

APARATURA BADAWCZA I DYDAKTYCZNA

Zasobometer – przyrząd wspomagający układ kroczący człowiek – egzoskeleton

KRZYSZTOF JAWOREK¹, JAN PIWNIK^{1,2}, KRZYSZTOF KAMIL ŻUR¹, PIOTR BARANOWSKI²

¹POLITECHNIKA BIAŁOSTOCKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY

²CENTRALNY OŚRODEK BADAWCZO ROZWOJOWY APARATURY BADAWCZEJ I DYDAKTYCZNEJ
COBRABID sp. z o.o.

STRESZCZENIE

W pracy podano nowe pojęcia, dotychczas nie stosowane w biomechanice chodu człowieka, zwane przez autorów pracy zasobami ruchu. Zasoby ruchu kończyn dolnych człowieka pozwalają – nie tylko na podstawie pomiarów kinematycznych dokonanych w czasie rzeczywistym – monitorować, kontrolować i oceniać w sposób dynamiczny stan i zmianę zasobu ruchu kończyn dolnych człowieka w warunkach klinicznych jak i polowych (na stadionach po różnorodnej powierzchni np. błocie, śniegu, trawie, schodach itp.)

W pracy zaproponowano innowacyjną aparaturę nowej generacji, do badania chodu człowieka i jego antropomorficznego egzoskeletonu, zwaną zasobometrem. Pracuje on w trybie on-line i pozwala ocenić chód człowieka „ubranego” w jego antropomorficzny egzoskeleton – równocześnie dla obu kończyn dolnych człowieka (operatora) i sztucznych egzoskeletonu (robota).

Cena rynkowa zasobometru jest kilkanaście razy mniejsza aniżeli systemów rejestracji ruchu jak np. włoski system optoelektroniczny ELITE-3D – produkowany przez włoską firmę BTS z Mediolanu.

Zasobometr – apparatus for supporting walking system of a man and his anthropomorphic exoskeleton

ABSTRACT

In this paper a new notion which has never been applied in investigation of human gait is described. This is MOTION RESOURCES COEFFICIENT named in polish language ZASOBY RUCHU.

On this paper a new Motion Resources Apparatus (the MRA) for supporting walking system OF A MAN AND HIS ANTHROPOMORPHIC EXOSKELETON has been presented. The MRA is an apparatus of a new generation which allows investigation multi-step of human gait and his exoskeleton.

The MRA is an apparatus of a new generation which allows to reduce significantly cost of investigation multistep of human gait – in natural condition.

1. STAN WIEDZY W ZAKRESIE BADAŃ NAD CHODEM CZŁOWIEKA I NOWE PODEJŚCIE W OPISIE KROCZENIA CZŁOWIEKA

Stan wiedzy w zakresie badań nad chodem człowieka i nowe podejście w opisie kroczenia „ciągną” się, aż od starożytności.

Znane są dwa dzieła Arystotelesa na ten temat jak:

- „O ruchu zwierząt”,
- „O przestrzennym poruszaniu się zwierząt” [1, 2].

Do roku 1873 badania chodu miały charakter jakościowy. Dopiero wynalezienie kamery filmowej przez Francuza E.J. Marey’a i Anglika E. Muybridge’a umożliwiły dynamiczny rozwój badań ilościowych nad chodem człowieka, który trwa do dnia dzisiejszego. Prace francuskiego matematyka J.H. Poincarégo (z 1880 r.) pozwoliły (w latach 80-tych ubiegłego wieku) wyeliminować „pozornie” czas z opisu chodu człowieka. Zauważono bowiem, że np. stan kończyny dolnej człowieka nie zależy od czasu lecz od położenia!

Ten pomysł umożliwił opracowanie nowych metod i konstrukcję innowacyjnych aparatów, przyrządów do badań chodu człowieka – w warunkach nie-laboratoryjnych.

Pierwsza Wojna Światowa przyspieszyła, w znaczącym sposób badanie nad chodem człowieka. Wojna „wygenerowała” wiele kalek (np. bez jednej albo dwóch kończyn dolnych). Powstała zatem pilna potrzeba opracowania i wyprodukowania na dużą skalę protez kończyn dolnych. Badacze chodu człowieka, rehabilitanci i ortopedzi nie znali przed rokiem 1916 przebiegów sił reakcji podłoża, podczas chodu człowieka.

Francuz L. Lauru, w 1916 r., wpadł na pomysł budowy platformy piezoelektrycznej, w której wykorzystano zjawisko piezoelektryczne odkryte przez braci Curie, w roku 1880. Platformę Lauru udoskonaliła szwajcarska firma Kistler.

Jest to jednak bardzo kosztowna aparatura. Średni koszt tej platformy wynosi około 30 000 USD, ale pozwala ona nawet rejestrować bicie serca osoby (nie oddychającej) na niej stojącej.

Badacz Francuz E.J. Marey opracował fotograficzną metodę rejestracji chodu człowieka i zaproponował rejestrację tzw. cyklokinogramu, który do dnia dzisiejszego jest stosowany w badaniach nad chodem człowieka. Budowanie cyklokinogramu, wymaga rejestracji chodu człowieka, na tle odpowiedniego układu odniesienia. Główne stawy np. nogi człowieka (są widoczne na filmie), gdyż wg pomysłu J.E. Marey’a umieszcza się w nich (czynne lub bierne znaczniki-markery). Badany osobnik jest ubrany w czarny kostium (ściśle przylegający do jego ciała), a

osie np. głównych stawów nogi są zaznaczone białymi (kilkumilimetroowymi) znacznikami.

