

PROBLEMY NIEKONWENCJONALNYCH UKŁADÓW ŁOŻYSKOWYCH

Łódź 09-10 maja 1995 roku

Krzysztof Jaworek, Bartosz Jędrzejewski
(Politechnika Warszawska)

HINETYKA STAWU BIODROWEGO I KOLANOWEGO PODCZAS NORMALNEGO CHODU CZŁOWIEKA

SŁOWA KLUCZOWE

lokomocja dwunożna człowieka, wykresy fazowe, przestrzeń stanu, wzorce chodu, bezprzewodowy elektrogoniometr nowego typu, stacja diagnostyczna chodu człowieka

STRESZCZENIE

W pracy przedstawiono niekonwencjonalną metodę i urządzenie do szacowania średniej mocy rozwijanej przez zaangażowane zespoły mięśniowe obsługujące stawy biodrowe i kolanowe człowieka. Metoda ta umożliwiła rezygnację ze stosowania w badaniach chodu człowieka kosztownej aparatury pomiarowej, produkowanej tylko przez kraje wysoko rozwinięte

WPROWADZENIE

Badania doświadczalne chodu człowieka są prowadzone przy użyciu bardzo kosztownej aparatury pomiarowej typu telewizyjnego, rejestrowane są siły reakcji między stopą a podłożem za pomocą kosztownych platform dynamometrycznych. Uzyskane dane kinetyczne są wykorzystywane do szacowania momentów i mocy chwilowych rozwijanych przez zespoły mięśniowe obsługujące główne stawy nogi.

W pracy zaproponowano stosowanie w badaniach lokomocji dwunożnej człowieka metody płaszczyzny i przestrzeni stanu do opisu ruchu kończyny dolnej człowieka. Zastosowanie tych metod umożliwiło pominięcie w badaniach chodu człowieka bardzo kosztownej aparatury pomiarowej, produkcji zachodniej.

Dotychczas w badaniach chodu człowieka nie stosowano przestrzeni stanu $o_f w_i e_i$ gdzie:

kąt f jest to przemieszczenie względne biomechanizmu połączonego stawem, zaś $w_i = \dot{\phi}$

oraz $e_i = \ddot{\phi}$. Przemieszczenia względne f_i wyznaczano przeważnie za pomocą aparatury typu telewizyjnego. Dzięki współpracy z Wydziałem Mechanicznym Politechniki Turyńskiej uzyskano mechanizm zwany mechanizmem turyńskim, służący do rejestracji przemieszczeń względnych f_i w stawie biodrowym i kolanowym człowieka.

t Projekt badawczy nt.: Development of a mechanical simulation of human gait - umowa ME/NSF-9-159 między Politechniką Warszawską a Uniwersytetem Stanowym w Columbusie, Ohio, USA.

Zbudowano bezprzewodowy elektrogoniometr nowego typu do badań lokomocji dwunożnej człowieka za pomocą metody płaszczyzny i przestrzeni stanu, w sposób dotychczas niesygnalizowany w piśmiennictwie fachowym.

ZASTOSOWANIE METODY PŁASZCZYZNY I PRZESTRZENI STANU W RUTYNOWYCH BADANIACH CHODU CZŁOWIEKA.

Bioelektryczna aktywność mięśni kończyny dolnej w sposób widoczny zależy od położenia kończyny, a nie od czasu. Usunięcie zatem czasu z danych opisujących ruch kończyny i całego ciała podczas chodu, uczyni analizę ruchu przejrzystą i przystępną.

Już Gibbs [1] w badaniach równowagi chemicznej zrezygnował z czasu jako jawnej zmiennej i sporządził wykresy badanego procesu w taki sposób, aby każdy punkt był określony przez parę współrzędnych prostokątnych (q, \dot{q}) , przy czym q - była to wielkość charakteryzująca obserwowany proces, zaś \dot{q} - oznaczała pochodną względem czasu tej wielkości. Para punktów (q, \dot{q}) na płaszczyźnie zwaną płaszczyzną fazową w układzie $Oq \dot{q}$, charakteryzuje stan ruchu badanego układu za pośrednictwem torów fazowych. Jeżeli wprowadzimy drugą pochodną względem czasu \ddot{q} , to trójka punktów (q, \dot{q}, \ddot{q}) opisuje stan ruchu badanego układu w przestrzeni stanu za pośrednictwem trajektorii stanu.

