

**Agata MATUSZEWSKA<sup>1</sup>, Jakub LISZKOWSKI, Tomasz WALCZAK<sup>1</sup>, Jacek BUŚKIEWICZ<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania, Politechnika Poznańska, Poznań

## **ZASTOSOWANIE SYSTEMU ANALIZY RUCHU BTS DO OKREŚLENIA CHWILI UTRATY STABILNOŚCI**

**Streszczenie:** W pracy przeprowadzono próbę wyznaczenia chwili utraty stabilności dla upadków z pozycji statycznej. Pozycją początkową, jaką przyjmowała osoba badana, było stanie na dwóch nogach z rękami wzdłuż tułowia. Rejestracji ruchu dokonano dzięki wykorzystaniu systemu BTS. W celu wyznaczenia chwili utraty stabilności zaproponowano i opracowano własne miary i parametry, bazujące na pomiarach wykonanych z użyciem platform dynamometrycznych oraz systemu analizy ruchu. Dla analizowanego przypadku ruchu wielkości te pozwoliły na szacunkowe wyznaczenie chwili utraty stabilności.

**Słowa kluczowe:** stabilność i równowaga, siły reakcji podłoża, system analizy ruchu, ryzyko upadku

### **1. WSTĘP**

Stabilność postawy ciała człowieka jest ważnym zagadnieniem w dziedzinie medycyny i fizjoterapii, co ujęte jest w pracy [1]. W pracy tej autorzy podkreślają, że prawidłowa i precyzyjna ocena stabilności stanowi kluczową rolę podczas prowadzonej terapii ruchowej. W literaturze stabilność określana jest jako odporność ludzkiego organizmu na zakłócenia równowagi, które nazywane są czynnikami destabilizującymi. Wśród zakłóceń równowagi wymienić można zmienność środowiska, a także interakcję organizmu z otoczeniem [11, 12]. Stabilna postawa ciała jest zapewniona poprzez jej aktywną regulację przy pomocy systemu kontroli równowagi. Kontrola ta polega na pobudzeniu odpowiednich grup mięśni celem zrównoważenia czynników destabilizujących, działających na ludzki organizm, takich jak siły grawitacji, siły bezwładności oraz momenty tych sił [11]. Niestabilna postawa ciała prowadzi do wystąpienia zaburzeń równowagi, co w znacznym stopniu zwiększa ryzyko wystąpienia upadku. Określenie wrażliwości organizmu człowieka na zaburzenie równowagi, przy zachowaniu stabilnej postawy ciała jest złożonym zagadnieniem, trudnym w diagnostyce, gdyż zależy od wielu czynników. Każdy człowiek posiada inną zdolność zachowania stabilnej postawy ciała, co jest uwarunkowane w sposób genetyczny oraz środowiskowy. Również wiek pacjenta ma istotny wpływ na stabilność posturalną [11]. Badania przeprowadzone przez autorów wykazują, że u osób starszych obserwuje się gwałtowny spadek i załamanie stabilności postawy.

Kontrola stabilności u ludzi dokonywana jest w oparciu o bodźce zewnętrzne oraz sygnały sensoryczne docierające z błędnika (zlokalizowanego w uchu wewnętrznym), narządu wzroku oraz receptorów czucia głębokiego, informujących o przyjętej pozycji ciała [2, 3]. Zaburzenie któregokolwiek z wymienionych powyżej układów organizmu może prowadzić do zaburzeń stabilności. Dodatkowym czynnikiem utrudniającym szczegółową diagnostykę jest sposób, w jaki prowadzone są niektóre z testów. W pracy [1] autorzy wymieniają rodzaje badań, w których ocena stopnia zaawansowania występujących zaburzeń, czy dokładne porównanie wyników dla różnych grup pacjentów nie jest możliwe. Wśród tego typu testów wyróżnić można: próbę Romberga, test Tandema, stanie na jednej nodze z potrząsaniem głową, wyskok z oklaskami dłoni, stanie w pozycji rozkroczonej z oczami otwartymi/zamkniętymi i in.