Budowa cyklokinogramu wymaga znajomości współrzędnych osi głównych stawów nogi człowieka, podczas chodu np. w płaszczyźnie strzałkowej ruchu. Odczytywanie współrzędnych ortokartezjańskich, z zarejestrowanego (na taśmie filmowej), ruchu osoby badanej jest:

- pracochłonne,
- bardzo męczące oczy osoby odczytującej współrzędne ortokartezjańskie,
- długotrwałe.

Powstał pomysł (w latach 80-tych ubiegłego wieku), aby ten proces zautomatyzować, gdyż dopiero wtedy metody badania chodu człowieka będą miały aspekt kliniczny i praktyczne zastosowanie do monitorowania, kontroli i oceny stanu aparatu kroczenia pacjentów.

Z lekarskiego punktu widzenia liczy się efekt „dzisiaj pomiar jutro wynik i ocena aktualnego stanu aparatu kroczenia – w warunkach klinicznych”.

Przełomu w tej dziedzinie dokonało dwóch włoskich badaczy-biomechaników (z Centrum Bioinżynierii w Mediolanie): prof. A Pedotti i inż. G.C. Ferrigno).

Opracowali i zbudowali oni system optoelektryczny (wyposażony w platformę dynamometryczną Kistlera), początkowo o nazwie Elite-2D a później Elite-3D (do badań przestrzennych lokomocji dwunożnej człowieka), w warunkach laboratoryjnych.

System ten umożliwia:

- badanie jednego kroku,
- badanie jednej strony ciała,
- rejestrację chodu przestrzennego człowieka.

Do dnia dzisiejszego nie opracowano teorii chodu przestrzennego [2]. Większość badań dotyczy chodu w płaszczyźnie strzałkowej ruchu. Ponadto większość badań dotyczy badania i oceny fazy podporowej stopy z podłożem – podczas chodu.

Z dotychczasowych doświadczeń wiadomo, że 75-80%, średniej mocy rozwijanej przez główne zespoły mięśniowe nóg człowieka, „idzie” na fazę podporową, a tylko 20-25% (z całego cyklu chodu) na wymach kończyny dolnej. Stąd wniosek, że badania (podstawowe) o aspekcie klinicznym należy prowadzić:

- dla fazy podporowej stopy z podłożem, podczas chodu,
- szacować wartość zasobu ruchu u osób badanych, dla różnych prędkości i częstotliwości kroczenia,
- oceniać zmiany zasobu ruchu, co umożliwi diagnostykę aparatu kroczenia pacjentów, w długim czasie (np. w cyklu czterotygodniowym).

2. NOWE POJĘCIE W BIOMECHANICE CHODU CZŁOWIEKA – ZASÓB RUCHU

Wzór definiujący zasoby ruchu jest następujący [3, 4]:

$$ZRC = \sum_{i=1}^3 P_{-i} \cdot f, \quad W/s \quad (1)$$

gdzie:

P_{-i} – średnia moc rozwijana w fazie podporowej stopy z podłożem podczas chodu (W),

f – częstotliwość kroczenia rozumiana jako iloraz np/t gdzie: np – liczba pojedynczych kroków wykonana podczas chodu po chodniku pomiarowym w czasie t, (Hz).

Średnią moc, dla i-tego głównego stawu nogi człowieka obliczamy ze wzoru:

gdzie:

$$P_{-i} = \sqrt{\frac{1}{T_{-i}} \int_0^{T_{-i}} p_{-i}^2 dt}, \quad W \quad (2)$$

P_{-i} – średnia moc rozwijana w i-tym stawie przez główne zespoły mięśniowe tego stawu, w fazie podporowej stopy z podłożem podczas chodu (W),

p_{-i} – chwilowa moc rozwijana w i-tym stawie przez główne zespoły mięśniowe tego stawu, w fazie podporowej stopy z podłożem podczas chodu (W),

T_{-i} – czas trwania fazy podporowej (s).

Typowe trzy przebiegi mocy chwilowej (dla normy tj. osoby młodej, zdrowej i sprawnej fizycznie) wykonuje się dla trzech głównych stawów nogi człowieka takich jak:

- biodrowy,
- kolanowy,
- skokowo-goleniowy.

Przebiegi te pokazano na Rysunku 1.

Okres impulsowania (na osi czasu t) wynosił $\Delta T = 0,02s$. Moc chwilowa (oś y) jest znormalizowana do masy (w kg) osoby badanej. Wyznaczenie mocy chwilowych wymaga bardzo kosztownej aparatury np. systemu optoelektronicznego ELITE-3D, wyposażonego w platformę dynamometryczną szwajcarskiej firmy Kistler[1].

Koszt zestawu wynosi około 200.000 USD (opis systemu w dalszej części artykułu).

Okazuje się, że średnia moc wyznaczona ze wzoru (2) może być oszacowana z wykresu fazowego i-tego stawu nogi osoby badanej.

Pierwszy autor artykułu, na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie, zauważył EFEKT MOCY wykresów fazowych dla trzech głównych stawów nogi człowieka – podczas chodu – w płaszczyźnie strzałkowej ruchu. Efekt mocy wykresów fazowych brzmi: „...im większa prędkość kroczenia osoby badanej – w płaszczyźnie strzałkowej ruchu – tym większe jest pole małej pętli na odpowiednim wykresie fazowym i-tego głównego stawu nogi człowieka”.