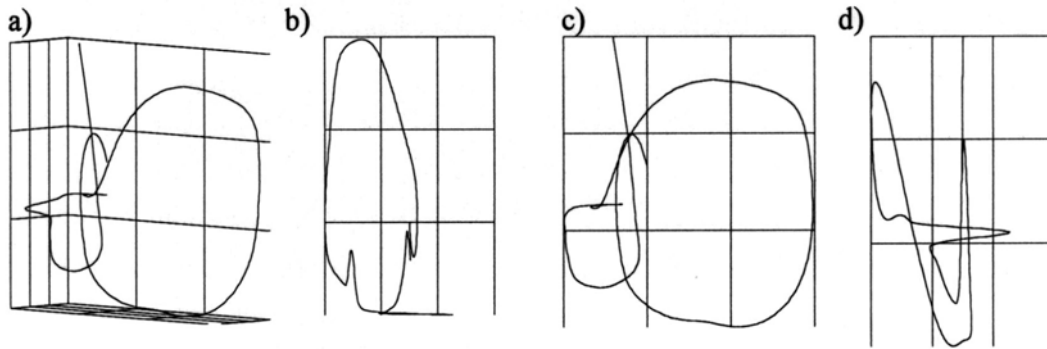
Dotychczas przeprowadzane badania lokomocji dwunożnej człowieka za pomocą metody płaszczyzny fazowej i przestrzeni stanu wykazały, że kształt toru fazowego lub trajektorii stanu zależy w znaczący sposób od wyboru współrzędnej stanu q [1]. Niewłaściwy wybór współrzędnej powoduje lepsze odwzorowanie fazy wymachu nogi, zaś gorsze odwzorowanie fazy podporowej. Przyjęcie za współrzędną stanu q względnego kąta między wybranymi segmentami nogi lub miednicy i uda, pozwala uzyskiwać czytelne tory fazowe i trajektorie stanu dla fazy podporowej i wymachu nogi.

Z reguły chód człowieka bada się dla względnie stałej prędkości i częstotliwości kroczenia. Przebiegi kątów względnych między udem a golenią i tułowiem a udem są wtedy nieharmonicznymi, cyklicznymi funkcjami czasu. Są to stabilne drgania dwóch segmentów ciała: tułowia i uda oraz uda i goleni.

Rysunek I zestawia przykład *ruchu* stawu biodrowego w przestrzeni stanu $O\phi_B \dot{\phi}_B \ddot{\phi}_B$ z rzutami trajektorii stanu na odpowiednie płaszczyzny: $O\phi_B \dot{\phi}_B$, $O\phi_B \ddot{\phi}_B$, $O\dot{\phi}_B \ddot{\phi}_B$. Przebieg kąta względnego $\phi_B(t)$ między tułowiem a udem podczas normalnego chodu osobnika zdrowego w wieku dojrzałym zarejestrowano za pomocą mechanizmu turyńskiego i bezprzewodowego elektrogoniometru nowego typu (opis w tekście). Osoba badana kroczyła po płaskiej powierzchni ze względnie stałą prędkością i częstotliwością wykonywania pojedynczych kroków w jednostce czasu.

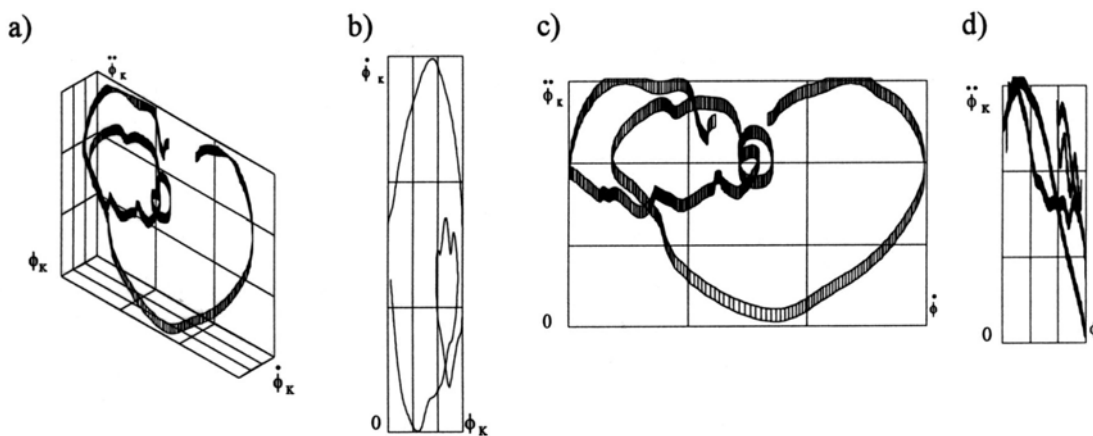
Szczególnie przydatny w badaniach kinetyki stawu biodrowego okazał się rzut trajektorii stanu na płaszczyznę $O\dot{\phi}_B \ddot{\phi}_B$ [2].

Do prezentacji chodu w przestrzeni stanu wykorzystywano środowisko programu AUTO-CAD v. 12 firmy Autodesk@.



Rys. 1. Trajektorie stawu biodrowego: a) w przestrzeni stanu $0\phi_B \ \dot{\phi}_B \ \ddot{\phi}_B$, b) rzut trajektorii stanu na płaszczyznę fazową $0\phi_B \ \dot{\phi}_B$, c) rzut trajektorii stanu na płaszczyznę fazową $0\phi_B \ \dot{\phi}_B$, d) rzut trajektorii stanu na płaszczyznę fazową $0\phi_B \ \dot{\phi}_B$.

Na rysunku 2 pokazano przykładowy *ruch* stawu kolanowego w przestrzeni stanu i rzuty trajektorii $0\phi_K \ \dot{\phi}_K \ \ddot{\phi}_K$ stanu na płaszczyzny fazowe $0\phi_K \ \dot{\phi}_K$, $0\dot{\phi}_K \ \ddot{\phi}_K$, $0\phi_K \ \ddot{\phi}_K$. Warunki pomiarowe analogiczne jak przy rejestracji ruchu stawu biodrowego.



