

**Sławomir DUDA¹, Robert MICHNIK², Sławomir KCIUK¹, Jacek JURKOJC²,
Krzysztof KAWLEWSKI¹, Tomasz MACHOCZEK¹**

¹Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska

²Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska

KONCEPCJA MECHATRONICZNEGO URZĄDZENIA DO TRENINGU LOKOMOTORYCZNEGO

Streszczenie: W pracy przedstawiono koncepcję urządzenia do reedukacji funkcji lokomocyjnych. Prace projektowe zostały poprzedzone badaniami doświadczalnymi chodu w odciążeniu, na specjalnie skonstruowanym do tego celu stanowisku pomiarowym. Wyniki badań pozwoliły na opracowanie wytycznych do projektowanego urządzenia.

1. WSTĘP

Rehabilitacja osób z zaburzeniami funkcji lokomocyjnych, zarówno o podłożu urazowym jak i neurologicznym, powinna być oparta w dużej mierze na nauce prawidłowego poruszania się. Realizowane jest to zwykle poprzez prowadzenie - asekurację pacjenta przez fizjoterapeutę, którego zadaniem jest pomoc choremu w utrzymaniu równowagi oraz zapobieganie ewentualnym upadkom. Tak zorganizowana rehabilitacja wymaga wielkiego zaangażowania zarówno pod względem przeznaczonego czasu jak i energii wymaganej do asekuracji pacjenta. Innym ważnym aspektem rehabilitacji, jest powtarzalność ćwiczeń, która w opisywanym wyżej podejściu, jest trudna do realizacji. W proponowanym rozwiązaniu możliwa będzie rehabilitacja poprzez kontrolowaną asekurację podczas chodu oraz wykonywanie różnych ćwiczeń w odciążeniu [1,2,3,4].

2. DOTYCHCZASOWY STAN WIEDZY

Jedną z metod rehabilitacji jest prowadzenie ćwiczeń w odciążeniu. Tego typu ćwiczenia pozwalają na zmniejszenie obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego, a przez to umożliwiają pacjentowi wykonanie ruchu, który bez odciążenia mógłby być niemożliwy (ze względu na osłabienie mięśni lub ból). Aktualnie, w ośrodkach rehabilitacyjnych, można spotkać platformy stabilometryczne i balansowe z poręczami asekuracyjnymi lub zamontowanym układem umożliwiającym podwieszenie pacjenta, chroniąc go w ten sposób przed ewentualnym upadkiem. Przykładem takich platform są platformy stabilometryczna i balansowa firm Biodex oraz platforma firmy Tecno Body. Tego typu urządzenie nie umożliwi jednak rehabilitacji w zakresie nauki chodu. W tym celu mogą stosowane być bieżnie, gdzie pacjent, asekurowany podobnie jak w przypadku platform przez specjalny układ odciążenia, może uczyć się poruszania. Przykładem takiego urządzenia może być Gait Trainer firmy Biodex wraz z systemem odciążania UWS OFFSET, gdzie pacjent podpira się rękoma o poręcze lub jest podwieszony w upręży równocześnie poruszając się po bieżni. W ostatnich latach powstały również urządzenia, które dodatkowo wyposażone są w układ napędowy wymuszający ruch kończyn dolnych. Przykładem takich urządzeń są: Lokomat

firmy Hocoma oraz AutoAmbulator firmy HealthSouth (rys. 1). Urządzenia te często wykorzystywane są również do prowadzenia rehabilitacji i wybudzania osób w śpiączce. Jednak w nauce chodu osób świadomych ich wadą jest unieruchomienie miednicy. Udowodniono w badaniach, że brak możliwości ruchu miednicy podczas chodu znacznie zmienia jego wzorzec [5]. Dodatkowo w tych urządzeniach ruch kończyny dolnej ograniczany jest tylko do płaszczyzny strzałkowej, bez zapewnienia prawidłowych ruchów w płaszczyźnie czołowej lub poprzecznej. Nie bez znaczenia pozostaje również fakt, że ruch na bieżni nie jest tym samym, co poruszanie się z przemieszczaniem w przestrzeni. Wszystko to może prowadzić do utrwalenia nieprawidłowych wzorców ruchowych, co z kolei może wpływać na powstawanie chorób zwyrodnieniowych lub uszkodzeń pourazowych w przyszłości [5, 6, 7].