Drugim rodzajem badań nad stabilnością są testy dające mierzalne wyniki diagnostyczne, co niesie za sobą dużo większą wartość kliniczną. Dzięki tego typu testom, możliwe jest stwierdzenie progresji zaburzeń, a także dokładna obserwacja postępu rehabilitacji. Za szeroko rozpowszechnioną i dokładną metodą badawczą autorzy pracy [4] określają posturografię, gdzie oceny stabilności dokonuje się na podstawie analizy otrzymanych zapisów graficznych przemieszczeń środka ciężkości ciała. Badania dokonuje się w pozycji stojącej, z użyciem specjalnych platform i systemu komputerowego. W artykule [4] wymienione są pozostałe ważne metody oceny stabilności. Autorzy wymieniają tutaj pomiary przemieszczenia środka masy ciała względem płaszczyzny podparcia oraz pomiar położenia COP (Center of Pressure). Punkt COP określany jest jako punkt przyłożenia siły reakcji podłoża. Dotychczasowe badania wykazały, że platformy sił nie są w stanie bezpośrednio zmierzyć położenia środka ciężkości względem płaszczyzny podparcia, natomiast po odpowiednich obliczeniach dają informację o przemieszczeniach punktu COP [4].

Autorzy pracy [13] również podają pomiary przemieszczeń punktu COP, jako jedne z ważniejszych rodzajów testów, służących ocenie stabilności w pozycji stojącej. Wśród innych metod wyróżnione są: systemy analizy ruchu, wyposażone w kamery video, czujniki akcelerometryczne oraz platformy, mierzące siły reakcji podłoża.

Celem niniejszej pracy było opracowanie kryteriów służących do oceny stopnia utraty stabilności podczas upadku z pozycji stojącej. Przeprowadzone badania są badaniami wstępnymi i stanowią podstawę do kolejnych analiz.

## 2. ZASTOSOWANA METODA BADAWCZA

Badania zostały przeprowadzone w Laboratorium Biomechaniki na Politechnice Poznańskiej. Rejestracji ruchu dokonano dzięki użyciu systemu BTS Motion Capture. W badaniach wykorzystano również sygnał z platform dynamometrycznych, które mierzą trzy składowe siły reakcji podłoża. Podczas prowadzonych pomiarów osoba badana stała na platformie dynamometrycznej, po czym odchylała swe ciało do tyłu, aż do momentu utraty stabilnej pozycji ciała, co w konsekwencji doprowadzało do upadku. Dla analizowanego ruchu wykonano 15 powtórzeń.

Ważnym etapem pracy było wyznaczenie położenia środka ciężkości ludzkiego ciała, gdyż jest on podstawą do późniejszego sformułowania parametrów oceny stabilności. Do wyznaczenia położenia środków ciężkości poszczególnych fragmentów ciała człowieka posłużono się metodą Clausera [5]. W metodzie tej dane jest położenie środka masy poszczególnych części ciała wyrażone jako procent długości segmentu oraz masa segmentu określona przez procent masy całego ciała.

## 2.1. System pomiarowy

System BTS pozwala określić położenie markerów, które umieszcza się na ciele osoby badanej. W przeprowadzonych pomiarach wykorzystano 19 markerów, które rozmieszczono w osiach stawów tak, by możliwe było wyznaczenie środka masy metodą Clausera [5]. Zastosowany w niniejszych badaniach system BTS Smart, składa się z sześciu kamer emitujących światło podczerwone oraz ze specjalnie dedykowanego oprogramowania. Podstawowy model ludzkiego ciała, jaki stosowany jest w obliczeniach, stworzono w oprogramowaniu Smart Tracker, dzięki czemu możliwe było jego późniejsze przypisanie do markerów, używanych podczas prowadzonych pomiarów.