Rys. 2. Trajektorie stanu stawu kolanowego: a) trajektoria stanu stawu kolanowego przestrzeni stanu $0\phi_K \ \dot{\phi}_K \ \ddot{\phi}_K$, b) rzut trajektorii stanu na płaszczyznę fazową $0\phi_K \ \dot{\phi}_K$, c) rzut trajektorii stanu na płaszczyznę fazową $0\dot{\phi}_K \ \ddot{\phi}_K$, d) rzut trajektorii stanu na płaszczyznę fazową $0\phi_K \ \ddot{\phi}_K$.

Szczególnie przydatna w dalszych badaniach jest trajektoria fazowa typu $\phi_K (\dot{\phi}_K)$ [1].

ZWIĄZEK METODY PŁASZCZYZNY FAZOWEJ Z OPISEM ENERGETYCZNYM FAZY PODPOROWEJ PODCZAS NORMALNEGO CHODU CZŁOWIEKA.

Modelowanie matematyczne chodu człowieka jak i pomiary kinetyczne wykonane za pomocą specjalistycznej aparatury pomiarowej, umożliwiając przedstawienie wyników badań za pomocą wykresów lub tabel wartości mocy chwilowych rozwijanych przez

zespoły mięśniowe obsługujące stawy biodrowe, kolanowe i skokowe człowieka. Taka prezentacja wyników badań chodu jest jednak mało przydatna w globalnej ocenie ruchu i różnicowaniu osób badanych [1].

Postać wzoru uśredniającego wartości mocy chwilowej rozwijanej przez zespoły mięśniowe obsługujące trzy główne stawy nogi w fazie podporowej jest następująca:

$$P_M = \sum_{i=1}^3 \left[\frac{1}{T_-} \int_{t_1}^{t_2} |p_i(t)|^p dt \right]^{\frac{1}{p}} \quad (1)$$

gdzie: $p_i(t)$ - przebieg mocy chwilowej rozwijanej w i-tym głównym stawie nogi człowieka, p - parametr oceny, jeżeli $p=2$, to $[P_M]=$ Waty, i - wskaźnik opisujący staw biodrowy, kolanowy i skokowy.

Wzór (1) przyjęto nazywać globalnym wskaźnikiem mocy kończyny dolnej człowieka w fazie podporowej.

Stosując metodę płaszczyzny fazowej można uprościć wyznaczanie średniej mocy wg. wzoru (1) w sposób dotychczas niespotykany w piśmiennictwie fachowym.

W prowadzonych badaniach stałoprędkościowego i stałoczęstotliwościowego chodu

człowieka zauważono występujące na wykresach fazowych $\ddot{\phi}_B (\dot{\phi}_B)$, $\dot{\phi}_K (\phi_K)$ charakterystycznych małych i dużych pętli [1].

Stwierdzono, że:

- wraz ze wzrostem prędkości i częstotliwości chodu - rośnie pole tzw. małych

pętli na wykresach $\ddot{\phi}_B (\dot{\phi}_B)$ i $\dot{\phi}_K (\phi_K)$.

- im większe jest pole małej pętli, tym większa jest moc średnia rozwijana przez zespoły mięśniowe obsługujące stawy biodrowe i kolanowe w fazie podporowej stopy z podłożem.

Dwa powyższe spostrzeżenia badawcze pozwoliły opracować wzory na oszacowanie średniej mocy rozwijanej przez zespoły mięśniowe obsługujące te dwa główne stawy nogi człowieka. Otrzymano wzór na szacowanie średniej mocy rozwijanej przez zespoły mięśniowe obsługujące staw biodrowy w fazie podporowej [2]:

$$p_b = c_b \cdot m \cdot S_b, \quad (2)$$

gdzie: $c_b=0,03 \text{ m}^2\text{rd}^{-2}$ - stały współczynnik (wyznaczony dla osób zdrowych w wieku

młodzieńczym i dojrzałym), S_b - pole tzw. „małej pętli” na wykresie fazowym $\ddot{\phi}_B (\dot{\phi}_B)$ stawu biodrowego (w rd^2/s^3), m - masa osoby badanej (w kg).

Wzór na szacowanie mocy średniej dla stawu kolanowego jest następujący [1]:

$$p_k = c_k \cdot m \cdot \frac{S_k}{T_-} \quad (3)$$

gdzie: $c_k 0,45 \text{ m}^2\text{rd}^{-1}$ - stały współczynnik zależny od przedziału wiekowego osób badanych (podobnie jak dla stawu biodrowego obowiązuje dla osób zdrowych w wieku

młodzieńczym i dojrzałym), S_k - pole tzw. "małej pętli" na wykresie fazowym $\dot{\phi}_K (\phi_K)$ stawu kolanowego (w rd^2/s), T_- - czas trwania fazy podporowej stopy z podłożem (w sekundach), m - masa osoby badanej (w kg).