Próba odejścia od ruchu na bieżni są urządzenia, których przykładem jest Gait Trainer firmy Rifton lub firmy Kaye Products. Jest to balkonik z kółkami oraz systemem do mocowania ciała pacjenta. Bardzo dużą zaletą tego urządzenia jest możliwość swobodnego poruszania się pacjenta po poziomych ciągach komunikacyjnych. Jednak, jeśli chodzi o rehabilitację to poważną wadą takich urządzeń jest, unieruchomienie miednicy, stosowanie do odciążania siodełek oraz niemożność prowadzenia takich ćwiczeń jak na przykład wchodzenie po schodach.

Urządzeniem niewątpliwie najbardziej zaawansowanym technologicznie, które niedawno pojawiło się na rynku jest opatentowane w bieżącym roku, w Stanach Zjednoczonych (patent nr US 7,883,450 B2) urządzenie o nazwie ZeroG. Jest to układ mechatroniczny do wspomagania ruchu człowieka w odciążeniu, umożliwiający przemieszczanie się osoby rehabilitowanej wzdłuż zadanej trajektorii. W zależności od aktualnego położenia człowieka wynikającego z fazy chodu, układ poprzez swoje napędy odpowiednio reaguje zapewniając zadaną wartość odciążenia.



Rys. 1. Lokomat firmy Hocoma – urządzenie do reedukacji chodu



Rys. 2. Ilustracja zastosowania urządzenia ZeroG, tryb pracy w odciążeniu przy schodzeniu ze schodów



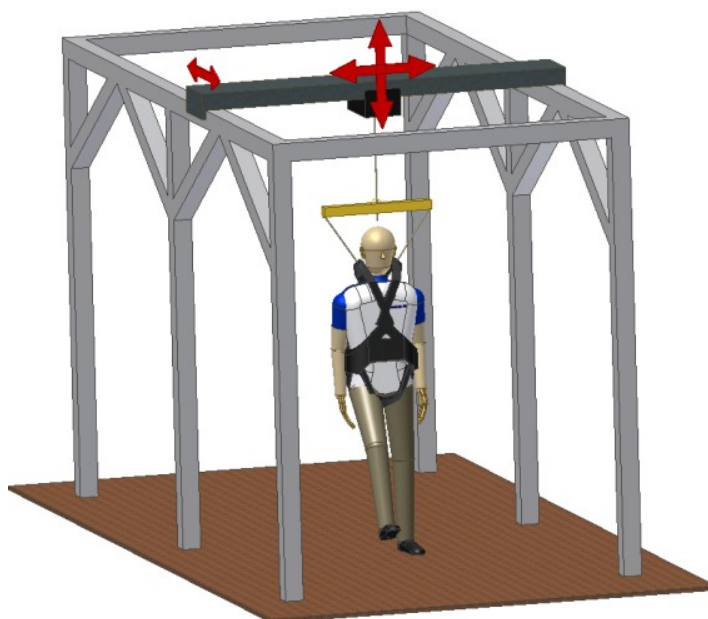
Rys. 3. Widok urządzenia ZeroG zainstalowanego do szyny prowadzącej

Wychodząc naprzeciw potrzebom, tj. nowoczesnego, rodzimego urządzenia do rehabilitacji osób z deficytem ruchowym, pracownicy Katedry Mechaniki Stosowanej podjęli się, w ramach projektu badawczego rozwojowego, budowy urządzenia w postaci

demonstratora technologii służącego reedukacji chodu, które będzie umożliwiało samodzielne poruszanie się pacjenta w odciążeniu.

