using a wheelchair, respectively) and of manual techniques used by physiotherapists. Values of work and power were analysed as well. Based on the analysis of the literature concerning the substantive areas included in this article, we believe that objective measurements will expand the present knowledge about values of force developed by upper limbs during different forms of human

activity. It seems to be of particular significance in the application of manual therapy techniques, because currently values of force exerted upon the patient while applying these techniques are selected by a physiotherapist intuitively and are neither objective nor systematically controlled. The identification of the values of force developed with upper limbs by the elderly, the disabled and physiotherapists during the aforementioned forms of activity will make an original contribution to the broadly defined physical culture, especially rehabilitation and health promotion.

Key words: Nordic Walking, wheelchair users, manual therapy, force-time characteristics

Niniejsze badania miały na celu przegląd literatury dotyczącej charakterystyki siła-czas kończyn górnych osób starszych i niepełnosprawnych podczas różnych form aktywności fizycznej (odpowiednio Nordic Walking oraz poruszanie się na wózku) oraz fizjoterapeutów podczas stosowania technik manualnych, jak również analizę wartości pracy i mocy.

Nordic Walking

W ostatnich latach Nordic Walking zyskał dużą popularność, głównie wśród osób starszych. Ta kompleksowa, prozdrowotna aktywność fizyczna, stosowana jako ćwiczenie uzupełniające przez skandynawskich biegaczy narciarskich już w latach dwudziestych XX wieku, została uznana za formę sportu dla wszystkich. Kompleksowe korzyści osiągane przez osoby w różnym wieku i o różnym poziomie sprawności fizycznej dzięki regularnemu stosowaniu Nordic Walking zostały szeroko opisane w literaturze [1–6]. Wielu autorów [1,3] zajmowało się mierzeniem wartości różnych zmiennych charakteryzujących wysiłek fizyczny człowieka podczas chodu z kijkami. Najczęściej analizowano wartości kosztu energetycznego wysiłku określanego metodą kalometrii pośredniej na podstawie maksymalnego poboru tlenu, częstości skurczów serca, stężenia kwasu mlekowego we krwi, czy parametrów hemodynamicznych [1]. Analizowano także wpływ stosowania Nordic Walking na organizmy osób starszych [za 1], w tym na sprawność funkcjonalną [6], czy skład ciała [5].

Wielu autorów podkreśla pozytywny wpływ systematycznego stosowania Nordic Walking w procesie rehabilitacji pacjentów po ostrym zespole wieńcowym, z chorobą Parkinsona [8], z chromaniem przestankowym [9], z chorobą tętnic wieńcowych, u pacjentów po zawale mięśnia sercowego [1,2], czy z chronicznym bólem odcinka lędźwiowego kręgosłupa [5] lub innymi chorobami przewlekłymi [2]. Nordic Walking zaleca się dzieciom, młodzieży, dorosłym, osobom starszym, a także wszystkim osobom, które mają problemy zdrowotne, takie jak nadciśnienie tętnicze, miażdżyca, zapalenie stawów, tzw. bóle krzyża, rwa kulszowa, osteoporoza, depresja lub otyłość [1].

Efekty procesu rehabilitacji z wykorzystaniem Nordic Walking oceniano najczęściej na podstawie zmian wartości w testach chodu o różnym czasie trwania, w tym z zastosowaniem czasowo-przestrzennej ana-

The aim of this study was to review the literature dealing with the force-time characteristics of different forms of physical activity performed with upper limbs by the elderly and the disabled (Nordic Walking and using a wheelchair, respectively) and of manual techniques used by physiotherapists. Values of work and power were analysed as well.

Nordic Walking

In recent years, Nordic Walking has become very popular, especially among the elderly. This complex, pro-health physical activity, used as a supplementary exercise by the Scandinavian ski runners already in the 1920s, is recognized as a sport for all. Complex benefits obtained by people in different age groups and at different levels of physical fitness resulting from taking up Nordic Walking regularly were broadly described in the literature [1-6]. Many authors [1,3] measured different variables characterizing physical exertion while walking with poles. Energy expenditure determined with the indirect calorimetry method, based on the maximal oxygen intake, heart rate, blood lactate or hemodynamic parameters was the most frequently analysed value [1]. The influence of Nordic Walking on the body of the elderly [after 1], including functional fitness [7] or body composition [6], was analysed as well.

Many authors underline positive benefits of Nordic Walking in the rehabilitation of patients with acute coronary syndrome, Parkinson's disease [8], intermittent claudication [9], coronary arteries disease, after heart attack [1,2], with chronic pain in the lumbar spine [5] or other chronic diseases [2]. Nordic Walking is recommended to children, youth, the elderly as well as to individuals with such health problems as arterial hypertension, arteriosclerosis, arthritis, the so-called low back pain, sciatica, osteoporosis, depression or obesity [1].

The effects of the rehabilitation with the use of Nordic Walking were evaluated most frequently on the basis of changes in the results of walking tests of different duration, including the use of space-time walk analysis, maximal oxygen intake, ECG, range of motion in joints, results in physical exercises or functional tests (e.g. Senior Fitness Test), as well as results of life quality assessment, experiencing physical effort or pain [1]. Measurements were also made to evaluate physical stress exerted on people performing this form of activ-

lizego chodu, maksymalnego poboru tlenu, EKG, zakresów ruchów w stawach, wyników w ćwiczeniach fizycznych czy testach funkcjonalnych (np. Test Sprawności Osób Starszych), a także wskaźników oceny jakości życia, odczuwania wysiłku, czy bólu [1]. Ponadto, dokonano pomiarów obciążenia fizycznego osób wybierających tę formę aktywności. Na przykład Hartvigsen i wsp. [4] mierzyli aktywność fizyczną podczas chodu z kijkami w wykorzystaniu metody akcelerometrycznej stosując urządzenie Actigraph GT256, które umocowane wokół talii ćwiczącego rejestrowało pionowe ruchy środka masy ciała. Wykonaną pracę określono sumaryczną drogą środka masy ciała, a intensywność wysiłku wielkością amplitudy.

Z punktu widzenia biomechaniki aktywność podczas Nordic Walkingu najczęściej oceniano z użyciem metody wideograficznej (trójwymiarowa analiza ruchu) i rejestracji sił reakcji podłoża na platformie dynamometrycznej analizując wartości wewnętrznych (mięśniowych) momentów sił i kątów w stawach biodrowym, kolanowym, czy skokowo-goleniowym, oraz sił reakcji podłoża. Na przykład Wilson i wsp. [10] prowadząc pomiary z udziałem zdrowych kobiet i mężczyzn z zastosowaniem metody wideograficznej (trójwymiarowa analiza ruchu, obliczenia metodą zagadnienia odwrotnego) wykazali, że średnie wartości siły reakcji podłoża i siły w stawie kolanowym podczas marszu z kijkami były niższe niż podczas marszu bez kijków.