Obecnie prowadzone są prace, których celem jest opracowanie wzoru na szacowanie średniej mocy rozwijanej przez zespoły mięśniowe obsługujące staw skokowo-goleniowy

człowieka za pomocą wykresu fazowego typu $\dot{\phi}_{SK}$ (ϕ_{SK}), gdzie ϕ_{SK} jest kątem względnym między golenią a stopą [6].

CHARAKTERYSTYKI DYNAMICZNE NORMALNEGO CHODU CZŁOWIEKA JAKO TYPOWE WZORCE CHODU OSOBNIKÓW ZDROWYCH.

Dotychczas badania lokomocji dwunożnej prowadzono w dziedzinie czasu. Można wyznaczyć zależności analityczne, w których średnia moc rozwijana w fazie podporowej przez zaangażowane mięśnie w głównych stawach nogi będzie funkcją średniej prędkości

v chodu lub częstotliwości kroczenia f i masy osoby badanej. W tym celu wykonano cykl badań chodu sześciu osobników zdrowych w wieku młodzieńczym i dojrzałym za pomocą zaproponowanej metody i aparatury własnego pomysłu. Badania prowadzono z reguły dla trzech prędkości i częstotliwości kroczenia: wolnej, normalnej, szybkiej i bardzo szybkiej. W celu porównania metody własnej i metody klasycznej, stosowanej w rutynowych badaniach chodu człowieka, wykonano cykl badań za pomocą własnej aparatury i metody oraz systemu rejestracji ruchu ELITE-3D, zainstalowanego w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie. Badania wykonano w lipcu 1994 r.

Wyznaczono średnie moce rozwijane przez zespoły mięśniowe obsługujące stawy biodrowe i kolanowe za pomocą własnej aparatury i trzy główne stawy nogi za pomocą systemu ELITE-3D. Następnie znormalizowano wyniki dzieląc ich wartości przez masę m osoby badanej i podano w W/kg.

Na podstawie tabel wartości $P_B/m = F1(\bar{v})$, wyznaczono krzywe regresji. Należy tu szczególnie zaznaczyć, że badania własne prowadzono nie dla jednego kroku, tak jak się to robi w renomowanych laboratoriach lokomocji na Zachodzie, lecz dla wielu kroków na chodniku pomiarowym o długości $s \geq 10$ m.

Krzywe regresji opisujące zależność wskaźnika mocy PB stawu biodrowego i masy

osoby badanej m w funkcji średniej prędkości chodu \bar{v} , pokazano na rysunku 3. Równanie krzywej regresji ma postać:

$$\frac{P_B}{m} = 0,11 \cdot e^{1,41 \cdot \bar{v}}, \text{ [W/kg]} \quad (4)$$

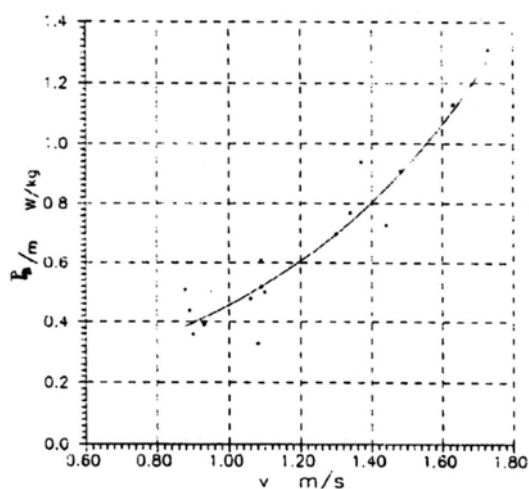
gdzie: \bar{v} - średnia prędkość chodu osoby badanej (w m/s), $[0,1 \text{ I}] = \text{W/kg}$, $[1,41] = \text{s/m}$.

Wymiary współczynników 0,11 i 1,41 nie mają interpretacji fizycznej. Wzór (4) ma charakter empiryczny a współczynniki wynikają z dopasowania wyników pomiarów i wielkości podstawionych do wzoru. Podobna uwaga dotyczy pozostałych wzorów empirycznych zamieszczonych w pracy.

Równanie krzywej regresji dla stawu kolanowego ma postać:

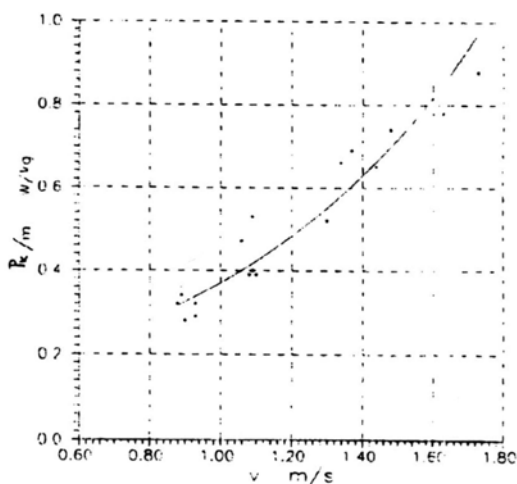
$$\frac{P_K}{m} = 0,10 \cdot e^{1,32 \cdot \bar{v}}, \text{ [W/kg]} \quad (5)$$

gdzie: \bar{v} - średnia prędkość chodu osoby badanej (w m/s), $[0,10] = \text{W/kg}$, $[1,32] = \text{s/m}$.