2. KONCEPCJA URZĄDZENIA DO REEDUKACJI FUNKCJI LOKOMOCYJNYCH

W ramach pracy opracowano koncepcję mechatronicznego urządzenia do treningu funkcji lokomotorycznych przedstawioną na rys. 4. Urządzenie to ma służyć rehabilitacji pacjentów szpitalnych, ponownie uczących się chodzić, jako układ nadążny wspomagający odciążenie kończyn dolnych w trakcie chodu w przestrzeni ograniczonej ruchem suwnicy odbywającym się w płaszczyźnie poziomej. Urządzenie będzie umożliwiało reedukację funkcji lokomocyjnych, głównie chodu oraz wchodzenia po schodach. W urządzeniu zastosowany zostanie dynamiczny system zawieszenia pacjenta pozwalający na przemieszczanie się w naturalnej, wyprostowanej pozycji z możliwością przemieszczania się środka masy pacjenta zarówno w osi pionowej jak i poziomej. Zastosowanie układu zawieszenia pozwoli pacjentom, posiadającym deficyty ruchowe, na zwiększenie poczucia bezpieczeństwa podczas chodu oraz umożliwi realizację funkcji lokomocyjnych w odciążeniu. Istotnym elementem projektowanego urządzenia będzie układ napędowy wraz z układem sterowania, pracujący jako układ nadążny, pozwalający na sterowanie ruchem środka masy pacjentów oraz zapewniający odpowiedni poziom odciążenia. Urządzenie umożliwiać będzie ruchu we wszystkich kierunkach, a przestrzeń poruszania się ograniczona będzie jedynie przestrzenią konstrukcji suwnicy.



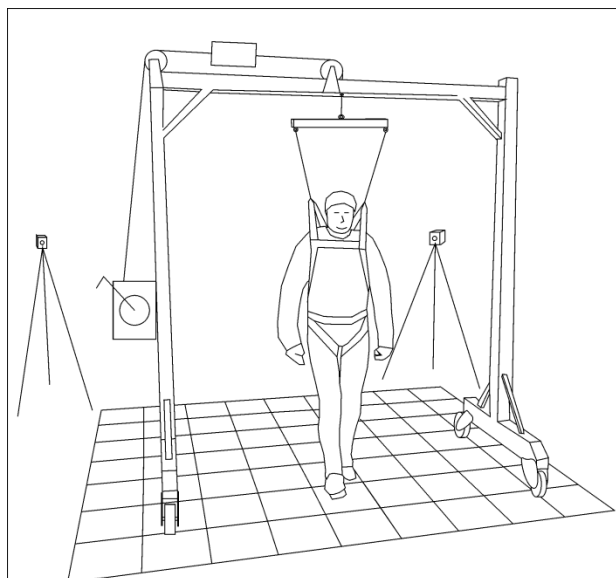
Rys. 4. Idea działania projektowanego urządzenia

3. BADANIA CHODU W ODCIĄŻENIU

W pierwszym etapie pracy, przeprowadzono wstępne badania doświadczalne chodu z i bez odciążenia statycznego. Na podstawie zarejestrowanych danych, wyznaczono wielkości kinematyczne - przemieszczenia charakterystycznych punktów antropometrycznych oraz środka masy ciała. Równocześnie prowadzono rejestrację rozkładu sił nacisku na stopę za pomocą systemu Medilogic. Uzyskane w ten sposób wielkości zostaną wykorzystane do

doboru parametrów geometrycznych urządzenia, parametrów mechanicznych i elektrycznych układów napędowych oraz do opracowania algorytmu sterowania.

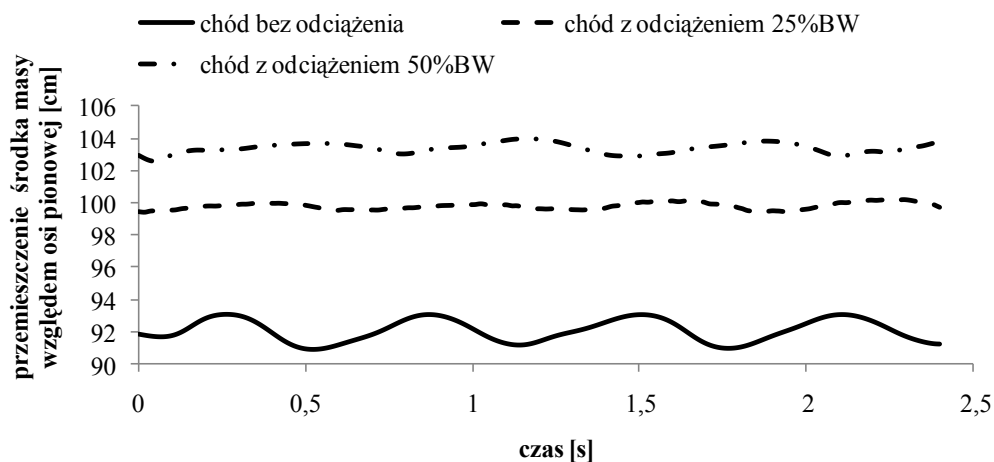
Badania zostały przeprowadzone w laboratorium Katedry Mechaniki Stosowanej, Politechniki Śląskiej. W trakcie badań wykorzystano suwnicę z zapadkowym mechanizmem podnoszenia, do którego zamontowano system zawieszenia. Wartość odciążenia (w spoczynku) była ustalana na podstawie odczytu z czujnika siły umieszczonego na linie mocującej system zawieszenia. Suwnica (Rys.4.) posiadała możliwość jazdy dzięki zamocowanym rolkom. Ruch postępowy suwnicy realizowano za pomocą sił mięśni ludzkich, przyłożonych po obu stronach konstrukcji.