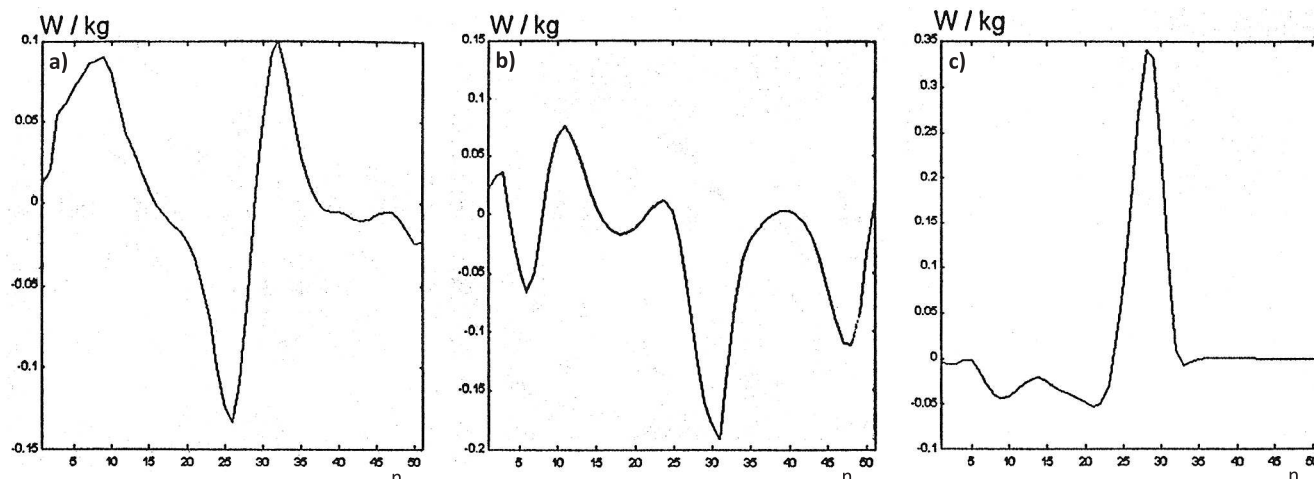
Do budowy wykresów fazowych trzech głównych stawów nogi, podczas chodu człowieka – w płaszczyźnie strzałkowej ruchu zaproponowano własny schemat kinematyczny człowieka[1, 2, 4], na którym zaznaczono trzy współrzędne stanu $\phi_B, \phi_K, \phi_{SK}$ gdzie:

ϕ_B – kąt względny między tułowiem a udem osoby badanej,

ϕ_K – kąt względny między udem a golenią,

ϕ_{SK} – kąt względny między stopą a podłożem.

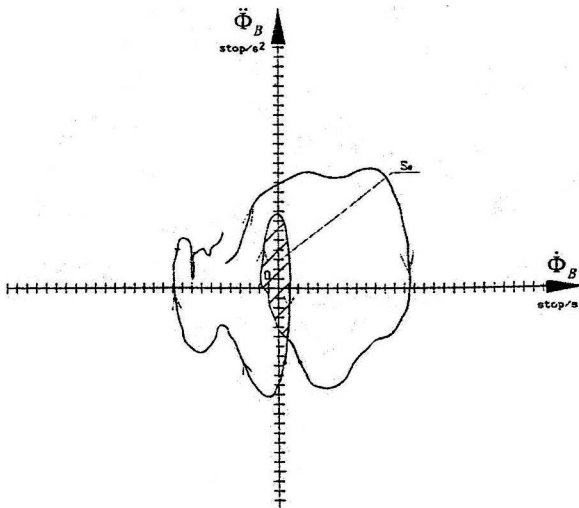
Typowe (w normie) trzy wykresy fazowe, odpowiednio dla trzech głównych stawów nogi człowieka: biodrowego, kolanowego i skokowo-goleniowego



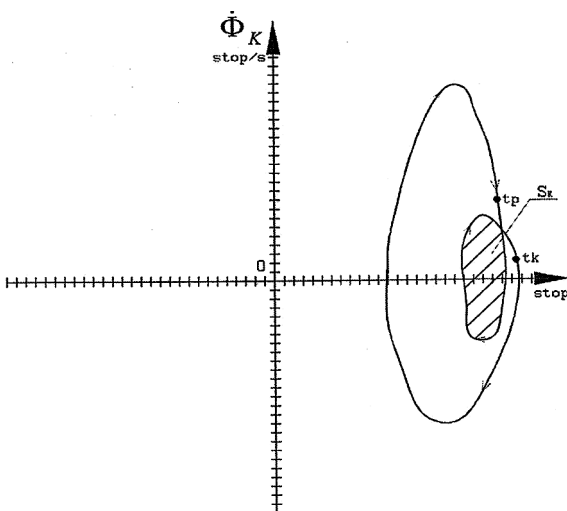
Rysunek 1. Typowe przebiegi mocy chwilowych rozwijanych w stawie biodrowym (a), kolanowym (b) i skokowo-goleniowym (c) młodej, zdrowej i sprawnej osoby badanej, podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej ruchu

przedstawiono na trzech poniższych Rysunkach 2, 3 i 4.