Rys. 3. Krzywa regresji opisująca zależność ilorazu wskaźnika mocy PB dla stawu biodrowego i masy m osoby badanej w funkcji średniej prędkości chodu \bar{v} osobnika zdrowego w wieku 28 lat

Rys. 4. Krzywa regresji opisująca zależność ilorazu wskaźnika mocy PK dla stawu kolanowego i masy m osoby badanej w funkcji średniej prędkości chodu \bar{v} osobnika zdrowego w wieku 28 lat



Uzyskane krzywe regresji z danych otrzymanych z bezprzewodowego elektrogoniometru porównano z krzywymi regresji uzyskanymi z systemu ELITE-3D. Maksymalne różnice wartości wskaźnika dla wybranych prędkości \bar{v} nie przekroczyły 5%.

Stosując system ELITE-3D zainstalowany w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie, wyznaczono dla sześciu osób badanych - średnią moc rozwijaną przez zespoły mięśniowe obsługujące główne trzy stawy nogi człowieka w fazie podporowej. Przykładową charakterystykę znormalizowanej średniej mocy P_M/m osobnika zdrowego w wieku 28 lat w funkcji średniej prędkości chodu \bar{v} , pokazano na rysunku 5. Wartości globalnego wskaźnika mocy P_M wyznaczono korzystając z systemu ELITE-3D oraz ze wzoru (1). Równanie krzywej regresji ma postać:

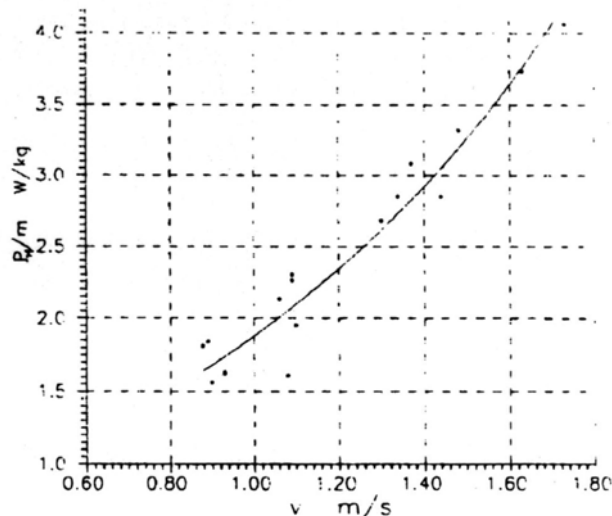
$$\frac{P_M}{m} = 0,62 \cdot e^{1,10\bar{v}}, \text{ [W/kg]} \quad (6)$$

gdzie: \bar{v} - średnia prędkość chodu osoby badanej (w m/s), [0,62]=W/kg, [4,10]=s/m.

W pracy [1] podano krzywe regresji opisujące zależność ilorazu wskaźnika mocy P_M , P_B , P_K , P_{SK} i masy m osoby badanej w funkcji średniej prędkości \bar{v} chodu dla znaczącej wybranej populacji osobników zdrowych w szerokim przedziale wiekowym 19-72 lata. Dane do zamieszczonych w rozprawie krzywych regresji zaczerpnięto z dostępnego

piśmiennictwa fachowego i badań własnych prowadzonych w kraju i granicą w ciągu ostatnich kilkunastu lat.

Rys. 5. Krzywa regresji opisująca zależność ilorazu globalnego wskaźnika mocy PM i masy osoby badanej m w funkcji średniej prędkości v chodu osobnika zdrowego w wieku 28 lat



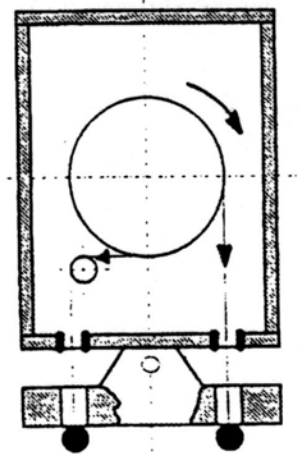
Istnieje zatem możliwość prowadzenia badań porównawczych z krzywymi regresji uzyskanymi dla znaczącej populacji osobników zdrowych w wieku młodzieńczym, dojrzałym i podeszłym. Wynikające z porównania różnice wartości wskaźnika mocy dla wybranych średnich prędkości chodu v mogą stanowić podstawę do obiektywnej oceny sprawności i diagnozowania stanu układu ruchu osoby badanej.

WŁASNA APARATURA BADAWCZA

W firmie BaRTS (Biomchanics and Robotics Technology & System) zbudowano bezprzewodowy elektrogoniometr nowego typu. Umożliwia on pomiar kątów względnych ϕ_i w stawie biodrowym i kolanowym człowieka oraz czasy trwania faz podporowych T_- i wymachu T_+ nogi lewej i prawej [3]. Zbudowana aparatura umożliwia przede wszystkim stosowanie metody płaszczyzny fazowej do szacowania średniej mocy rozwijanej przez zaangażowane zespoły mięśniowe obsługujące stawy biodrowe i kolanowe osób badanych.