Kolejną częścią zastosowanego systemu pomiarowego były platformy dynamometryczne. Działanie platform jest sprzężone i zsynchronizowane z działaniem systemu BTS. Platformy sił reakcji są powszechnie stosowanym systemem diagnostyki w Polsce i na świecie. Istnieje wiele różnych publikacji [6, 7, 8, 9], w których sygnał z platform stanowi podstawowe źródło danych w badaniach stabilności i analizie ruchu człowieka. W przeprowadzonych pomiarach mierzono wartość siły reakcji podłoża wywieranej przez osobę badaną w podczas ruchu oraz punkt przyłożenia tej siły, będący punktem redukcji układu sił, względem którego pozostaje tylko pionowa składowa reakcji momentów sił.

## 2.2. Metoda Clausera

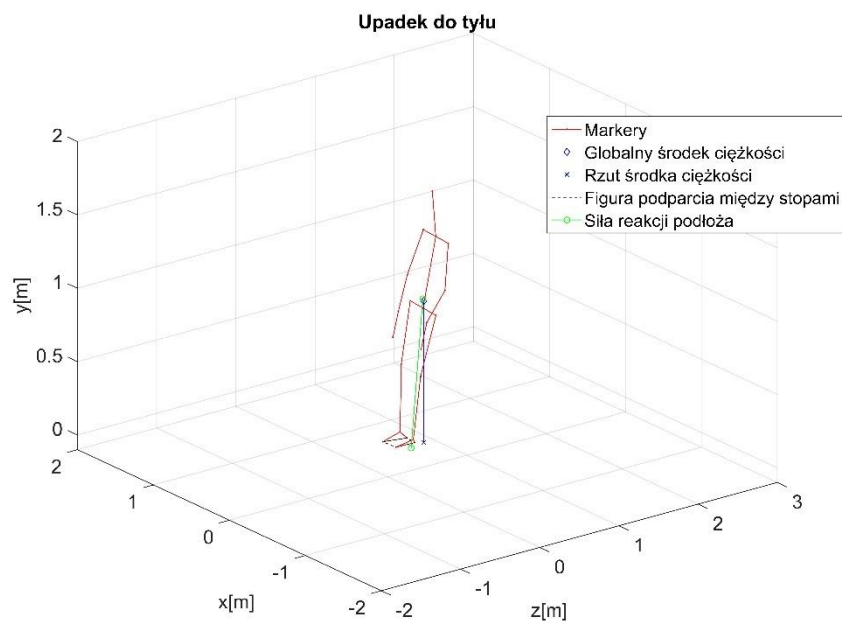
W analizie ruchu ciała człowieka wykorzystano model zbudowany z 14 segmentów, który jest powszechnie stosowanym modelem w dziedzinie biomechaniki [10]. Wyznaczono środki ciężkości poszczególnych segmentów ciała człowieka oraz masy segmentów w oparciu o metodę Clausera, ujętą w Tabeli 1. Metoda ta została opracowana dzięki badaniom na zwłokach ludzkich.

Tabela 1. Przyjęty model ludzkiego ciała, opracowanie własne na podstawie [10]

Nazwa segmentu	Początek segmentu	Koniec segmentu	Położenie środka masy [% dl. segmentu]	Masa segmentu [% masy całego ciała]
Głowa	Czubek głowy	Wyrostek drugiego kręgu szyjnego	46,6	7,3
Tułów	Wyrostek drugiego kręgu szyjnego	Spojenie łonowe	38	50,7
Ramię	Oś stawu ramiennego	Oś stawu łokciowego	51,3	2,6
Przedramię	Oś stawu łokciowego	Oś stawu promieniowo-nadgarstkowego	39	1,6
Dłoń	Oś stawu promieniowo-nadgarstkowego	Koniec III palca	48	0,7
Udo	Oś stawu biodrowego	Oś stawu kolanowego	37,2	10,3
Podudzie	Oś stawu kolanowego	Oś stawu skokowo-goleniowego	37,1	4,3
Stopa	Guz piętowy	Koniec palca I lub II	44,9	1,5