W celu określenia wartości siły reakcji między kijkami a podłożem Schiffer i wsp. [11] wykorzystali specjalne kijki pomiarowe z wmontowanymi czujnikami siły. W badaniach z udziałem 13 młodych instruktorek Nordic Walkingu autorzy wykazali, że wartości parametrów charakteryzujących siłę w funkcji czasu wykazują duże zróżnicowanie międzyosobnicze i zależą nie tylko od techniki chodu z kijkami, ale i od rodzaju nawierzchni. Średnie wartości podane przez autorów [11] wynosiły: siły reakcji (składowa pionowa) – od 36,5 N do 43,3 N, popędu (impulsu siły) – około 8 N s, czasu kontaktu kijków z podłożem – około 0,4 s, RFD (szybkości rozwijania siły) – od 500 do 700 N/s, przy czym w fazie pierwszego kontaktu kijka z podłożem wartość RFD przekraczała 1200 N/s. Pšurný i wsp. [12] zbadali siły reakcji (składowa pionowa) kończyn górnych na kijki w fazie podporu u 17 osób (10 mężczyzn i 7 kobiet w wieku $25,9 \pm 3,6$ lat) z użyciem systemu MPAF z Republiki Czech. Czujnik został umieszczony w nacięciu kijka. W swoich badaniach autorzy uwzględnili dwa czynniki: kąt nachylenia podłoża oraz prędkość chodu. Uznali, że wyższa prędkość chodu Nordic Walking zwiększa siłę generowaną przez kończyny górne na kijki. Ponadto, w przypadku pacjentów, którym zalecono wzmocnienie kończyn górnych uznali, że zamiast zmiany kąta nachylenia podłoża, należy zmienić prędkość chodu [12]. Bechard i wsp. [13], którzy poddali pomiarom 34 pacjentów (12 kobiet i 22 mężczyzn w wieku $53,6 \pm 9,8$ lat) z chorobą zwyrodnieniową przedziału przyśrodkowego

ity. For example, Hartvigsen et al. [5] measured physical activity during walking with poles with the use of the accelerometric method, more specifically, using an accelerometer Actigraph (GT256), which was placed around the waist of the subject and was registering vertical movements of the body mass center. The work performed was defined as a total distance covered by the body mass center, and the intensity as an amplitude.

From biomechanical perspective, activity during Nordic Walking was evaluated most frequently with the use of a videographic method (three-dimensional analysis of movement) and registration of the ground reaction force exerted on a force plate, by analysing internal (muscular) values of the moments of force and angles in hip, knee or talocrural joints, or ground reaction forces. For example, Wilson et al. [10], while analysing healthy men and women with the use of the videographic method (three-dimensional analysis of movement, measurements with the inverse dynamics method), showed that average values of ground reaction force and the force in a knee joint while walking with poles were lower than while walking without poles.

In order to determine values of forces acting along the longitudinal axes of the poles, Schiffer et al. [11] used special measuring poles with integrated force sensors. The authors, who surveyed 13 young women (Nordic Walking instructors) showed that the values of force-time parameters pointed to considerable inter-individual differences and depended not only on the techniques of walking with poles, but also on the type of road surface. Average values provided by the authors [11] were as follows: axial forces from 36.5 to 43.3 N, force impulses transferred to the ground with the poles – ca. 8 N s, contact time of the poles with the ground – ca. 0.4 s, maximal force rate from 500 to 700 N/s, whereby at the first stage of the contact between the pole and the ground, maximal force rate exceeded 1200 N/s. Pšurný et al. [12] examined upper limb forces on a pole during the support phase of 17 individuals (10 men and 7 women at the age of 25.9 ± 3.6 years) by MPAF system from the Czech Republic. The sensor was inserted by cutting a pole. Researchers were taking two factors into account: inclination angle of the ground and walking speed. They concluded that higher Nordic Walking speed increased the force generated by upper limbs on the poles. Furthermore, they suggested changing walking speed rather than the inclination angle of the ground for those patients who are recommended to strengthen upper limbs [12]. Bechard et al. [13], who surveyed 34 patients (12 women and 22 men at the age of 53.6 ± 9.8 years) with degenerative changes of medial compartment of knee joint (after surgical correction of genu varum) using the same measuring device, i.e. poles with force sensors, obtained similar values of axial forces (at the first contact between the pole and the ground – 39.3 ± 24.5 N, and at the stage of pushing the pole against the ground – 14.0 ± 21.0 N).

stawu kolanowego (po chirurgicznym wyrównaniu szpawotawości kolana), stosując takie samo urządzenie pomiarowe, tj. kijki z czujnikami siły, odnotowali podobne wartości składowej pionowej siły reakcji w fazie pierwszego kontaktu kijka z podłożem ($39,3 \pm 24,5$ N) i w fazie odpechnięcia kijka od podłoża ($14,0 \pm 21,0$ N).

Porównanie wartości siły reakcji kijek-podłoże z wartościami siły reakcji stopa-podłoże umożliwia oszacowanie udziału kończyn górnych w napędzaniu ciała człowieka podczas chodu z kijkami. Wilson i wsp. [10] uznali, że kijki pomagają zwiększać prędkość chodu, natomiast według Schiffera i wsp. [11] wpływ siły rozwijanej kończynami górnymi na napęd ciała człowieka wydaje się być niewielki, podczas gdy kończyny górne odgrywają ważną rolę w utrzymaniu równowagi ciała. Shim i wsp. [14] zweryfikowali, czy istnieją różnice w aktywności mięśni kończyn górnych i dolnych między chodem Nordic Walking a chodem bez kijków. Średnie i maksymalne wartości aktywności mięśni kończyn górnych różniły się istotnie statystycznie, natomiast wartości aktywności mięśni kończyn dolnych nie wykazały różnic między chodem Nordic Walking a chodem bez kijków.

W celu określenia wpływu masy kijków na parametry biomechaniczne chodu Schiffer i wsp. [15] przeprowadzili badania z zastosowaniem kijków pomiarowych o różnych masach. Autorzy nie stwierdzili wpływu masy kijka na wartości siły reakcji kijek-podłoże, które mieściły się w przedziale od $30,5 \pm 16,3$ do $71,6 \pm 10,5$ N, natomiast wykazali, że wraz z masą kijka rośnie subiektywne odczucie zmęczenia, ale zmiany fizjologiczne i biomechaniczne są niewielkie.

W dotychczasowych badaniach nie rozstrzygnięto jednoznacznie, czy obciążenie kończyn dolnych, a zwłaszcza stawów kolanowych, podczas chodu z kijkami jest mniejsze niż bez kijków. Hagen i wsp. [4] wykorzystali połączone platformy dynamometryczne, elektrogoniometry i fotokomórki do rejestracji wartości biomechanicznych podczas chodu z kijkami. Maksymalna wartość siły reakcji podłoża (składowa pionowa) podczas chodu z kijkami, zarejestrowana u instruktorów Nordic Walkingu, wynosiła średnio 1,77 ciężaru ciała i była podobna do siły reakcji podłoża podczas chodu bez kijków. Bechard i wsp. [13] sformułowali podobne wnioski na podstawie pomiarów pacjentów z chorobą zwyrodnieniową przedziału przysródkowego stawu kolanowego, pomimo iż wartości siły reakcji podłoża (składowa pionowa) podczas chodu z kijkami były wyraźnie niższe i wynosiły średnio 0,99 ciężaru ciała. W badaniach prowadzonych przez Hansena i wsp. [16], w których do analizy ruchów człowieka podczas chodu z kijkami i bez wykorzystano metodę wideograficzną (system APAS) uzupełnioną o rejestrację sił reakcji na platformach dynamometrycznych i pomiar prędkości chodu (fotokomórki), stwierdzono, że obciążenie stawów kolanowych podczas obu form chodu jest podobne.

The comparison of the values of pole-ground force reaction with the values of foot-ground force reaction makes it possible to assess the role of upper limbs in putting a human body into motion while walking with poles. Wilson et al. [10] think that the poles help to increase the walking speed, whereas Schiffer et al. [11] believe that the influence of the force developed by upper limbs on putting the human body into motion seems to be little and that upper limbs are important for keeping the body balance. Shim et al. [14] verified whether there are any differences between Nordic Walking and walking without poles on upper and lower limb muscle activation. Average values and maximum values of the muscle activity of upper limbs were significantly different. However, no differences between Nordic Walking and walking without poles concerning muscle activity of lower limbs were noted.

In order to determine the influence of the poles' mass on the biomechanical parameters of the walk Schiffer et al. [15] carried out research using poles of different mass. The authors did not identify the influence of the pole's mass on the values of reaction forces along the long axes of the poles, which amounted from 30.5 ± 16.3 to 71.6 ± 10.5 N, but they showed that the subjective feeling of tiredness increases together with the pole's mass and that the physiological and biomechanical changes are minor.