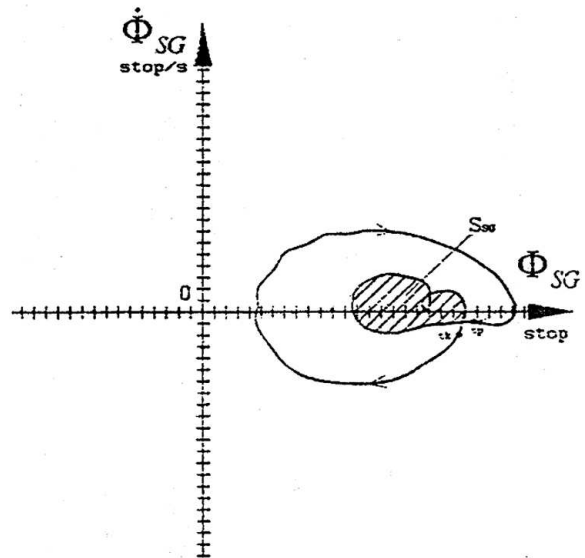
Opis chodu człowieka – za pomocą wykresów fazowych umożliwia, w znaczący sposób, uprościć badania chodu (wielokrokowego) człowieka i kilkanaście razy pozwala zredukować koszt aparatury pomiarowej, co umożliwi jej stosowanie np. w krajach słabo rozwiniętych.



Rysunek 2. Przykładowy wykres fazowy (nowego typu $\ddot{\Phi}_B = f_1(\dot{\Phi}_B)$), dla stawu biodrowego zdrowego i sprawnego człowieka. Różnica $t_k - t_p = T$ – jest to czas trwania fazy podporowej nogi z podłożem; S_B – pole małej pętli. Wykres uzyskano w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie, dla względnie stałej prędkości i częstotliwości kroczenia, w płaszczyźnie strzałkowej ruchu po względnie płaskiej i utwardzonej powierzchni



Rysunek 3. Przykładowy wykres fazowy (typu $\ddot{\Phi}_K = f_{1K}(\dot{\Phi}_K)$), dla stawu kolanowego zdrowego i sprawnego człowieka. Różnica $t_k - t_p = T$ – jest to czas trwania fazy podporowej nogi z podłożem; S_K – pole małej pętli. Wykres uzyskano w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie, dla względnie stałej prędkości i częstotliwości kroczenia, w płaszczyźnie strzałkowej ruchu po względnie płaskiej i utwardzonej powierzchni



Rysunek 4. Przykładowy wykres (typu $\dot{\Phi}_{SG} = f_{1SG}(\Phi_{SG})$), dla stawu skokowo-goleniowego zdrowego i sprawnego człowieka. Różnica $t_k - t_p = T$ – jest to czas trwania fazy podporowej nogi z podłożem; S_B – pole małej pętli. Wykres uzyskano w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie, dla względnie stałej prędkości i częstotliwości kroczenia, w płaszczyźnie strzałkowej ruchu po względnie płaskiej i utwardzonej powierzchni

W stosowaniu metody zasobometrycznej nie jest niezbędny np. bardzo kosztowny włoski system ELITE-3D, wystarczy posiadać elektrogoniometr (wyposażony w odpowiednie własne oprogramowanie). Metoda zasobometryczna plus elektrogoniometr rejestrują trzy kąty względne (tułów – udo, udo – goleń, goleń – stopa) zdecydowanie góruje nad np. systemem ELITE-3D, ponieważ umożliwia:

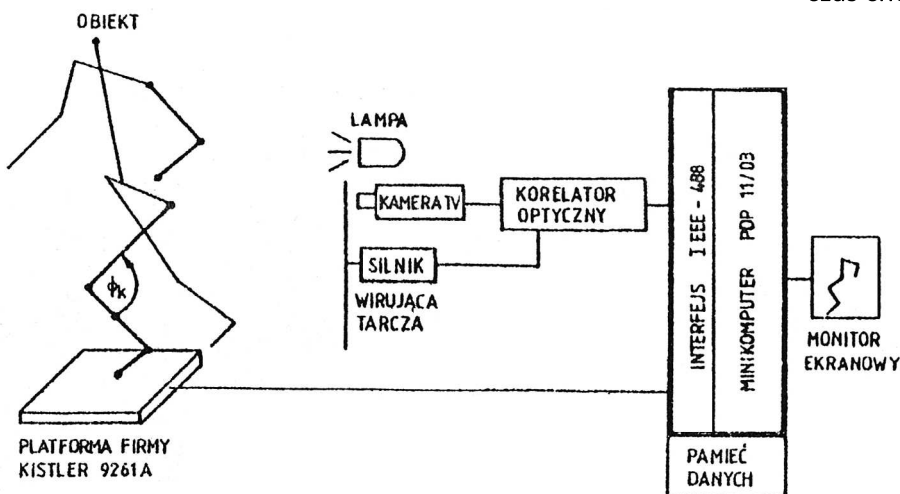
- badanie wielu kroków,
- badanie nie tylko w warunkach laboratoryjnych, a także polowych takich jak np. na świeżym powietrzu i po dowolnej nawierzchni jak np.: trawa, błoto, śnieg, schody itp.,
- badanie równocześnie obu kończyn dolnych człowieka,
- śledzenie symetrii albo asymetrii w chodzie u osób badanych, co ma istotne znaczenie w wybranych dyscyplinach sportowych jak np. w chodzie sportowym, w sprincie itp.