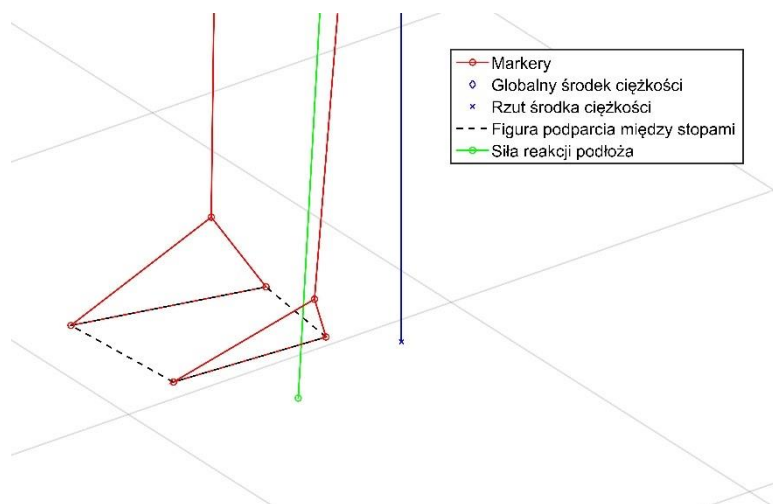
### 3. WYNIKI

W celu oszacowania chwili utraty stabilności wyznaczono wielkości trzech parametrów: wartości siły reakcji podłoża, odległości punktu przyłożenia siły (COP – Center of Pressure) od rzutu środka masy ciała człowieka na podłoże (GCOM – Ground Projection of the Center of Mass) oraz odległości rzutu środka masy od figury podparcia stóp. Do szacowania chwili utraty stabilności nałożono dodatkowy warunek: zakłada się, że do utraty stabilnej postawy ciała człowieka dochodzi, gdy przynajmniej jeden z czterech punktów stóp (pięta lewa, pięta prawa, paluch lewy, paluch prawy) zmieni swoje położenie względem poprzedniej klatki o 3 mm. Warunek ten został opracowany w sposób doświadczalny, przy jednoczesnej obserwacji pozycji markerów oraz sposobu ułożenia ciała badanego pacjenta. W przeprowadzonych badaniach BTS klatkę rozumie się jako daną chwilę rejestracji. Kamery rejestrują ruch markerów z częstotliwością 100 Hz, zatem krok czasowy pomiędzy jedną klatką, a drugą wynosi 0.01 s. Poniższy rysunek przedstawia położenie poszczególnych segmentów ciała osoby badanej w chwili, gdy dochodzi do utraty stabilności i rozpoczyna się upadek.



Rys. 1. Widok sceny dla nagrania nr 1

Rys.2. przedstawia zbliżenie obszaru podparcia stóp, z widocznymi markerami: pięta lewa, pięta prawa, paluch lewy, paluch prawy, gdzie wartość różnicy ich położenia w trakcie trwania ruchu determinuje chwilę utraty stabilnej postawy ciała. W obliczeniach figura podparcia została przyjęta jako czworobok, o wierzchołkach w piętach i paluchach osoby badanej. Dla każdego boku tej figury obliczana jest jego odległość od rzutu środka masy. Ostateczną wartością, wyznaczoną w oparciu o napisany skrypt jest minimalna wartość, spośród czterech wyznaczonych odległości.



Rys. 2. Zbliżenie obszaru podparcia stóp

Wszystkie obliczenia wraz z wizualizacją wyników badań zostały przeprowadzone w programie Matlab. Obliczone zostały długości segmentów ciała, a następnie środki ciężkości tych segmentów, co posłużyło do wyznaczenia środka ciężkości całego ciała. Napisany skrypt umożliwia podgląd sceny, wyświetlającej położenie markerów w przestrzeni 3D w wybranej chwili ruchu.