Based on the studies carried out to date, it has not been decided explicitly whether the stress exerted on lower limbs, especially on knee joints, while walking with poles is lower than while walking without poles. Hagen et al. [4] used the joined force plates, electrogoniometers and photocells to register the biomechanical quantities while walking with poles. The maximal value of ground reaction force (vertical component) while walking with poles, registered among Nordic Walking instructors, amounted on average to 1.77 of body weight and was similar to the force while walking without poles. Similar conclusions were formulated by Bechard et al. [13] on the basis of the research carried out among patients with degenerative changes of medial compartment of knee joint, although the values of ground reaction force (vertical component) while walking with poles were significantly lower and amounted on average to 0.99 of body weight. In the research carried out by Hansen et al. [16], in which they used a videographic method (APAS system), supplemented with the registration of reaction forces on force plates and the measurement of walking velocity (photocells) to analyse movements while walking with poles, it was concluded that the stress exerted on knee joints during both forms of walking is similar. Based on complex measurements (three-dimensional analysis of walking with the use of a video system integrated with the registration of the ground reaction force and the pole-ground reaction force) carried out among patients with degenerative changes of medial

Na podstawie kompleksowych pomiarów (trójwymiarowa analiza chodu systemem wideo sprzężonym z rejestracją siły reakcji podłoża i siły reakcji kijek-podłoże) pacjentów z chorobą zwyrodnieniową przedziału przyśrodkowego stawu kolanowego, Bechard i wsp. [13] stwierdzili, że zarówno moment siły podczas przywodzenia kończyny, jak i obciążenie stawu kolanowego jest podobne w chodzie z kijkami i bez kijków. Biorąc pod uwagę wyniki analizy wideo i wyniki z platformy dynamometrycznej, Stief i wsp. [17] wykazali, że obciążenie stawu kolanowego, zwłaszcza w płaszczyźnie poprzecznej, jest większe podczas marszu z kijkami i ich zdaniem ta forma aktywności nie powinna być zalecana wówczas, gdy celem jest zmniejszenie obciążenia kończyn dolnych.

Osoby poruszające się na wózku

Parametry charakteryzujące wysiłek osób niepełnosprawnych podczas napędzania wózka były oceniane przez wielu autorów [18–23] w trzech głównych obszarach badawczych: mechanika napędzania wózka, zaangażowanie układu ruchu człowieka poruszającego się na wózku (w tym ryzyko przeciążenia kończyn górnych) oraz wspomaganie wysiłku człowieka przez nowe rozwiązania konstrukcyjne wózka [24].

Najczęściej mierzono wielkości określające rozwijane siły i momenty siły, wykonaną pracę i poniesiony koszt energetyczny, moc i sprawność mechaniczną, maksymalny pobór tlenu oraz częstość skurczów serca [25]. Według Vegter i wsp. [26], pomiary sił i momentów sił generowanych na obręcz wózka są istotne w badaniu statusu i zmian techniki napędzania wózka w odniesieniu do procesów uczenia się, treningu, czy konfiguracji wózka. Autorzy [26] porównali wyniki z dwóch różnych obręczy pomiarowych umocowanych po dwóch stronach wózka oraz określili spójność powyższych pomiarów biorąc pod uwagę przewidywane zróżnicowanie międzykończynowe oraz dotyczące tej samej kończyny wynikające z kontroli motorycznej. Momenty sił mierzone na osiach obu obręczy pomiarowych korelowały ze sobą na wysokim poziomie 0,98. Wewnątrzklasowa korelacja między średnią jednostronną mocą wyjściową obu obręczy po minucie wynosiła 0,89. Pomimo iż różnica w odepchnięciach między lewą a prawą mocą wyjściową charakteryzowała się wysoką zmiennością, średnia różnica między obręczami pomiarowymi kształtowała się na niskim poziomie, tj. 0,03 W [26].

Crespo-Ruiz i wsp. [18] przeprowadzili trójwymiarową analizę kinematyki kończyn górnych sportowców z niepełnosprawnością podczas napędzania wózka podczas gry w koszykówkę z zastosowaniem metody wideograficznej. Na podstawie przeprowadzonych badań autorzy wskazali na potrzebę uwzględniania parametrów biomechanicznych w klasyfikacji funkcjonalnej sportowców z niepełnosprawnością. Kwarciak i wsp. [19] zaproponowali nową definicję cyklu

compartment of knee joint, Bechard et al. [13] stated that the moment of force during adducting the limb and the stress put on the knee joint are similar while walking with and without poles. Based on the results of the video analysis and the results from the force plate, Stief et al. [17] showed that the stress exerted on the knee joint, especially in the transverse plane, while walking with poles is bigger than while walking without poles and they concluded that this form of activity should not be recommended when a decrease in the stress exerted on lower limbs is desired.

Wheelchairs users

Variables characterizing the effort made by the disabled in order to propel the wheelchair were evaluated by many authors [18–23] in three main research areas: the mechanics of propelling the wheelchair, the involvement of the locomotor system of the person using the wheelchair (including the risk of overloading upper limbs) and the facilitation of the human effort through the wheelchair construction improvements [24].

The parameters most frequently measured included those determining the developed forces and moments of force, performed work, energy expenditure, power and mechanical fitness, maximal oxygen intake or heart rate [25]. According to Vegter et al. [26], measurements of forces and torques on the handrim are important to study the status and change of propulsion technique with regard to processes of learning, training or wheelchair configuration. The authors [26] compared the outcomes of two different measurement-wheels attached to different sides of the wheelchair, determined measurement consistency within and between these wheels given the expected inter- and intra-limb variability as a consequence of motor control. The measured torque around the wheel axle of the two measurement-wheels had a high average cross-correlation of 0.98. Unilateral mean power output over a minute was found to have an intra-class correlation of 0.89 between the wheels. Although the difference over the pushes between left and right power output had a high variability, the mean difference between the measurement-wheels was low at 0.03 W [26].

Crespo-Ruiz et al. [18] carried out a three-dimensional analysis of the kinematics of upper limbs of disabled athletes while propelling the wheelchair during a basketball game using a videographic method. Based on the research, the authors pointed to the need of including the biomechanical parameters in the functional classification of the disabled athletes. Kwarciak et al. [19] suggested a new definition of the cycle of propelling the wheelchair in which – analyzing subsequent periods of contact of the hand with the rims – they considered propelling and resting stages. The average moments of force and power values while propelling the wheelchair by individuals with paraplegia (44 men and 10 women at the age between 18 and

napędzania wózka, w której analizując kolejne okresy kontaktu ręki człowieka z obręczą wózka, uwzględnili fazy napędowe i fazy odpoczynkowe. Średnie wartości momentów sił i mocy podczas napędzania wózka przez osoby z paraplegią (44 mężczyzn i 10 kobiet w wieku od 18 do 65 lat), mierzone na osiach tylnych kół z zastosowaniem systemu pomiarowego SmartWheels, rosły wraz ze wzrostem prędkości wózka (od 1,08 do 1,74 m·s⁻¹) i wynosiły odpowiednio od 8,98±2,75 do 10,79±3,32 N m oraz od 32,84±16,96 do 61,84±19,90 W.

Zdaniem autorów [19], w dalszych badaniach cyklu napędzania wózka należy dążyć do identyfikacji potencjalnych okresów odpoczynkowych i w konsekwencji do podziału fazy odpoczynkowej na poszczególne podokresy.