MECHANIZM TURYSKI

Na Wydziale Mechanicznym Politechniki Turyńskiej zbudowano mechanizm, który umożliwia pomiary kątów względnych ϕ w stawach biodrowych i kolanowych człowieka podczas chodu. Na Rys.6 pokazano przekrój wzdłuż osi pionowej mechanizmu turyńskiego. Prostopadłościan plastikowy o wymiarach 40x40x8 mm zawiera w sobie mechanizm zwijający. Na części ruchomej, którą jest plastikowy krążek zamocowane są dwie cienkie linki nylonowe o średnicy 0,18 mm. Każda z nich jest nawinięta na krążek i przechodzi przez otwory w górnej części prostopadłościanu. Na zewnątrz obie linki są zamocowane do metalowej poprzeczki wykonanej z aluminium która to z kolei jest ustawiona równoległe do górnej powierzchni prostopadłościanu mechanizmu. Bardzo istotnym elementem mechanizmu są przepusty porcelanowe, stosowane w przemyśle włókienniczym, przez które są wyprowadzone linki nylonowe na zewnątrz, a następnie mocowane na poprzeczce metalowej mechanizmu.

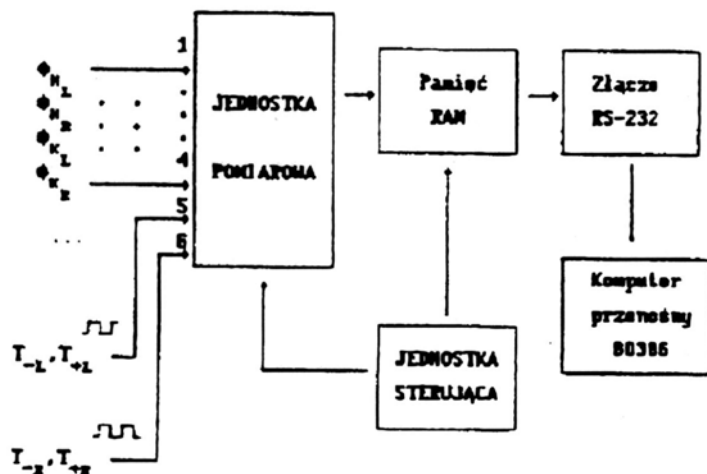


Rys. 6. Mechanizm turyński

Obie linki nylonowe są doczepiane i nawijane równocześnie na krążku plastikowym, co zapewnia równoległość poprzeczki do prostopadłościanu mechanizmu, tworząc w ten sposób paralelogram o zmiennej długości. Poprzeczka mechanizmu jest montowana na osi potencjometru. Cały mechanizm jest mocowany na jednym segmencie ciała np. w goleni. Potencjometr jest zamocowany na drugim segmencie np. na udzie i połączony z poprzeczką mechanizmu za pomocą wkrętu. Ruch dwóch segmentów biomechanizmu połączonych stawem powoduje obrót osi potencjometru.

UKŁAD AKWIZYCJI DANYCH POMIAROWYCH.

Cztery mechanizmy turyńskie wraz z potencjometrami i cztery czujniki stopowe mierzące czasy trwania faz podporowych T_{-} i wymachu nogi T_{+} są dołączane do autonomicznego, przenośnego układu akwizycji danych pokazanego na rysunku 7.



Rys. 7. Schemat blokowy układu akwizycji danych.

NIEKONWENCJONALNA STACJA DIAGNOSTYCZNA CHODU CZŁOWIEKA.

Po wykonaniu pomiarów, układ akwizycji danych przesyła próbki pomiarowe z pamięci typu RAM do komputera (Notebook 386SX za pośrednictwem interfejsu szeregowego RS232. Przykładowe wyniki działania bezprzewodowego elektrogoniometru zamieszczono w pracach [2] i [3].

Charakterystyki dynamiczne chodu człowieka, zarówno globalne jak i dla poszczególnych stawów nogi, umożliwiają opracowanie dla osób badanych ich kinetycznych

wzorców chodu. Oszacowane wartości (dla ustalonej średniej prędkości chodu \bar{v}) wskaźników mocy P_M , P_B , P_X , P_{SK} pozwalają na wyznaczenie zestawu wskaźników oceny lokomocji dwunożnej człowieka, które przyjęto nazywać: wskaźnikiem ruchu ϵ_M , współczynnikiem ruchu k_v i wskaźnikiem oceny lokomocji η . W rozprawie [1] podano metodę ich wyznaczania oraz interpretację fizyczną. Zestaw czterech wskaźników dla całej kończyny może stanowić wzorce ruchu osoby badanej dla względnie stałoprędkościowego i stałoczęstotliwościowego chodu. Przykładowy globalny wzorec ma postać: $X_G = X_G(P_M/m, \epsilon_M, k_v, \eta)$