3. NIKTÓRE KONSTRUKCJE (PRZEMYSŁNIE ZROBIONE) DO BADANIA LOKOMOCJI DWUNOŻNEJ CZŁOWIEKA

3.1. System ELITE-3D produkowany przez włoską firmę BTS (Bioing. Technology & System) z Mediolanu

W Centrum Bioinżynierii w Mediolanie zbudowano komputerowy system optoelektroniczny o nazwie

ELITE-3D. Na Rysunku 5 pokazano poglądowy schemat systemu ELITE-3D, stosowany do rejestracji chodu i biegu człowieka[1]. Został on wyposażony (jako jedyny na świecie) w korelator optyczny skonstruowany przez inż. G.C. Ferrigno i prof. A. Pedottiego – pracowników Centrum Bioinżynierii w Mediolanie. Dzięki korelatorowi optycznemu sprzężonemu z szybkim i zbudowanym z układów wielkiej integracji (VLIS) procesorem obrazów, wyznacza (na drodze niedeterministycznej) położenie środka znacznika umieszczonego np. na osi stawu biodrowego człowieka z dokładnością 10 razy większą niż to było wykonywane przez układ elektroniczny sprzężony ze standardową kamerą telewizyjną TV



Rysunek 5. System ELITE-3D z Centrum Bioinżynierii w Mediolanie, stosowany do rejestracji chodu i biegu człowieka[1]

System ELITE-3D charakteryzuje się bardzo dużą odpornością na zakłócenia zewnętrzne i może działać w pomieszczeniach oświetlonych światłem sztucznym lub nawet naturalnym. W systemie zastosowano mechaniczny układ próbkowania obrazów telewizyjnych, dlatego może on rejestrować szybkie ruchy, gdyż zjawisko smug, przy rejestracji bardzo szybkich obrazów, nie powstaje. System rozpoznaje kształt znacznika a nie jasność jego świecenia. Procesor układowy ELITE-3D wykonuje 2 miliony operacji w ciągu 10 milisekund! System ELITE-3D został opatentowany i jest ciągle produkowany przez włoską firmę z Mediolanu o nazwie BTS (Bioing. Technology and System).

3.2. Własny elektrogoniometr z „mechanizmami turyńskimi”

Przy współpracy polskiej firmy BaRTS z Warszawy z Wydziałem Mechanicznym Politechniki Turyńskiej zbudowano bezprzewodowy elektrogoniometr z „mechanizmami turyńskimi” (szczegóły jego działania opisano w pozycji [5]).

Przy współpracy polskiej firmy BaRTS z Instytutem Technicznych Wojsk Lotniczych (ITWL) w Warszawie, na Bemowie zaprojektowano i zbudowano (w technice cyfrowej) przenośny rejestrator do rejestracji, w czasie rzeczywistym czterech kątów względnych (tułów-udo, udo-goleń) u osób badanych.

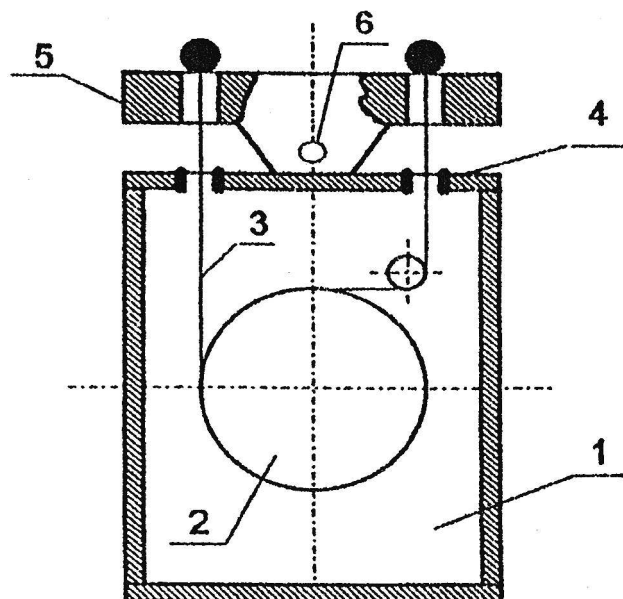
Układ rejestracji wyposażono w dwie wkładki do butów (z umieszczonymi tam dwoma czujnikami piezoelektrycznymi, jeden w stawie śródstopniopaliczkowym a drugi na pięcie stopy), do rejestracji czasu trwania fazy podporowej obu stóp i wymachu obu kończyn dolnych osoby badanej.

Oprogramowanie elektrogoniometru umożliwiło:

- rejestrację czterech kątów względnych podczas chodu osoby badanej,
 - filtrację (własnym filtrem wielomianowym zarejestrowanych „surowych” czterech kątów względnych [1, 2]),
 - kreślenie wykresów fazowych stawów biodrowych i kolanowych osób badanych (wg pomysłu pierwszego autora artykułu). System elektrogoniometryczny wdrożono do praktyki klinicznej i zastosowano do badań osób zdrowych, młodych i sprawnych fizycznie.

Wykonano wspólne badania (polsko-włoskie) w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie stosując równocześnie system ELITE-3D i elektrogoniometr z „mechanizmami turyńskimi”[5].

Uzyskano bardzo porównywalne wyniki, w zakresie badań nad chodem człowieka, w normie [2].