Celem badań Ambrosio i wsp. [20] było określenie wpływu siły mięśni stawu ramiennego człowieka na siłę rozwijaną podczas napędzania wózka. W oparciu o pomiary w warunkach izokinetycznych (trenażer Biodex, 5 powtórzeń zginania-prostowania kończyny w stawie ramiennym z prędkością kątową 1,05 rad/s – 600/s), analizę kinematyczną (system Optotrack) i kinetyczną (system SmartWheels) autorzy wykazali dodatnią korelację między siłą mięśni stawu ramiennego a siłą rozwijaną podczas napędzania wózka, ale zaproponowali, by trening ukierunkowany na zwiększanie siły mięśniowej odbywał się oddzielnie od doskonalenia techniki napędzania wózka.

Ardigo i wsp. [27] prześledzili zmiany w mechanice napędzania wózka oraz koszcie energetycznym niepełnosprawnych koszykarzy, jakie następowały wraz z rozwojem technologicznym wózków od 1960 roku. Autorzy wykazali, że udoskonalenie konstrukcji wózków obniżyło zarówno ponoszony koszt energetyczny, jak i wartości pracy mechanicznej rozwijanej podczas napędzania wózka. Zaskakującym był fakt obniżenia współczynnika sprawności niepełnosprawnych koszykarzy podczas napędzania współcześnie stosowanych wózków, co, według autorów [27], świadczy o tym, że rozwój technologiczny wózków dotyczył przede wszystkim innych czynników niż koszt energetyczny wysiłku, tj. takich jak poprawa stabilności, zwrotności, czy przyczepności wózka.

Chow i wsp. [21] badali wpływ oporu na biomechaniczną charakterystykę cyklu napędzania wózka i aktywność mięśni wykorzystując trójwymiarową analizę wideograficzną i metodę elektromiograficzną (EMG). Na podstawie pomiarów wykonywanych na specjalnym wózku-ergometrze badano wpływ kąta nachylenia tylnych kół wózka do podłoża na wartości rozwijanej siły, mocy i czasów trwania zarówno całego cyklu napędzania wózka, jak i kontaktu ręki z obręczą [22]. W tym celu badaniom poddano niepełnosprawnych koszykarzy, którzy wykonali trzy 8-sekundowe sprinty w wózkach z różnym kątem nachylenia tylnych kół, tj. 0,16; 0,21 i 0,26 rad (90, 120 i 150). Analizując średnie wartości

(65 years), measured on the axes of the back wheels with the measuring system called SmartWheels, were increasing together with the wheelchair speed (from 1.08 to 1.74 m/s) and amounted, respectively, from 8.98±2.75 to 10.79±3.32 N m and from 32.84±16.96 to 61.84±19.90 W.

The authors [19] believed that further research on the wheelchair propelling cycle should be aimed at identifying potential resting periods and, as a result, dividing the resting stage into separate sub-periods.

The aim of the research carried out by Ambrosio et al. [20] was to determine the influence of the force of the human shoulder joint muscles on the force developed while propelling the wheelchair. Based on the measurement carried out in isokinetic conditions (Biodex system, 5 repetitions of bending-extending the limb in the shoulder joint with angular velocity of 1.05 rad/s (600/s) as well as on the kinematic analysis (Optotrack system) and on the kinetic analysis (SmartWheels system), the authors showed a positive correlation between the force of the human shoulder joint muscles and the force developed while propelling a wheelchair, but they suggested that the training aimed at increasing the muscle force should be separated from improving the technique of propelling a wheelchair.

Ardigo et al. [27] noted the changes in the mechanics of propelling a wheelchair and in the energy expenditure of the disabled basketball players which have occurred together with the technological evolution of wheelchairs since 1960. The authors demonstrated that the improvement in a wheelchair construction lowered both the energy expenditure and the values of mechanical work developed while propelling a wheelchair. It was surprising that the level of fitness of disabled basketball players while propelling modern wheelchairs decreased, which, according to the authors [27], proves that the technological development of wheelchairs related mostly to other factors than energy expenditure, including improvement in stability, maneuverability or grip of the wheelchair.

Chow et al. [21] measured the influence of resistance on the biomechanical characteristic of the wheelchair propelling cycle and on the muscle activity, using a three-dimensional videographic analysis and an electromyography method (EMG). The measurements carried out on the special wheelchair ergometer were used to measure the influence of the inclination angle of the back wheels of the wheelchair towards the ground on the values of the developed force, power and duration, in relation to both the entire cycle of propelling the wheelchair and the contact of the hand with the rim [22]. The research included disabled basketball players who performed three 8-second sprints using a wheelchair with different inclination angles of the back wheels, i.e. 0.16, 0.21, 0.26 rad (9, 12 and 150). After the analysis of the average values of speed (4.28±0.41 m/s), power (81.67±16.76 W), cycle duration

prędkości ($4,28 \pm 0,41$ m·s⁻¹), mocy ($81,67 \pm 16,76$ W), czasu trwania cyklu ($0,41 \pm 0,03$ s) oraz czasu trwania fazy napędzania ($0,15 \pm 0,02$ s) nie stwierdzono, by kąt nachylenia tylnych kół miał znamienny wpływ na wymienione zmienne. De Groot i wsp. [28] zastosowali specjalny wózek-ergometr w celu określenia wpływu wizualnego sprzężenia zwrotnego na efektywność fazy napędzania wózka w badaniu 20 młodych, zdrowych mężczyzn, których podzielono na dwie równoliczne grupy (eksperymentalna i kontrolna). Badani z grupy eksperymentalnej, którym wizualizowano wartość rozwijanej siły w fazie napędzania wózka osiągnęli większe wartości współczynnika sprawności.

Badania wpływu złożoności zadania ruchowego (napędzanie wózka w różnych warunkach: ergometr-wózek, bieżnia ruchoma konwencjonalna, bieżnia ruchoma specjalna) na sprawność mechaniczną i technikę napędzania wózka przez osoby zdrowe nie wykazały znamiennego związku między tymi zmiennymi [29]. Wei i wsp. [23] badali wpływ wysokości siedziska wózka na skuteczność cyklu napędzania wózka i kinematykę kończyn górnych. Na podstawie pomiarów z wykorzystaniem pomiarów antropometrycznych, wózka-ergometru, elektrogoniometru i metody EMG autorzy stwierdzili, że wraz z obniżaniem wysokości siedziska zwiększa się czas kontaktu rąk z obręczami kół, natomiast aktywność bioelektryczna mięśni przedramienia jest podobna. Gagnon i wsp. [30] określili wpływ pięciu różnych kątów nachylenia na pomiary przestrzenno-czasowe oraz kinetyczne podczas manualnego napędzania wózka na bieżni ruchomej u osób z urazami rdzenia kręgowego. Wraz ze wzrostem nachylenia średnia całkowita siła była wyższa o 93% do 201%, natomiast średnia siła styczna była wyższa o 96% do 176% od siły podczas napędzania wózka na płaskim podłożu. Lui i wsp. [31] ocenili skuteczność mechaniczną dwóch dźwigni napędzających wózek dostępnych w sprzedaży i porównali skuteczność mechaniczną napędu dźwigniowego i napędu ręcznego tego samego wózka. Porównując oba mechanizmy, odnotowano, że w jednym z nich zastosowano sprężynę skrętną, natomiast w drugim – sprzęgło rolkowe. W badaniu wzięło udział 10 zdrowych mężczyzn, którzy wykonali testy wykorzystując zarówno mechanizmy dźwigniowe, jak i napęd ręczny w dwóch różnych wózkach. Całkowita moc zewnętrzna (P_{ext}) została zmierzona z zastosowaniem protokołu testu oporu. Sprawność mechaniczną określono obliczając stosunek P_{ext} do wydatku energetycznego. Wyniki nie wykazały znacznego wpływu zastosowania mechanizmu dźwigni na żadne z mierzonych zmiennych fizjologicznych. Ponadto, wykazano, że oba testowane mechanizmy napędu dźwigniowego były bardziej wydajne mechanicznie niż konwencjonalny napęd ręczny, zwłaszcza w przypadku nachylenia podłoża.