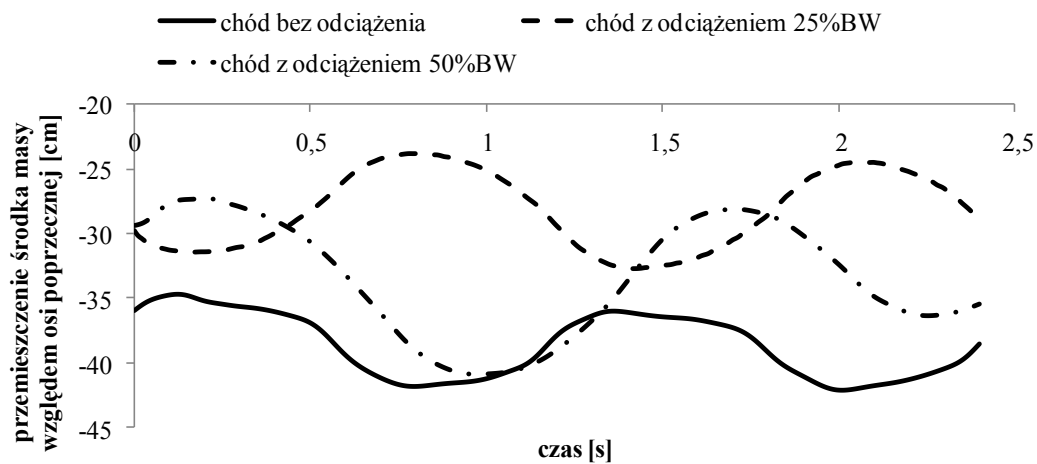
Rys. 5. Schemat stanowiska pomiarowego

Do wyznaczenia wielkości kinematycznych podczas chodu został wykorzystany optoelektroniczny system APAS. Ruch badanych osób rejestrowany był za pomocą dwóch cyfrowych kamer firmy Basler, z częstotliwością próbkowania wynoszącej 100 Hz. Ze względu na dużą obszerność wykonywanych ruchów, kamery rozstawiono w taki sposób, aby możliwe było dokładne wyznaczenie kinematyki kończyny dolnej i ruchu systemu zawieszenia. Zarejestrowany przez kamery obraz przesyłany był do komputera, gdzie za pomocą modułów optoelektronicznego systemu do analizy ruchu APAS dokonano obróbki filmów i wyznaczono położenia markerów rozmieszczonych na ciele badanej osoby, suwnicy oraz układzie zawieszenia. Badania rozkładu sił nacisku na stopy przeprowadzono za pomocą systemu Medilogic. System ten składa się z dwóch wkładek, które umieszcza się w butach osoby badanej, nadajnika oraz modemu podłączanego do komputera.