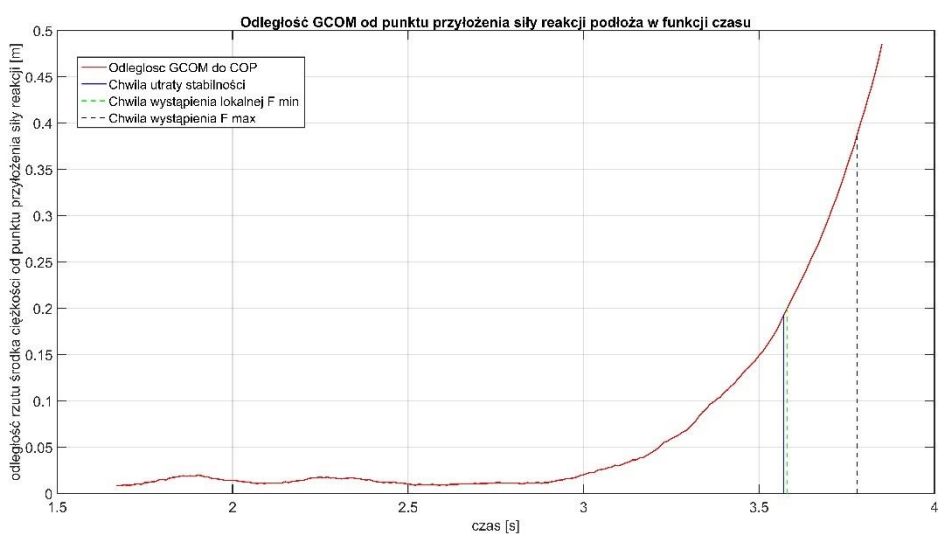
Na podstawie przeprowadzonych badań oraz napisanego programu obliczone zostały wartości wymienionych powyżej parametrów w funkcji czasu, co zilustrowane jest w postaci wykresów. Dla przykładu w pracy zamieszczono wykresy charakteryzujące nagranie nr 1. Dla analizowanego modułu siły wyznaczono maksymalną wartość siły reakcji podłoża w całym przedziale czasu oraz lokalne minimum wartości siły. Minimum lokalne jest obliczane na podstawie wyznaczonego wcześniej momentu oderwania stóp od podłoża. Wyszukiwana jest minimalna wartość siły w przedziale czasowym równym 150 ms, liczonym od momentu oderwania stóp. Poniższa tabela przedstawia wielkości, obliczone dla 15 przeprowadzonych nagrań, dla wyznaczonej chwili utraty stabilności.

Tabela 2. Wartości obliczonych parametrów

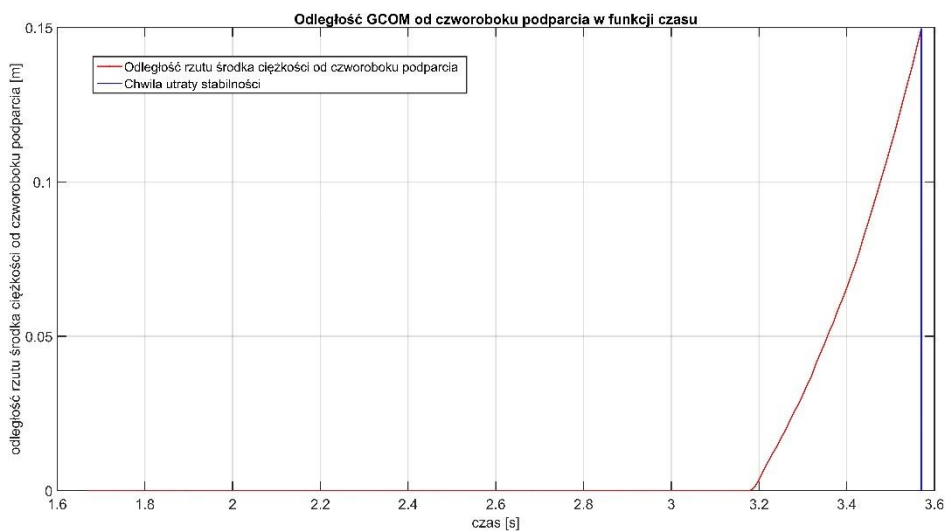
Nr nagrania	Odl. GCOM od COP [m]	Odl. GCOM od figury podparcia [m]	Max. wart. siły [N]	Min. lokalna wart. siły [N]
1	0.192	0.150	593.533	499.816
2	0.163	0.136	624.143	506.183
3	0.182	0.149	738.956	538.051
4	0.168	0.137	656.413	524.008
5	0.167	0.139	715.628	450.469
6	0.162	0.136	670.427	457.988
7	0.159	0.132	643.921	499.799
8	0.160	0.134	689.445	493.473
9	0.182	0.155	659.680	472.769
10	0.181	0.153	648.133	472.658
11	0.192	0.161	685.177	583.874
12	0.176	0.149	608.519	558.933