Inni autorzy [32] porównali charakterystyki siły przy różnych częstotliwościach odpychania (60, 80, 120 oraz 140% dowolnie wybranej częstotliwości) w syn-

($0,41 \pm 0,03$ s) and propelling stage duration ($0,15 \pm 0,02$ s), it was not determined whether the inclination angle of the back wheels had a significant influence on the mentioned variable. De Groot et al. [28] used a special wheelchair ergometer to determine the influence of the visual feedback on the efficiency of the wheelchair propelling stage among 20 young and healthy men, divided into two equal groups (experimental and control groups). The subjects from the experimental group, who were subjected to the visualization of the value of the developed force in the wheelchair propelling stage, achieved higher values of the mechanical efficiency.

The measurements of the influence of the movement complexity (propelling the wheelchair under different conditions: wheelchair ergometer, conventional treadmill, circular wheelchair track) on the mechanical efficiency and the technique of propelling the wheelchair by healthy individuals did not show any significant correlation between these variables [29]. Wei et al. [23] measured the influence of the wheelchair seat height on the efficiency of the wheelchair propelling cycle and on the kinematics of upper limbs. Based on the analysis carried out with the use of the results of anthropometric measurements, wheelchair ergometer, electrogoniometric measurements and the EMG method, the authors stated that the duration of contact between the hands and the wheelrims increased together with lowering the seat height, and that the bioelectrical activity of forearm muscles was similar. Gagnon et al. [30] quantified the effects of five distinct slopes on spatiotemporal and pushrim kinetic measures during manual wheelchair propulsion on a treadmill at different slopes in individuals with spinal cord injury. As the slope increased, the mean total force was 93% to 201% higher and the mean tangential component of force was 96% to 176% higher than propulsion with no slope. Lui et al. [31] evaluated the mechanical efficiency of two commercially available lever propulsion mechanisms for wheelchairs and compared the mechanical efficiency of lever propulsion with hand rim propulsion within the same wheelchair. Of the two mechanisms, one contained a torsion spring while the other used a roller clutch design. Ten healthy male participants performed submaximal exercise tests using both lever-propulsion mechanisms and hand rim propulsion on two different wheelchairs. Total external power (P_{ext}) was measured using a drag test protocol. Mechanical efficiency was determined by the ratio of P_{ext} to energy expenditure. Results indicated no significant effect of lever-propulsion mechanism for all physiological measures tested. Moreover, results indicated that both lever-propulsion mechanisms tested were more mechanically efficient than conventional hand rim propulsion, especially when slopes were encountered.

Other authors [32] compared the force application characteristics at various push frequencies (at 60, 80, 120 and 140% of freely chosen frequency) of asyn-

chronicznym i niesynchronicznym napędzie ręcznym. Zarówno w przypadku synchronicznego jak i asynchronicznego napędu ręcznego, zaobserwowano podobne tendencje: zmianom w częstotliwości odepchnięć towarzyszą zmiany w wartościach siły całkowitej, nawet w przypadku braku zmian w globalnym wzorcu zmiany siły w czasie czy sprawności całkowitej.

Analizując publikacje naukowe, w których badano siły rozwijane w cyklu napędzania wózka, Kwarciak i wsp. [19] zwrócili uwagę na ograniczenia, jakie występują podczas pomiarów. Do najważniejszych zaliczono prowadzenie pomiarów w sztucznych warunkach, brak losowego doboru badanych, brak normalności rozkładów danych pomiarowych, nie wykluczenie wpływu wielu zmiennych, takich jak poziom zdolności sensorycznych, siły mięśniowej, czy budowy wózka na rejestrowane wyniki pomiarów. W artykule przeglądowym Dellabiancia i wsp. [33] wykazali, że połączenie całej grupy narzędzi jest najlepszą strategią zapewniającą dużą ilość danych, co umożliwia łatwiejszą i bardziej dokładną analizę napędzania wózka. Autorzy potwierdzili, że najczęściej w analizie sił i momentów sił stosuje się model OptiPush narzędzia SmartWheel [33]. Dalsza optymalizacja zarówno techniki napędzania wózka, jak i konstrukcji wózków wymaga dalszych kompleksowych badań, w których uwzględnione będą aspekty biomechaniczne i fizjologiczne [22].

Techniki manualne

Celowość pomiaru sił rozwijanych przez fizjoterapeutę wobec ciała pacjenta podczas stosowania manualnych technik mobilizacyjnych była wskazywana w wielu pracach [34, 35, 36, 37]. Podkreśla się, że wartości sił, które fizjoterapeuci dozuują intuicyjnie, mogą być nie tylko nieodpowiednie, ale i niebezpieczne dla pacjenta [38]. Dotychczas nie opracowano jeszcze metody bezpośredniego pomiaru sił, z jakimi fizjoterapeuta oddziałuje na ciało pacjenta, dlatego też stosuje się metody pośrednie, umożliwiające rejestrację sił reakcji dzięki wykorzystaniu specjalnego stołu pomiarowego lub manekina [39–44], symulatora kręgosłupa [45], czy analizy matematycznej z wykorzystaniem różnych modeli mięśni [38]. Inni autorzy zwrócili uwagę na wpływ manipulacji na reakcje mięśni kręgosłupa w EMG [46].

Po przeprowadzeniu analizy piśmiennictwa dotyczącego manualnych technik mobilizacyjnych stosowanych w fizjoterapii Snodgrass i wsp. [34] stwierdzili, że intuicyjne, subiektywne dobieranie siły rozwijanej przez fizjoterapeutę względem ciała pacjenta jest poważnym ograniczeniem w standaryzacji zarówno stosowanych technik mobilizacyjnych, jak i metod pomiaru siły, co może negatywnie wpływać na skuteczność leczenia. W konsekwencji tej analizy wymienieni autorzy [34] opracowali stanowisko pomiarowe, które umożliwiło rejestrację i wizualizację w systemie on-line wartości sił rozwijanych przez fizjoterapeutę podczas stosowania manualnych technik mobilizacyjnych

chronous and synchronous hand-rim propulsion. Both asynchronous and synchronous hand-rim propulsion demonstrated similar trends: changes in push frequency are accompanied by changes in absolute force even without changes in the gross pattern/trend of force application and gross efficiency.

While analyzing scientific publications in which forces developed in the wheelchair propelling cycle were measured, Kwarciak et al. [19] pointed to the limitations encountered during the measurement. They listed such most important limitations: measurements carried out under artificial conditions, other than random choice of subjects, abnormal division of measuring data, not having excluded the influence on the registered measurement results of many variables, e.g. level of sensory abilities and muscle strength of the subjects or a wheelchair construction. In a review article, Dellabiancia et al. [33] showed that the combined and contemporary use of the entire instrumentation group is the best strategy, providing a great amount of data to achieve an easier and accurate analysis of wheelchair propulsion. The authors confirmed that the procedure most commonly used for the analysis of articular forces and moments involved the use of SmartWheel and also specified the model “OptiPush” [33]. In order to optimize both the technique of propelling the wheelchair and the wheelchair construction, further research taking into account biomechanical and physiological aspects is needed [22].

Manual techniques

The usefulness of measuring forces exerted by a physiotherapist on the patient’s body while applying manual mobilization techniques was mentioned in many studies [34, 35, 36, 37]. It was underlined that the values of forces intuitively applied by physiotherapists might not only be inappropriate, but also dangerous for the patient [38]. To date, no method of direct measurement of forces exerted by a physiotherapist on the patient’s body has been drawn up, and that is why indirect methods are applied, which make it possible to register the reaction forces with the use of a special measuring table or mannequin [39–44], spine simulator [45] or a mathematical analysis employing different models of muscles [38]. Other authors noted the effects of manipulation on spine neuromechanical responses by EMG [46].