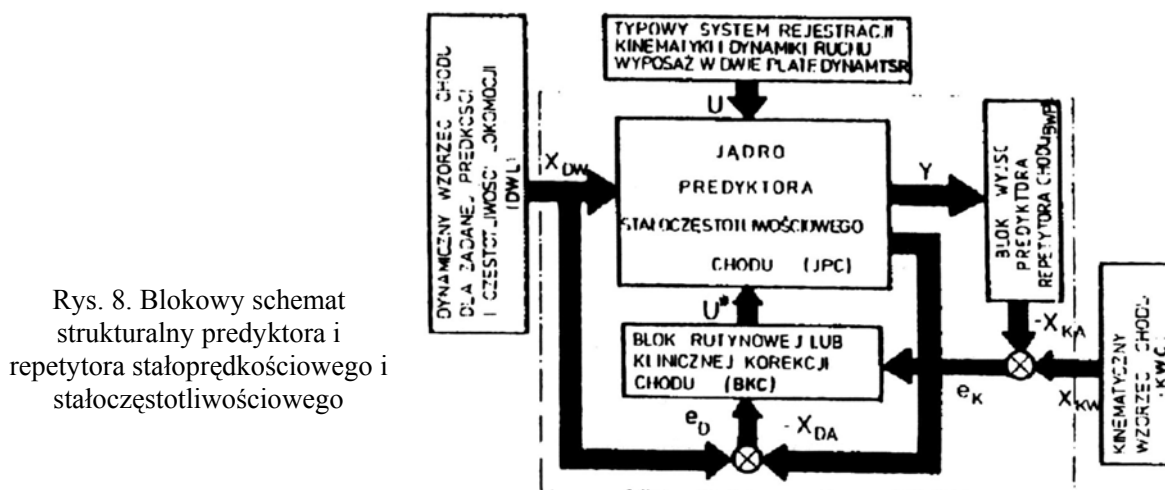
Przeprowadzone badania wykazały, że decydującym o ocenie procesu rehabilitacji kończyn dolnych i nauki chodzenia ma współczynnik ruchu k_v , [1]

$$k_v = 0,5 \cdot \frac{P_M}{E_{KM}}, s^{-1} \quad (7)$$

gdzie P_M - jest to globalny wskaźnik mocy całej kończyny obliczony wg. wzoru (1), E_{KM} - średnia energia kinetyczna rozwijana przez osobę badaną o masie m , podczas chodu, w płaszczyźnie strzałkowej po względnie płaskiej, poziomej i utwardzonej powierzchni, ze względnie stałą prędkością \bar{v} .

Interpretacja fizyczna współczynnika ruchu: "częstotliwość rozwijania średniej mocy P_M w fazie podporowej stopy z podłożem w celu podtrzymania rozwijanej średniej energii kinetycznej

E_{KM} co najmniej w jednym cyklu chodu w ruchu płaskim, po względnie równej i utwardzonej powierzchni w polu grawitacyjnym Ziemi. Możliwości zastosowania w praktyce klinicznej współczynnika ruchu opisano w rozprawie [1]. Koncepcja globalnego, kinetycznego wzorca ruchu (np. chodu ze względnie stałą prędkością i częstotliwością kroczenia) umożliwia budowę diagnostycznej stacji chodu człowieka. W skład takiej stacji wchodzi predyktor i repetytor ruchu opisany w rozprawie [1]. Na rysunku 8 pokazano blokowy schemat predyktora i repetytora chodu człowieka.



Rys. 8. Blokowy schemat strukturalny predyktora i repetytora stałoprędkościowego i stałoczęstotliwościowego

Predyktor i repetytor chodu człowieka składa się z następujących elementów:

- standardowego układu rejestracji kinetyki ruchu człowieka np.: bezprzewodowego elektrogoniometru nowego typu, system rejestracji ELITE -3D itp.,
- zestawu programów komputerowych oraz przetworzonych na sygnały sterujące działania rutynowe i kliniczne usprawniające chód pacjenta.
- wzorców kinetycznych chodu jak np. $X_G = X_G(P_M/m, \epsilon_M, k_v, \eta)$.

Korekcję lokomocji dwunożnej osoby badanej zapewniają rutynowe metody i czynności stosowane w kinezyterapii lub zabiegi operacyjne stosowane w ortopedii. Działania korekcyjne widoczne są za pośrednictwem bloku wyjść predyktora i repetytora lokomocji. Zasada działania predyktora i repetytora w trybie off line polega na nadażaniu aktualnego wzorca chodu X_A osoby badanej za wzorcem chodu X_W uzyskanym dla względnie dużej populacji osobników zdrowych w wieku młodzieńczym, dojrzałym i podeszłym. Błąd nadażania ujawnia się w predyktorze i repetytorze za pośrednictwem błędu kinematycznego e_K dynamicznego e_D . Wyniki uzyskane w bloku rutynowej lub klinicznej korekcji lokomocji umożliwiają udzielanie np. pacjentowi ogólnych wskazówek, które uwzględniane przez osobę badaną, mogą spowodować malenie błędu kinetycznego podczas chodu.

PODSUMOWANIE, DYSKUSJA I PERSPEKTYWY DALSZYCH BADAŃ.