13	0.168	0.140	634.477	565.550
14	0.186	0.157	683.581	580.656
15	0.189	0.161	655.066	528.510
<b>Średnia</b>	0.175	0.146	660.473	515.516
<b>Odch. stand.</b>	0.012	0.010	37.357	41.892

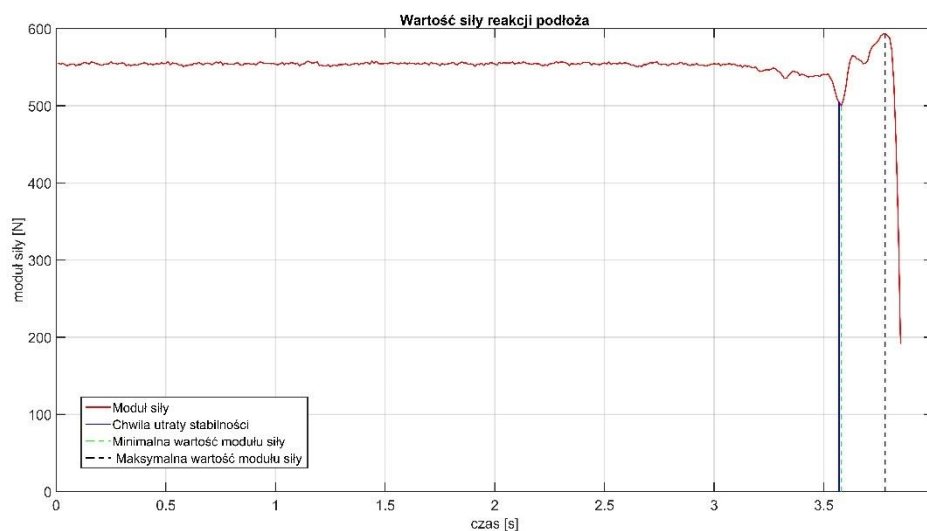
Na wykresach, zamieszczonych poniżej, przedstawione są kolejno: odległość rzutu środka ciężkości od punktu przyłożenia siły, odległość rzutu środka ciężkości od figury podparcia stóp oraz wartość siły reakcji podłoża, ze wskazaniem globalnego maksimum wartości siły oraz minimum lokalnego. Parametry te analizowane są w czasie trwania ruchu.



**Rys. 3.** Wartości odległości rzutu środka ciężkości ciała człowieka od punktu przyłożenia siły



**Rys. 4.** Wartości odległości rzutu środka ciężkości od figury podparcia stóp



Rys. 5. Wartości siły reakcji podłoża

#### 4. WNIOSKI

Średnia wartość odległości rzutu środka ciężkości ciała człowieka od punktu przyłożenia siły reakcji wynosi 0,175 m, gdzie odchylenie standardowe wyników wynosi 0,012. Z kolei wartość średnia odległości rzutu środka ciężkości od figury podparcia stóp jest równa 0,146 m, z odchyleniem standardowym 0,010. Uzyskane wyniki dla kilkunastu przeprowadzonych prób cechują się dużą zgodnością, a ich wartości są do siebie zbliżone. Nałożony warunek różnicy 3mm w położeniu markerów stóp pomiędzy dwoma kolejnymi klatkami jest zatem odpowiednim parametrem, służącym do szacowania chwili utraty stabilnej postawy ciała dla upadków z pozycji stojącej.