Rysunek 6. Wzdłużny przekrój „mechanizmu turyńskiego”

Na Rysunku 6 cyframi oznaczono:

- prostopadłościan (1) o wymiarach 40x40x8 mm, w którym znajduje się mechanizm zwijający cienką nylonową żyłkę,
- plastikowy krążek (2) wraz z dwiema cienkimi nylonowymi linkami (3), każda z nich jest nawinięta na plastikowy krążek (2) i przechodzi przez otwory w górnej części prostopadłościanu.
- aluminiową poprzeczkę (5) – ZAWSZE ustawioną równoległe do górnej części prostopadłościanu, dwa przepusty porcelanowe (4), takie jakie są stosowane w przemyśle włókienniczym przez które są wyprowadzone cienkie linki nylonowe na zewnątrz. Linki nylonowe nawinięte na plastikowym krążku i przymocowane do metalowej poprzeczki stanowią paralellogram o zmiennej długości. Poprzeczka (5) jest zamontowana do osi potencjometru.

4. ELEMENTY INNOWACYJNE W APARATURZE NOWEJ GENERACJI ZWANEJ ZASOBOMETREM

Zasobometer składa się [3, 4] z:

- czujników (rejestrujących ruchy kończyn dolnych człowieka w dwóch płaszczyznach) firmy Biometrics Ltd. z Wielkiej Brytanii,
- sześciokanałowego rejestratora do rejestracji „surowych” sygnałów z sześciu stawów nóg człowieka (kąty względne: między tułowiem a udem, udem a golenią i stopą a podłożem),
- własnego oprogramowania do rejestracji sześciu „surowych” kątów względnych, filtracji „surowych” kątów względnych wg własnego algorytmu (cyfrowy filtr wielomianowy) [1, 2]. Różniczkowania jednokrotnego i dwukrotnego przefiltrowanych kątów względnych. Kreślenie wykresów fazowych dla sześciu głównych stawów nogi człowieka podczas chodu. Automatycznego szacowania pól małych pętli z sześciu wykresów fazowych.
- Wyznaczenie wartości wskaźnika zasobu ruchu, dla trzech głównych stawów nóg człowieka.

Przetwarzanie „surowych” sygnałów biomechanicznych (sześciu kątów względnych) ma miejsce w przenośnym komputerze (typu np. laptop). Rejestrator „surowych” kątów względnych jest przymocowany do paska biodrowego osoby badanej. Na trzech Rysunkach 7, 8 i 9 pokazano:

- widok ogólny czujników tensometrycznych firmy

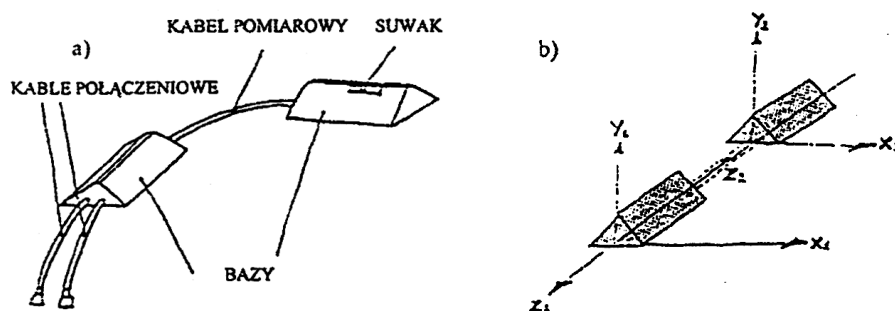
Biometrics Ltd.,

- sposób mocowania czujników na kończynie osoby badanej,
- schemat blokowy (strukturalny) rejestratora sześciu kątów względnych (dla kończyn równocześnie).

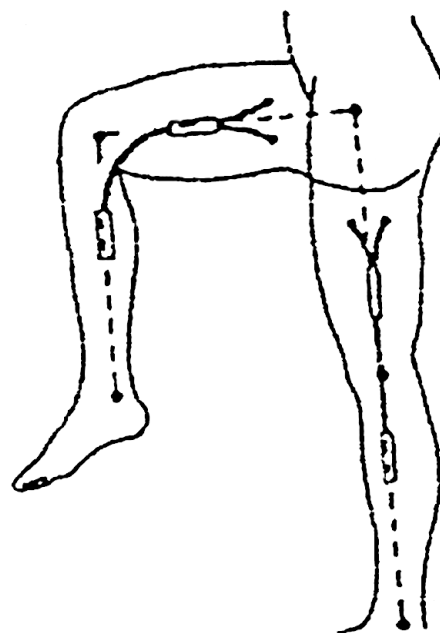
5. BADANIE PRÓBNE PROTOTYPU ZASOBOMETRU W WARUNKACH NIE-LABORATORYJNYCH

W próbnych badaniach zastosowano sześć czujników firmy Biometrics Ltd. z Wielkiej Brytanii oraz rejestrator cyfrowy.