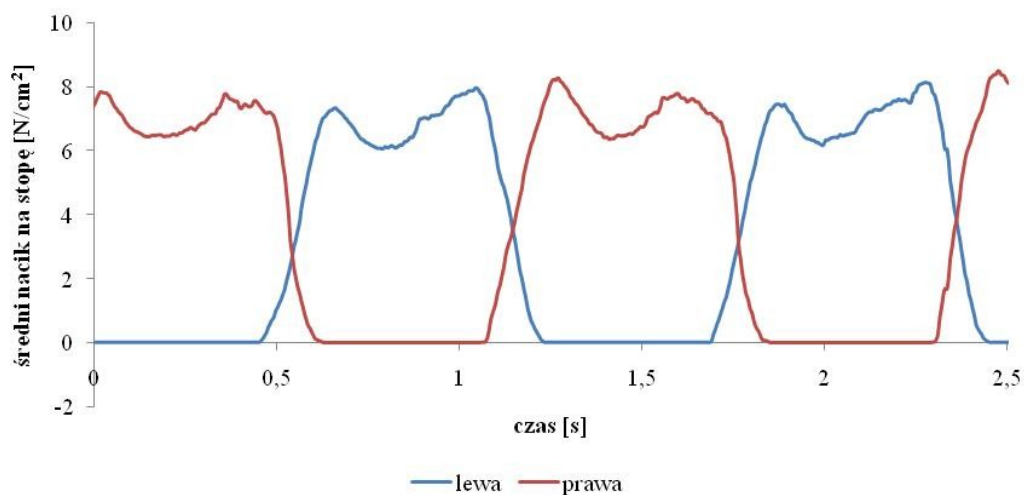
Na podstawie przeprowadzonych badań wyznaczono przebiegi środka masy ciała badanej osoby oraz sił reakcji podłoża podczas chodu dla różnych wartości odciążenia. Na kolejnych wykresach przedstawiono przebiegi środka masy względem osi pionowej i poprzecznej oraz sił reakcji podłoża wyznaczone dla kilku cykli chodu bez odciążenia, z odciążeniem wynoszącym 25% i 50% ciężaru badanej osoby.



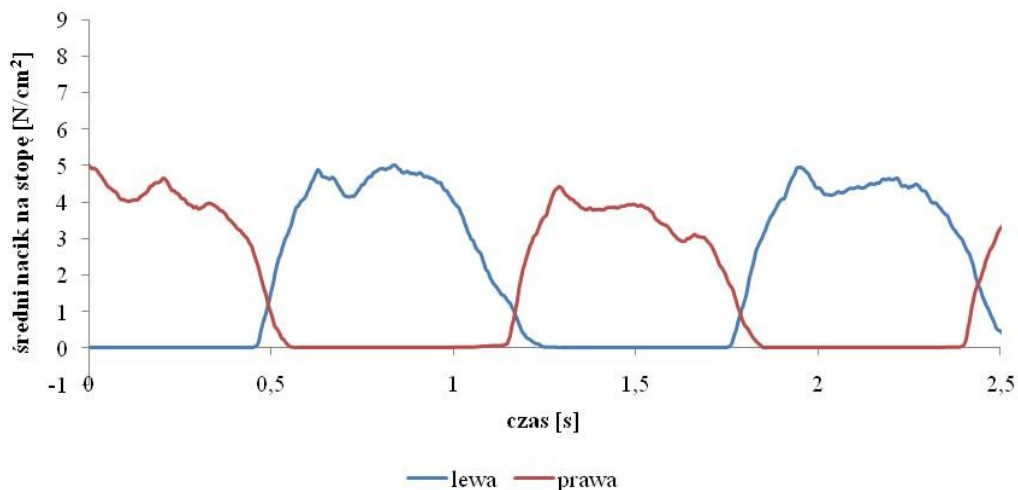
Rys. 6. Przemieszczenia środka masy względem osi pionowej



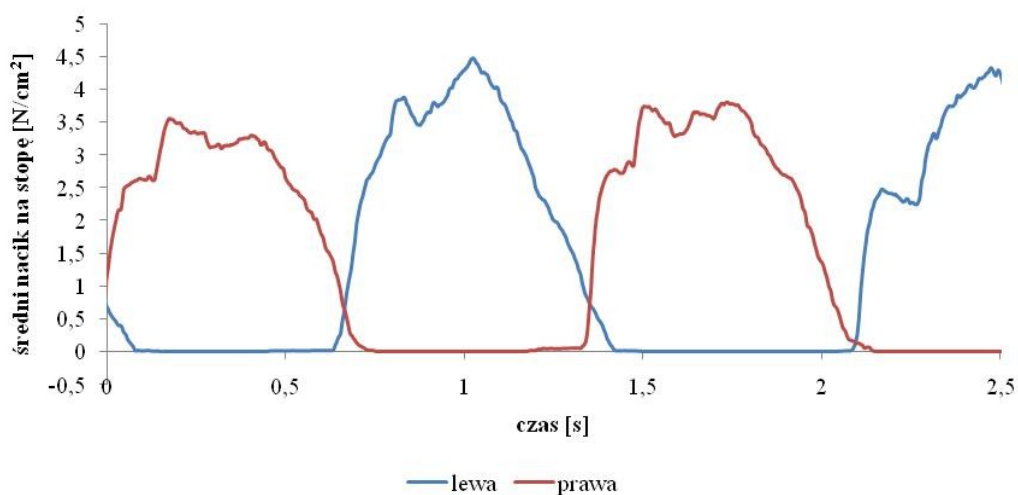
Rys. 7. Przemieszczenia środka masy względem osi poprzecznej