Utrata stabilności rozpoczyna się w chwili, gdy wartość siły reakcji podłoża oddala się od linii bazowej siły. Ryzyko wystąpienia upadku jest związane z pojawieniem się lokalnego minimum oraz globalnego maksimum wartości siły. W niektórych przypadkach pomiędzy lokalnym minimum siły a globalnym maksimum występuje dodatkowy szczyt, gdzie funkcja osiąga swoje lokalne maksimum. Dla wszystkich przypadków szacowany moment utraty stabilności jest zbliżony do chwili, gdy wartość siły reakcji podłoża oddala się od linii bazowej osiągając swe lokalne minimum. Dla przypadku nagrania nr 1 chwile te niemal się pokrywają.

Szacowanie chwili utraty stabilności wykonano tylko dla jednego rodzaju ruchu. Celem dokładnego wyznaczenia chwili utraty stabilnej postawy ciała oraz możliwości zastosowania omówionych warunków dla innych czynności ruchowych planowane są kolejne badania, z udziałem większej liczby badanych.

#### LITERATURA

- [1] Kostiukow A., Rostkowska E., Samborski W.: Badanie zdolności zachowania równowagi ciała, Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie, 55, 3, 2009, s. 102-109.
- [2] Starosta W.: Motoryczne zdolności koordynacyjne, Międzynarodowe Stowarzyszenie Motoryki Sportowej, Warszawa 2003.
- [3] Starosta W.: Globalna i lokalna koordynacja ruchowa, Międzynarodowe Stowarzyszenie Motoryki Sportowej, Warszawa 2006.

- [4] Kuczyński M., Podbielska M-L., Bieć D., Paluszak A., Kręcisz K., Podstawy oceny równowagi ciała, czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć?, *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, Vol. 18, nr 4, s. 243-249, 2012.
- [5] Tejszerska D., Świtoński E. (red.), *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane*. Laboratorium, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.
- [6] Sung P. S., The Sensitivity of Thresholds by Ground Reaction Force and Postural Stability in Subjects With and Without Navicular Drop, *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, Vol. 57, Issue 4, p. 742-746, 2018
- [7] Hong C-Y., Guo L-Y., Song R., Nagurka M. L., Sung J-L. and Yen C-W., Assessing postural stability via the correlation patterns of vertical ground reaction force components, *Hong et al. BioMed Eng OnLine*, 2016.
- [8] Winiarski S., Rutkowska-Kucharska A., Estimated ground reaction force in normal and pathological gait, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 11, No. 1, 2009.
- [9] Clark K. P., Ryan L. J., and Weyand P. G., A general relationship links gait mechanics and running ground reaction forces, *Journal of Experimental Biology*, 2017.
- [10] Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Wydawnictwo BK, Wrocław 2006.
- [11] Błaszczak J. W., Czerwosz L., Stabilność posturalna w procesie starzenia, *Gerontologia Polska*, tom 13, nr 1, s. 25-36, 2005
- [12] Głowacka M., Fredek A., Trzaska J., Zakres maksymalnych dowolnych wychyleń środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej ludzi w różnym wieku jako miara stabilności postawy, *Zeszyty Metodyczno-Naukowe Wydawnictwa AWF w Katowicach*, nr 19, s. 99-112, 2005.
- [13] Safi K., Mohammed S., Amirat Y., Khalil M., Postural stability analysis – A review of techniques and methods for human stability assessment, published in 2017 Fourth International Conference on Advances in Biomedical Engineering

## **APPLICATION OF MOTION CAPTURE SYSTEM TO ASSESS HUMAN STABILITY LOSS**

**Abstract:** Assessing of human stability loss was performed at this work in case of falls from a static position. At the beginning patient takes the starting position as standing on two legs with hands along the thorax. Human motion registration was performed by using BTS system. In order to determine the instant of human stability loss the new measures and parameters were proposed, which based on measurements from force platforms and motion analysis system. These parameters allowed to assess the instant of stability loss for analyzed motion.