After the analysis of the literature relating to manual mobilization techniques used in physiotherapy, Snodgrass et al. [34] stated that an intuitive, subjective proportioning of force exerted by a physiotherapist upon the patient’s body was a serious limitation, when it comes to the standardization of both mobilization techniques and methods of measuring force, which can negatively influence the efficiency of the treatment. Following this analysis, the aforementioned authors [34] organized a measuring station to register and visualize – in the on-line system – the values of forces developed by a physiotherapist while applying

[35, 36]. Wyżej wymienione stanowisko zaprojektowane jako stół pomiarowy z siedmioma dwuosiowymi czujnikami siły umożliwiało trójwymiarowy pomiar sił rozwijanych przez fizjoterapeutę względem ciała pacjenta [36]. Prowadząc pomiary z zastosowaniem wymienionego stanowiska Snodgrass i wsp. [35] podali wartości średnie maksymalnej siły rozwijanej przez fizjoterapeutów podczas stosowania tylnoprzodniej (centralnej i jednostronnej) mobilizacji I-IV stopnia kręgów szyjnych (C2-C7), które wynosiły odpowiednio: $21,8 \pm 15,0$; $34,9 \pm 20,9$; $58,2 \pm 27,5$ i $61,0 \pm 29,9$ N. Chester i wsp. [45] zarejestrowali znacznie wyższe wartości podczas oddziaływania na trzeci krąg lędźwiowy, które na IV stopniu mobilizacji metodą Maitlanda sięgały 350 N. Wartości te należy traktować jako szacunkowe, gdyż są one rejestrowane, jak podkreślają autorzy, w warunkach sztucznych, tj. wobec sztywnej powierzchni urządzenia pomiarowego, a nie wobec ciała pacjenta [36]. W celu pomiaru sił rozwijanych przez fizjoterapeutę podczas stosowania manualnych technik mobilizacyjnych, Waddington i wsp. [37] oraz Waddington i Adams [47] wykorzystali specjalnie skonstruowany prototypowy dynamometr ręczny umożliwiający monitorowanie wartości siły. Podczas tylnoprzodniej manualnej terapii kręgosłupa, wartości siły rozwijanej przez trzydziestu fizjoterapeutów wynosiły od 50 (I stopień) do 180 N (IV stopień). Podjęto próby pośredniego mierzenia siły rozwijanej przez fizjoterapeutę względem pacjenta podczas wykonywania manualnej mobilizacji odcinka lędźwiowego i szyjnego kręgosłupa [39, 41, 43]. Osoby wykonujące tę mobilizację na specjalnej tablicy pomiarowej korzystały ze sprzężenia zwrotnego i na bieżąco na ekranie monitora obserwowały wartości średnie siły i częstotliwości jej rozwijania. Sheaves i wsp. [40] wykazali zasadność stosowania bieżącej kontroli rozwijanej przez fizjoterapeutę siły w procesie uczenia się techniki manualnej mobilizacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa. W badaniach z udziałem 116 doświadczonych fizjoterapeutów i 120 studentów fizjoterapii [41], w których zastosowano specjalną tablicę pomiarową dającą możliwość bieżącej obserwacji wartości siły rozwijanej podczas manualnej manipulacji na ekranie, wykazano, że fizjoterapeuci rozwijali znamienne większe siły niż studenci. Ponadto stwierdzono [41], że rozwijane przez fizjoterapeutów siły zależały od płci i masy ciała pacjentów, gdyż wobec mężczyzn i osób o większej masie ciała stosowano większe wartości siły.

Opisując siły rozwijane przez chiropraktyków podczas manipulacji na kręgosłupie, Herzog [48] zwrócił uwagę na duże zróżnicowanie wartości sił między poszczególnymi osobami wykonującymi te zabiegi.

Oceniając zmiany charakterystyk siła-czas rozwijanych przez fizjoterapeutów podczas manipulacji na kręgosłupie w 5-letnim okresie nauczania, Descarreaux i Dugas [42] zastosowali stanowisko pomiarowe złożone z manekina i platformy dynamometrycznej,

manual mobilization techniques [35, 36]. The aforementioned station designed as a measuring table with seven two-axis force sensors made it possible to carry out a three-dimensional measurement of forces exerted by the physiotherapist upon the patient's body [36]. Snodgrass et al. [35], who made measurements with the use of the station, determined average values of the maximal force developed by a physiotherapist while applying the back-front (central and unilateral) level I-IV mobilization on cervical vertebrae (C2-C7), which amounted to 21.8 ± 15.0 , 34.9 ± 20.9 , 58.2 ± 27.5 and 61.0 ± 29.9 N, respectively. Significantly higher values were registered by Chester et al. [46] while exerting pressure on the third lumbar vertebra, which amounted to 350 N with the use of level IV mobilization with the Maitland method. These values should be treated as approximate ones, because they are registered – as underlined by the authors – under artificial conditions, i.e. towards an inflexible surface of the measuring device, rather than towards the patient's body [36]. In order to measure and monitor the forces developed by a physiotherapist while applying manual mobilization techniques, Waddington et al. [37] and Waddington and Adams [47] used a specially designed prototypical manual dynamometer. During the back-front manual spine therapy, the values of force developed by 30 physiotherapists fit in the range between 50 (level I) and 180 N (level IV). An attempt was made to measure indirectly the force exerted by the physiotherapist upon the patient's body while applying manual mobilization of the lumbar and cervical spine [39, 41, 43]. Individuals applying this mobilization on a special measuring table used the feedback and continuously monitored average values of force and frequency of its development on the screen. Sheaves et al. [40] proved the significance of a continuous control of the force developed by the physiotherapist in learning a manual technique of mobilization of the lumbar spine. In the research encompassing 116 experienced physiotherapists and 120 physiotherapy students [41] in which a special measuring table was used to enable a continuous observation of the force developed during manual manipulation, it was proved that experienced physiotherapists developed significantly higher forces than students. It was also concluded [41] that the forces developed by physiotherapists depended on the patients' sex and body weight, because bigger forces were exerted upon men and individuals with higher body weight.

When describing the forces developed by chiropractors performing spinal manipulation, Herzog [48] pointed to considerable differences in the values of forces between individuals using this treatment.

While evaluating changes in force-time characteristics developed by physiotherapists performing spinal manipulation in the period of 5 years of teaching, Descarreaux and Dugas [42] used a measuring

na której stali fizjoterapeuci podczas wykonywania zabiegów. W badanym okresie nauczania autorzy wykazali różne tempo zmian parametrów opisujących stosowane techniki manipulacyjne.

Myers i wsp. [49] zaproponowali nową metodę przewidywania siły oddziaływania na kręgosłup, która łączy pomiary bezpośrednie (czujnik siły, analiza wideograficzna) z pośrednimi (platforma dynamometryczna) i dobiera klinicznie odpowiednie wartości sił rozwijanych w kontakcie między fizjoterapeutą a pacjentem.

Celem badań podjętych przez De Souza i wsp. [44] było określenie zależności między rozwijaną siłą a przemieszczeniem części ciała pacjenta podczas wykonywania przez fizjoterapeutę przednio-tylnej mobilizacji stawu skokowo-goleniowego. Autorzy do rejestracji sił rozwijanych przez fizjoterapeutę wykorzystali zminiaturyzowaną platformę dynamometryczną. Potwierdzając zasadność stosowania sprzężenia zwrotnego podczas manualnych technik manipulacyjnych (wartości siły były obserwowane przez fizjoterapeutę w trybie on-line na monitorze), podkreślili, że takie postępowanie sprzyja zmniejszeniu różnic w dozowaniu siły między fizjoterapeutami podczas stosowania tych samych technik, co oznacza większą rzetelność postępowania.