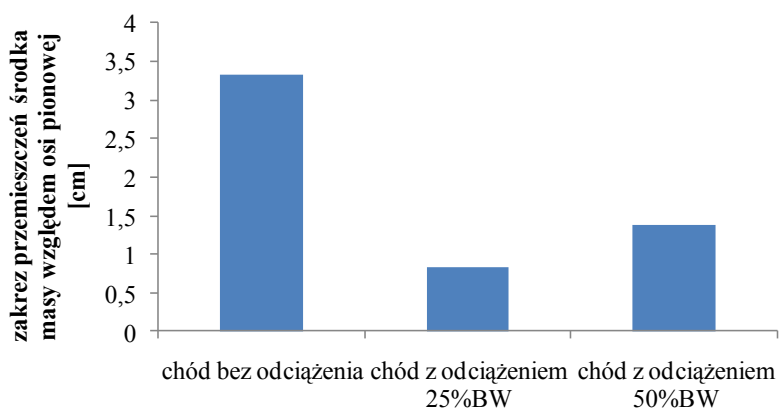
Rys. 8. Średni nacisk na stopy podczas chodu bez obciążenia



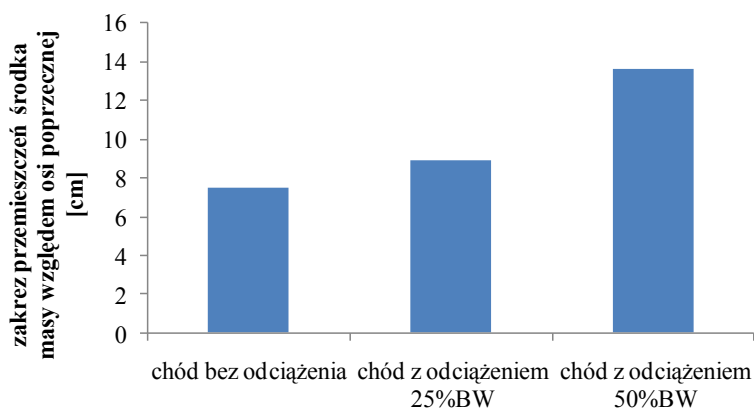
Rys. 9. Średni nacisk na stopy podczas chodu z 25% obciążeniem



Rys. 10. Średni nacisk na stopy podczas chodu z 50% obciążeniem



Rys. 11. Zakres przemieszczeń środka masy względem osi pionowej podczas chodu



Rys. 12. Zakres przemieszczeń środka masy względem osi poprzecznej podczas chodu

Analizując otrzymane wyniki pomiarów doświadczalnych można stwierdzić, że zastosowany układ obciążenia zaburza kinematykę chodu. Dla chodu w obciążeniu można zaobserwować znaczne spłaszczenie trajektorii środka masy na osi pionowej. W przypadku chodu bez obciążenia zakres zmian środka masy na kierunku pionowym wynosił około 3,5cm, dla chodu w obciążeniu zakres ten zmniejszył się do 0,8cm dla obciążenia odpowiadającego 25% masy badanej osoby oraz do 1,35cm dla obciążenia odpowiadającego 50% masy badanej osoby. Zmianie uległy również zakresy ruchu środka masy względem osi poprzecznej (ruchy boczne). Dla chodu bez obciążenia zakres ten wynosił 7,5cm, dla chodu w 25% obciążeniu zakres ten zwiększył się do 9cm, a dla chodu w 50% obciążeniu zakres ten zwiększył się dwukrotnie do 13,5cm. Zaobserwowane zmiany ruchu środka masy najprawdopodobniej wynikają z zastosowanego układu obciążenia, w którym obciążenie uzyskiwane było poprzez skrócenie długości linki, na której była podwieszona badana osoba. Analizując przebiegi sił nacisku na stopy można stwierdzić, że zadane wartości obciążenia spowodowały zmniejszenie wartości nacisków na stopy w podobnych zakresach jak zadane wartości obciążeń. Warto zwrócić również uwagę na fakt, że wraz ze wzrostem obciążenia zwiększeniu uległ czas cyklu chodu. Ponieważ badania przeprowadzono dla stałej prędkości chodu wynoszącej 4km/h, świadczyło to będzie o zmniejszeniu częstotliwości stawiania kroków przy jednoczesnym wydłużeniu długości kroku.