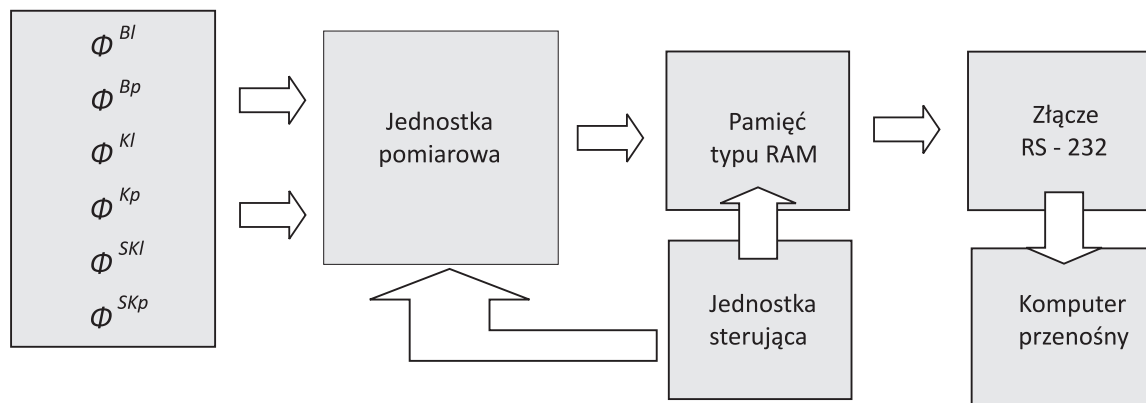
Badano m.in. stawy: biodrowy i kolanowy człowieka, zarówno dla lewej i prawej strony ciała osoby badanej. Przykładowe przebiegi „surowych” kątów względnych dla stawu biodrowego pokazano na Rysunku 10.



Rysunek 7. Widok ogólny dwubiegunowego czujnika tensometrycznego firmy Biometrics Ltd. z Wielkiej Brytanii wraz z układem odniesienia



Rysunek 8. Pomiar kąta względnego w stawie kolanowym człowieka za pomocą dwubiegunowego czujnika tensometrycznego firmy Biometrics Ltd.



Rysunek 9. Schemat blokowy cyfrowego układu rejestracji „surowych” kątów względnych osoby badanej, podczas chodu

Z przebiegu „surowego” kąta względnego (między tułowiem a udem – osoby badanej) wynika, że „surowy” przebieg kąta względnego jest bardzo zaszumiony – szum impulsacyjny, który jest szumem niegaussowskim.

Wynika to z faktu, że czujniki firmy Biometrics Ltd. są czujnikami tensometrycznymi oraz z faktu elektryzowania się skóry osoby badanej.

W odszumianiu – zakłóceń impulsowych – zastosowano filtr wielomianowy (wg pomysłu pierwszego autora artykułu) [1, 2].

Na Rysunku 10 pokazano skuteczność działania tego filtra. „Surowy” kąt względny (między tułowiem a udem) całkowicie został uwolniony od zakłóceń impulsowych.

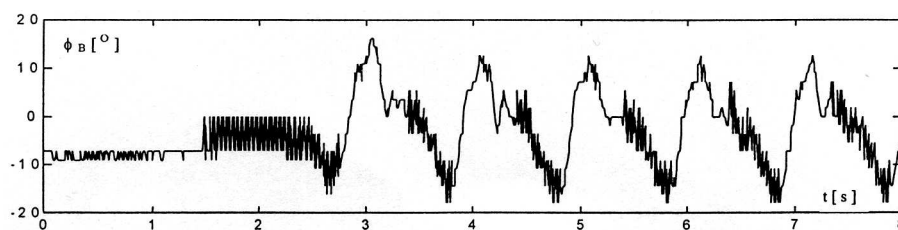
W Tabeli 1 umieszczono przykładowe wartości wskaźnika zasobu ruchu (dla jednej kończyny dolnej) podczas wielokrokowego chodu osoby młodej, zdrowej i sprawnej – badanej w warunkach laboratoryjnych. Obliczone wartości wskaźnika zasobu ruchu człowieka, metodą zasobometryczną, wyraźnie ukazują, że metoda jest bardzo wrażliwa na zmianę prędkości lokomocji (v) i częstotliwości kroczenia (f). Jest rzeczą znamienną, że istnieje liniowa zależność między zmianami wskaźnika ZRC a prędkości kroczenia po twardej nawierzchni (osoby młodej, zdrowej i sprawne), co jest rzadkim zjawiskiem w chodzie człowieka.

Tabela 1. Przykładowe wartości wskaźnika ruchu (ZRC) młodej, zdrowej i sprawnej osoby badanej. Wskaźnik mocy P , obliczony dla stawu biodrowego, kolanowego i skokowo-goleniowego

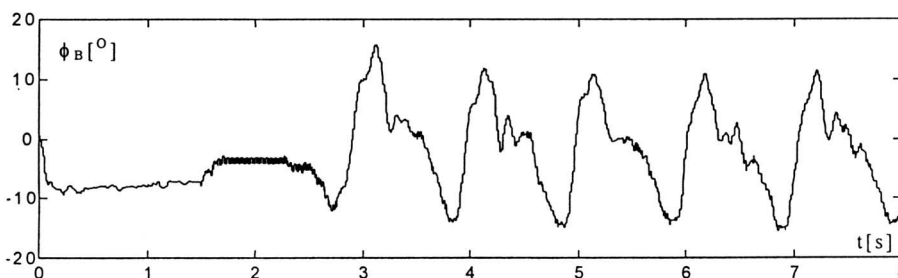
Numer kroku	v , m/s	f , Hz	P , W	ZRC, W/s
k1	1.00 ± 0.001	0.782 ± 0.002	53.30 ± 1.89	41.83 ± 1.89
k2	1.25 ± 0.001	0.890 ± 0.002	70.99 ± 1.87	63.39 ± 1.87
k3	1.33 ± 0.001	0.920 ± 0.002	77.93 ± 1.80	72.16 ± 1.80
k4	1.57 ± 0.001	1.010 ± 0.002	111.00 ± 1.78	112.11 ± 1.78
k5	1.60 ± 0.001	1.020 ± 0.002	116.09 ± 1.71	118.41 ± 1.71

6. WNIOSKI

Zasobometer jest przyrządem innowacyjnym nowej generacji – dotychczas nigdzie nie stosowanym w badaniach nad chodem osobników zdrowych i sprawnych jak i z patologią aparatu kroczenia[3, 4].