Wykorzystując stanowisko pomiarowe wyposażone w elektrohydraulicznego manekina Stemper i wsp. [50] obliczali wartości siły nacisku podczas stosowania techniki manualnej na odcinek piersiowy kręgosłupa. Pomimo iż wartości siły nacisku w indywidualnych przypadkach przekraczały 1000 N, autorzy stwierdzili, że były to wartości wynoszące około 20% dopuszczalnej granicy oddziaływania na klatkę piersiową.

Fizjoterapeuta stosujący technikę trakcji w stawach biodrowych i ramiennych rozwijał dość wysokie wartości siły [51, 52]. Vaarbakken i Ljunggren [51] porównali skuteczność trakcji w stawie biodrowym o różnych wartościach sił zastosowanej do złagodzenia bólu będącego wynikiem zmian zwyrodnieniowych w stawie. Każdego dnia przez okres miesiąca fizjoterapeuci uczyli się jak poczuć siłę rozwijaną podczas trakcji ćwicząc na modelu kończyny dolnej ze skalibrowaną wartością rozwijanej siły i uzyskawszy dokładność wyników sięgającą do 50 N, przeprowadzali badania na pacjentach. W tym badaniu [51] udowodniono, że stopniowy wzrost siły sięgający 800 N (działanie tak zwanej pełnej siły) przyniosło lepsze efekty terapeutyczne niż trakcja o niższych (standardowych) wartościach siły.

W oparciu o badania radiologiczne, Gokeler i wsp. [52] wykazali, że trakcja o sile 137 N stosowana przez 40 s na staw ramienny nie zmieniła odległości między głową kości ramiennej a powierzchnią wydrążenia stawowego łopatki.

station including a mannequin and a force platform, which physiotherapists were standing on when applying the treatment. In the teaching period under examination the authors revealed a different pace of changing the parameters describing the applied manipulation techniques.

Myers et al. [49] suggested a new method of predicting spinal contact force which combines direct (load cell, motion capture) and indirect (force plate) measurements into a single framework and preserves clinically relevant practitioner-participant contacts.

The aim of the research carried out by De Souza et al. [44] was to identify the correlation between the developed force and the change of the patient's body position during the front-back mobilization of the ankle joint. To register the forces developed by the physiotherapist the authors used a miniaturized force platform. Proving the usefulness of applying the feedback during manual mobilization (the values of force were observed on-line on the screen by the physiotherapist), they underlined that such a measure contributes to the minimization of differences in proportioning forces between individual physiotherapists while applying the same techniques, which translated into better accuracy of the treatment.

Stemper et al. [50] used a measuring station equipped with an electro-hydraulic mannequin to measure the values of the pressure force during manual therapy applied to the thoracic spine. Although the values of the pressure force exceeded 1000 N in individual cases, the authors stated that these were values amounting to ca. 20 % of the acceptable limit of the pressure exerted on the chest.

The physiotherapist applying a traction technique in hip and shoulder joints developed relatively high values of force [51, 52]. Vaarbakken and Ljunggren [51] compared the efficiency of the traction performed in the hip joint with different values of forces used to relieve the pain resulting from the degenerative changes in the joint. Every day for one month the physiotherapists learned how to feel the force developed during the traction while working with a model of a lower limb with a calibrated value of the developed force, and having achieved the accuracy amounting to 50 N they made measurements on patients. It was proved [51] that a gradual increase in force up to 800 N (acting with the so-called full force) brought a better therapeutic effect than the traction with lower (standard) values of force.

Based on the radiological research, Gokeler et al. [52] demonstrated that the traction applied in a shoulder joint, using 137 N for 40 s, did not change the distance between the humeral head and the surface of the glenoid cavity of the scapula.

Wnioski

W oparciu o analizę literatury przedmiotu dotyczącej zagadnień merytorycznych uwzględnionych w niniejszym artykule (Nordic Walking, napędzanie wózka inwalidzkiego, manualne techniki fizjoterapeutyczne) uważamy, że obiektywne pomiary rozszerzą aktualny stan wiedzy na temat wartości sił rozwijanych przez kończyny górne podczas różnych form aktywności fizycznej. Wydaje się to mieć szczególne znaczenie w przypadku stosowania manualnych technik fizjoterapeutycznych, jako że aktualnie wartości siły wywieranej na pacjenta podczas stosowania tych technik są dobierane intuicyjnie przez fizjoterapeutę i nie są ani obiektywne, ani systematycznie kontrolowane. Identyfikacja wartości sił rozwijanych kończynami górnymi przez osoby starsze, niepełnosprawne oraz przez fizjoterapeutów podczas wyżej wymienionych form aktywności przyczyni się do rozwoju szeroko pojętej kultury fizycznej, w tym szczególnie rehabilitacji oraz promocji zdrowia.

Conclusions

Based on the analysis of the literature concerning the substantive areas included in this article (Nordic Walking, propelling the wheelchair, manual therapy techniques), we believe that the objective measurements will expand the present knowledge about the values of force developed by upper limbs during different forms of human activity. It seems to be of particular significance in the application of the manual therapy techniques, because now the values of force exerted upon the patient while applying these techniques are chosen by the physiotherapist intuitively and are neither objective nor systematically controlled. The identification of the values of force developed with upper limbs by the elderly, the disabled and physiotherapists during the aforementioned forms of activity will make an original contribution to the broadly defined physical culture, especially rehabilitation and health promotion.

Piśmiennictwo/References

1. Morgulec-Adamowicz N, Marszałek J, Jagustyn P. Nordic Walking – a new form of adapted physical activity (A literature review). *Hum Mov* 2011;12(2):124-32.
2. Tschentscher M, Niederseer D, Niebauer J. Health Benefits of Nordic Walking: A Systematic Review. *Am J Prev Med* 2013;44(1):76-84.
3. Fritschi JO, Brown WJ, Laukkanen R, van Uffelen JGZ. The effects of pole walking on health in adults. *Scan J Med Sci Sports* 2012;22:e70-8.
4. Hagen M, Hennig EM, Stieldorf P. Lower and Upper Limb Loading in Nordic Walking in Comparison with Walking and Running. *J Appl Biomech* 2011;21: 22-31.
5. Hartvigsen J, Morsø L, Bendix T, Manniche C. Supervised and non-supervised Nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. *BMC Musculoskelet Di* 2010;11:30, 1-9.
6. Mikalacki M, Radjo J, Cokorilo N, Korovljević D, Smajic M. Influence of Nordic walking on body composition of elderly women. *Health Med* 2012;6(2):476-82.
7. Takeshima N, Mohammad IM, Rogers ME, Rogers NL, Sengoku N, Koizumi D, Kitabayashi Y, Imai A, Naruse A. Effects of Nordic Walking compared to Conventional Walking and Band-Based Resistance Exercise on Fitness in Older Adults. *J Sport Sci Med* 2013;12(3):422-30.
8. Ebersbach G, Ebersbach A, Gandor F, Wegner B, Wissel J, Kupsch A. Impact of Physical Exercise on Reaction Time in Patients With Parkinson's Disease - Data From the Berlin BIG Study. *Arch Phys Med Rehabil* 2014;95(5): 996-9.
9. Spafford C, Oakley C, Beard JD. Randomized clinical trial comparing Nordic pole walking and a standard home exercise programme in patients with intermittent claudication. *Bri J Surg* 2014;101(7):760-7.
10. Wilson J, Torry MR, Decker MJ, Kernozek T, Steadman JR. Effects of walking poles on lower limb gait mechanics. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(1):142-7.
11. Schiffer T, Knicker A, Dannöhl R, Strüder HK. Energy cost and pole forces during Nordic Walking under different surface conditions. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41(3): 663-8.
12. Pšurný M, Janura M, Krejčí J, Jakubec A. Impact of walking speed and slope of the ground on axial force of poles in nordic walking. *Acta Univ Palacki Olomuc, Gymn* 2013;43(3): 57-63.
13. Bechard D, Birmingham TB, Zecevic AA, Jones JC, Leitch KM, Griffin JR, Jenkyn TR. The effect of walking poles on the knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. *Osteoarthr Cartilage* 2012;20: 1500-6.
14. Shim JM, Kwon HY, Kim HR, Kim BI, Jung JH. Comparison of the Effects of Walking with and without Nordic Pole on Upper Limb and Lower Limb Muscle Activation. *J Phys Ther Sci* 2013;25(12): 1553-6.
15. Schiffer T, Knicker A, Montanarella M, Strüder HK. Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic Walking compared to walking. *Eur J Appl Physio* 2011;111: 1121-6.
16. Hansen L, Henriksen M, Larsen P, Alkjaer T. Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scan J Med Sci Sports* 2008;18: 436-41.
17. Stief F, Kleindienst FI, Wiemeyer J, Wedel F, Campe S, Krabbe B. Inverse dynamic analysis of the lower limbs during Nordic Walking, walking and running. *J Appl Biomech* 2008;24:351-9.
18. Crespo-Ruiz BM, Del Ama-Espinoza AJ, Gil-Agudo AM. Relation between kinematic analysis of wheelchair propulsion and wheelchair functional basketball classification. *Adapt Phys Activity Q* 2011;28:152-72.
19. Kwarcia AM, Sisto SA, Yorossi M, Price R, Konaroff R, Boninger ML. Redefining the Manual Wheelchair Stroke Cycle: Identification and Impact of Nonpropulsive Pushrim Contact. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:20-6.