4. PODSUMOWANIE

Bazując na przedstawionej w pracy koncepcji mechatronicznego urządzenia do reedukacji funkcji lokomocyjnych, przeprowadzono badania doświadczalne chodu w obciążeniu, na specjalnie do tego celu opracowanym stanowisku pomiarowym. Uzyskane wyniki pomiarów pozwoliły na sformułowanie wytycznych do projektowanego urządzenia. Biorąc pod uwagę dokonaną analizę wyników pomiarów doświadczalnych można stwierdzić, że układ obciążający oraz zastosowany układ sterowania urządzenia powinien:

- zapewniać możliwość chodu z dogodną dla pacjentów prędkością,
- zapewniać możliwość przemieszczeń środka masy względem osi pionowej w zakresie około 4cm, niezależnie od zadanej wartości obciążenia,
- zapobiegać nadmiernym przemieszczeniom środka masy względem osi poprzecznej.

Realizacja przedstawionych założeń wymagała będzie zastosowania napędu suwnicy z regulatorem silnika o zamkniętej pętli działania reagujących na informacje zwrotne z wieloosiowych czujników wychyleń pacjenta od pozycji pionowej oraz czujników sił.

Układ sterowania zaimplementowany w urządzeniu powinien zapobiegać upadkowi pacjenta poprzez przejęcie ciężaru pacjenta przez układ odciążający. Wymagało to będzie kontrolera czasu rzeczywistego w układzie sterowania silników napędowych. Odpowiednio dobrane reguły sterujące powinny zapewnić optymalną pracę układu ze względu na cel rehabilitacji, bezpieczeństwo i komfort pacjenta.

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2011 – 2013 jako projekt badawczy rozwojowy NR03-0040-10.

LITERATURA

- [1] Nowotny Janusz, Saulicz Edward, Gieremek Krzysztof: Podstawy fizjoterapii, Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach, 2000
- [2] Hesse S., Werner C.: Connecting research to the needs of patients and clinicians, Brain Research Bulletin, 2009, vol. 78, pp. 26-34
- [3] Cooper R.A., Dicianno B.E., Brewer B., LoPresti E., Ding D., Simpson R., Grindle G., Wang H.: A perspective on intelligent devices and environments in medical rehabilitation, Medical Engineering & Physics, 2008, vol. 30, pp. 1387-1398
- [4] Magagnin V., Porta A., Fusini L., Licari V., Bo I., Turiel M., Molteni F., Cerutti S., Caiani E.G.: Evaluation of the autonomic response in healthy subjects during treadmill training with assistance of a robot-driven gait orthosis, Gait & Posture, 2009, vol. 29, pp. 504-508
- [5] Hidler J.M., Wall A.E.: Alteration in muscle activation patterns during robotic-assisted walking, Clinical Biomechanics, 2005, vol. 20, pp. 184-193
- [6] Veneman J.F., Menger J., van Asseldonk E.H.F., van der Helm F.C.T., van der Kooij H.: Fixating the pelvis in the horizontal plane affects gait characteristics, Gait and Posture, 2008, vol. 28, pp. 157-163
- [7] Liebermann D.G., Buchman A.S., Franks I.M.: Enhancement of motor rehabilitation through the use of information technologies, Clinical Biomechanics, 2006, vol. 21, pp. 8-20

]

THE CONCEPTION OF A MECHATRONIC DEVICE FOR LOCOMOTOR TRAINING

Summary: The conception of a device for locomotor functions rehabilitation is presented in the paper. Design process was predicted by experimental research into gait in unloaded conditions carried out in a special measuring stand. Obtained results enabled elaboration of guidelines for designing device.