Rysunek 10. Zarejestrowany przebieg „surowego” kąta względnego dla stawu biodrowego osoby badanej



Rysunek 11. Przebieg kąta względnego dla stawu biodrowego osoby badanej po zastosowaniu własnego cyfrowego filtra wielomianowego (w wersji programowej)

Zasobometer dostarcza informacji dynamicznej z zakresu stanu aparatu kroczenia osób badanych. Stosowanie zasobometru w np. czterotygodniowym cyklu: monitorowania, kontroli i oceny aparatu kroczenia osób badanych dostarcza informacji diagnostycznej tzn. zmian w czasie zasobu ruchu, równocześnie obu kończyn osób badanych.

Zasobometer można stosować w:

- wspomaganie układu kroczącego człowiek (operator) – antropomorficzny egzoskeleton (robot),
- klinikach rehabilitujących aparat kroczenia pacjentów (gdyż pracuje on jako automat arytmetyczny o działaniu bezpośrednim, tzn. „dzisiaj pomiar ...dzisiaj ocena aparatu kroczenia osoby badanej”),
- Akademiach Wychowania Fizycznego i Sportu do oceny przydatności kandydatów na sportowców do wykonywanych dyscyplin sportowych takich jak np. chód sportowy, sprint, gdzie wymagana jest symetria ruchu,
- ocenie ergonomicznej obuwia: cywilnego, wojskowego i sportowego itp.,
- badaniach naukowych chodu człowieka ze zmienną prędkością (v) i częstotliwością (f) kroczenia, w różnych warunkach, po powierzchni ziemi [2].

Na zakończenie można napisać, że zbudowanie i wykonanie ZASOBOMETRU:

- odmieni oblicze badań nad chodem człowieka,
- umożliwi uwzględnienie częstotliwości kroczenia w chodzie wielokrokowym człowieka,

- pozwoli wyeliminować bardzo kosztowne urządzenia optoelektroniczne do badania chodu człowieka – produkowane w bogatych krajach Zachodnich,
- umożliwi monitorowanie i kontrolę chodu wielokrokowego w warunkach naturalnych tzn. nie-laboratoryjnych, np. na świeżym powietrzu,
- w długim okresie czasu umożliwi śledzenie zasobu ruchu kończyn dolnych przez samego pacjenta nie tylko w warunkach klinicznych a także poza szpitalnych, jeśli tylko osoba nim się posługująca potrafi „czytać” wyniki oceny stanu swojego układu ruchowego,
- pozwoli w warunkach sportowych oceniać przydatność kandydatów do wykonywania czynności ruchowych w sporcie, gdzie szczególnie wymagana jest symetria ruchu jak np. w chodzie sportowym, pływaniu, kolarstwie szosowym i torowym oraz w biegach krótkodystansowych (jak np. w sprincie),
- odmieni oblicze badań prowadzonych w Centralnych Ośrodkach Medycyny Pracy, gdyż pozwoli oceniać na bieżąco stan aparatu ruchu – operatorów bardzo kosztownych maszyn i urządzeń takich jak: - samoloty, - dźwigi, - pociągi itp.
- umożliwi opracowanie nowych CERTYFIKATÓW – oceniających przydatność pracowników sfery budżetowej, w wojsku (w szczególności w lotnictwie) i w innych istotnych gałęziach przemysłu w kraju.

LITERATURA

- [1] Jaworek K.: Metoda wskaźnikowa oceny lokomocji człowieka na przykładzie chodu i biegu. Zeszyty Naukowe Instytutu Biocybernetyki i Inżynierii Biocybernetycznej Polskiej Akademii Nauk, Warszawa 1992, Zeszyt nr 32.
- [2] Jaworek K.: Biocybernetyczne metody oceny lokomocji dwunożnej człowieka (monografia przygotowana do druku w 2011r.).
- [3] Jaworek K., Piwnik J., Patejuk A., Głębocki M. – zgłoszenie patentowe w Politechnice Białostockiej pt.: „Zasobometryczna metoda metrycznej oceny stanu aparatu ruchu człowieka”, Białystok, 2007r.
- [4] Jaworek K., Piwnik J., Patejuk A., Głębocki M.: „Zasobometryczna metoda oceny wielokrokowej lokomocji człowieka”. Kwartalnik Aparatura Badawcza i Dydaktyczna Tom XIII, nr. 1 (2008) COBRABID ss. 22-34.
- [5] Jaworek K., Ferenc A.: A simplified assessment method of human gait. Proc. of the second Polish-Italian seminar Torino, Italy 20-21 April 1993. Editirs: G. Belingardi – F.A. Raffa. Editrice Lerrotto & Bella – Torino, Italy, 1993 pp. 89-96.