Zaproponowana koncepcja uwalniania wyników pomiarów chodu człowieka od zmiennej niezależnej jaką jest czas, czyni analizę ruchu bardziej przejrzystą i czytelną. Uzależnienie wyników pomiarów i wskaźników oceny od średniej prędkości chodu osób badanych pozwoliło opracować charakterystyki dynamiczne zespołów mięśniowych obsługujących główne stawy nogi. Takie charakterystyki nie były dotychczas stosowane w biomechanice chodu człowieka [1]. Charakterystyki dynamiczne umożliwiają wyznaczenie aktualnych, globalnych kinetycznych wzorców chodu osób badanych. Zaproponowano koncepcję predyktora i repetytora stałoprędkościowego i stałoczęstotliwościowego chodu człowieka, który jest głównym elementem badawczej stacji diagnostycznej lokomocji dwunożnej człowieka. W stacji diagnostycznej będą wyznaczane charakterystyki dynamiczne typu $P_i/m=F_1(\dot{v})$, a następnie aktualne wzorce chodu, które będzie można porównywać ze wzorcem sporządzonym dla względnie licznej próbki osób zdrowych zarejestrowanych w bazie danych stacji. Wynikające z tych porównań różnice mogą stanowić cenną i obiektywną informację dla np. kinezyterapeuty prowadzącego proces usprawniania chodu pacjenta.

Proponowana metoda przestrzeni i płaszczyzny fazowej umożliwiła budowę urządzeń do rejestracji i oceny chodu człowieka, bez potrzeby posługiwania się bardzo kosztowną aparaturą zachodnią. Zaproponowany kinetyczny wzorec ruchu i metoda porównywania go w stacji diagnostycznej z aktualnym wzorcem chodu osoby badanej umożliwia ilościową regulację w organizmie wydatku energetycznego oraz obiektywną ocenę wykonywanego ruchu. Stacja diagnostyczna umożliwi „kształtowanie” estetyki chodu w taki sposób, aby uzyskane rezultaty np. w czasie trwania nauki chodzenia, nie kolidowały z ogólnie przyjętymi normami w kinezyterapii i w życiu codziennym.

Istnieje zatem pilna potrzeba prowadzenia codziennych, rutynowych badań w stacji diagnostycznej chodu osób zdrowych w wieku młodzieńczym i dojrzałym oraz budowy odpowiedniej bazy danych. Na Politechnice Warszawskiej rozpoczęto budowę takiej stacji, której głównym elementem będzie bezprzewodowy elektrogoniometr nowego typu wyposażony nowe czujniki przemieszczenia względnej firmy Penny & Giles Company [6].

LITERATURA

1. Jaworek K.: *Metoda wskaźnikowa oceny lokomocji człowieka na przykładzie chodu i biegu. Rozprawa habilitacyjna. Wyd. Instytutu Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN, nr 32, Warszawa, 1992,*

2. Jaworek K., Ferenc A.: *Estimating power of walking: Method and Instrumentation. Proc. of the 10-th CISM-IFTOMM Symp. on Theory and Practice of Robota and Manipuladora, Ro.Man.Sy.-10*, Gdańsk, 12-15 wrzesień, 1994 (w druku),
3. Ferenc A.: *O szacowaniu mocy w chodzie człowieka, metoda i oprzyrządowanie. Materiały XII Szkoły Biomechaniki, Wrocław, Szklarska-Poreba*, 20-30 październik 1994r. s. 90-93,
4. Jaworek K.: *Metody badania i oprzyrządowania nieliniowych układów biomechanicznych. Materiały XIV Ogólnopolskiej Konferencji Naukowo-Dydaktycznej Teorii Maszyn i Mechanizmów, Gdańsk/Gdynia*, 13-26 listopad, 1994, s. 65-71,
5. Jaworek K.: *Opracowanie metod i algorytmów do komputerowego modelowania i automatycznej oceny lokomocji dwunożnej człowieka i czteronożnej maszyny kroczącej. Materiały seminarium naukowego nt.: Projekty badawcze, granty w dziedzinie robotyki, PIAP, Warszawa*, grudzień, 1994, s. 164-171,
6. Jaworek K., Ferenc A.: Kodelski R., Jóźko M., Talar J.: *Mechatronics approach to the investigation of human gait. (referat zgłoszony na IX Światowy Kongres Teorii Maszyn i Mechanizmów, Mediolan, Włochy*, 30-31 sierpień, 1995).

KINETICS OF HIP AND KNEE JOINTS DURING NORMAL WALKING OF A MAN

SUMMARY

This paper presents new method and tools used for unconventional assessing the human gait. Up till now experimental investigations of a man locomotion require very expensive measuring equipment. The paper describes new method of assessing non-linear oscillations excited during bipedal locomotion with relatively constant speed and frequency. Using this method as a foundation, a new type of wireless electrogoniometr for dynamit investigations of multisteps human bipedal locomotion under field conditions was built and experimental results are presented. Proposed method and device named diagnostic human gait test-stand enable the avoidance of expensive measuring equipment produced only in highly developed countries.

Recenzował: prof dr hab. inż. Jan Burcan