20. Ambrosio F, Boninger ML, Souza AL, Fitzgerald SG, Koontz AM, Cooper RA. Biomechanics and Strength of Manual Wheelchair Users. *J Spinal Cord Med* 2005;28:407-14.
21. Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, Chae W, Morse MI. Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system. *J Biomech* 2000;33: 601-8.
22. Faupin A, Gorce P, Thevenon A. A wheelchair ergometer adaptable to the rear-wheel camber. *Int J Ind Ergon* 2008;38:601-7.
23. Wei S, Huang S-L, Jiang Ch-J, Chiu J-Ch. Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. *Clin Biomech* 2003;18: S46-52.
24. Van der Woude LHW, de Groot S, Janssen TWJ. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Med Eng Phys* 2006;28:905-15.
25. Van der Woude LHW, Veeger HEJ, Dallmeijer AJ, Janssen TWJ, Rozendall LA. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Eng Phys* 2001;23:713-33.
26. Vegter RJK, Lamoth CJ, de Groot S, Veeger DHEJ, van der Woude LHV. Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. *J Neuroeng Rehabil* 2013;10:9; <http://www.jneuroengrehab.com/content/10/1/9>.
27. Ardigo LP, Goosey-Tolfrey VL, Minetti AE. Biomechanics and Energetics of Basketball Wheelchairs Evolution. *Int J Sports Med* 2005;26: 388-96.
28. De Groot S, Veeger HEJ, Hollander AP, van der Woude LHV. Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Clin Biomech* 2002;17: 219-26.
29. De Groot S, Veeger HEJ, Hollander AP, van der Woude LHV. Influence of task complexity on mechanical efficiency and propulsion technique during learning of hand rim wheelchair propulsion. *Med Eng Phys* 2005;27: 41-9.
30. Gagnon DH, Babineau AC, Champagne A, Desroches G, Aissaoui R. Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev* 2014;51(5): 789–802.
31. Lui J, MacGillivray MK, Sheel AW, Jeyasurya J, Sadeghi M, Sawatzky BJ. Mechanical efficiency of two commercial lever-propulsion mechanisms for manual wheelchair locomotion. *J Rehabil Res Dev* 2013;50(10): 1363–72.
32. Lenton JP, van der Woude L, Fowler N, Nicholson G, Tolfrey K, Goosey-Tolfrey V. Hand-Rim Forces and Gross Mechanical Efficiency in Asynchronous and Synchronous Wheelchair Propulsion: A Comparison. *Int J Sports Med* 2014;35(3): 223-31.
33. Dellabiancia F, Porcellini G, Merolla G. Instruments and techniques for the analysis of wheelchair propulsion and upper limb involvement in patients with spinal cord injuries: current concept review. *Muscles Ligaments and Tendons J* 2013;3(3): 150-6.
34. Snodgrass SJ, Rivett DA, Robertson VJ. Manual forces applied during posterior-to-anterior spinal mobilization: the review of the evidence. *J Manipulative Physiol Ther* 2006;29(4): 316-29.
35. Snodgrass SJ, Rivett DA, Robertson VJ. Manual forces applied during cervical mobilization. *J Manipulative Physiol Ther* 2007;30(1): 17-25.
36. Snodgrass SJ, Rivett DA, Robertson VJ. Calibration of an instrumented table for measuring manual therapy forces applied to cervical spine. *Man Ther* 2008;13(2): 171-9.
37. Waddington G, Diong J, Adams R. Development of a hand dynamometer for the control of manually applied forces. *J Manipulative Physiol Ther* 2006;29(4): 297-304.
38. Chaudhry H, Bukiet B, Findley T. Mathematical analysis of applied loads on skeletal muscles during manual therapy. *J Am Osteopath Assoc* 2008;108(12): 680-8.
39. Snodgrass SJ, Odelli RA. Objective concurrent feedback on force parameters improves performance of lumbar mobilization, but skill retention declines rapidly. *Physiother* 2012;98(1): 47-56.
40. Sheaves EG, Snodgrass SJ, Rivett DA. Learning lumbar spine mobilization: the effects of frequency and self control of feedback. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42(2): 114-24.
41. Snodgrass SJ, Rivett DA, Robertson VJ, Stojanowski E. A comparison of cervical spine mobilization forces applied by experienced and novice physiotherapist. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40(7): 392-401.
42. Descarreaux M, Dugas C. Learning spinal manipulation skills: assessment of biomechanical parameters in a 5-year longitudinal study. *J Manipulative Physiol Ther* 2010;33(3): 226-30.
43. Snodgrass SJ, Rivett DA, Robertson VJ, Stojanowski E. Real-time feedback improves accuracy of manually applied forces during cervical spine mobilization. *Man Ther* 2010;15(1): 19-25.
44. De Souza MV, Ventrone C, Teixeira LM, Chagas MH, de Resende MA. Force-displacement relationship during anteriorposterior mobilization on the ankle joint. *J Manipulative Physiol Ther* 2008;31(4): 285-92.
45. Pagé I, Nougrou F, Dugas C, Descarreaux M. The effect of spinal manipulation impulse duration on spine neuromechanical responses. *J Can Chiropr Assoc* 2014;58(2):141-8.
46. Chester R, Swift L, Watson MJ. An evaluation of therapist's ability to perform graded mobilization on simulated spine. *Physiother Theory Pract* 200;19: 23-43.
47. Waddington GS, Adams RD. Initial development of a device for controlling manually applied forces. *Man Ther* 2007;12: 133-8.
48. Herzog W. The biomechanics of spinal manipulation. *J Body Mov Ther* 2010;14(3): 280-6.
49. Myers CA, Enebo BA, Davidson BS. Optimized prediction of contact force application during side-lying lumbar manipulation. *J Manipulative Physiol Ther* 2012;35(9): 669-77.
50. Stemper BD, Hallman JJ, Peterson BM. An experimental study of chest compression during chiropractic manipulation of the thoracic spine using an anthropomorphic test device. *J Manipulative Physiol Ther* 2011;34(5): 290-6.
51. Vaarbakken K, Ljunggren AE. Superior effect of forceful compared with standard traction mobilizations in hip disability. *Adv Physiother* 2007;9:117-28.
52. Gokeler A, van Paridon-Edauw GH, DeClercq S, Matthijs O, Dijkstra PU. Quantitative analysis of traction in the glenohumeral joint. In vivo radiographic measurements *Man Ther* 2003;87(2): 97-102