

Marcin ZACZYK, Danuta JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA, Dariusz KOŁODZIEJ

POLITECHNIKA WARSZAWSKA,
ul. Św. A. Boboli 8, 02-525 Warszawa

Ocena dokładności wyników eksperymentalnego badania połączenia implant-kość

Mgr inż. Marcin ZACZYK

Jest asystentem w Zakładzie Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej. Zajmuje się inżynierią biomedyczną, pracuje nad eksperymentalnymi metodami badań wielkości biomechanicznych. Uczestniczy w realizacji wielu prac badawczo – rozwojowych, związanych ze sprzętem medycznym i aparaturą biomedyczną.



e-mail: zaczyk.m@gmail.com

Prof. nzw. dr hab. inż. Danuta JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA

Ukończyła studia na Wydziale Mechaniki Precyzyjnej PW w 1975r. W 1983r. uzyskała stopień doktora (na Wydziale Mechaniki Precyzyjnej PW), a w 2001r. stopień doktora habilitowanego (na Wydziale Mechatroniki PW). Od 2006 roku kieruje Zakładem Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych w IMiF Wydziału Mechatroniki PW na stanowisku prof. nzw. PW. Jest autorką ponad 120 prac naukowych, w tym 2 monografii dotyczących zagadnień projektowania mechatronicznego.



e-mail: danuta@mchtr.pw.edu.pl

Streszczenie

Praca zawiera opis metodyki wyznaczenia niepewności dla pomiarów biomechanicznych realizowanych podczas badań eksperymentalnych osadzenia implantu w tkance kostnej. Przedstawiona procedura szacowania niepewności pozwoliła określić, które z etapów procesu pomiarowego eksperymentu miały znaczący wpływ na błędy wyników i z jaką ufnością można podchodzić do wartości liczbowych, opisujących badaną własność biomechaniczną.

Słowa kluczowe: pomiary biomechaniczne, eksperymentalne badania połączenia implant-kość, jakość osadzenia implantu w tkance kostnej.

Result accuracy evaluation of experimental studies of an implant-bone connection

Abstract

The paper presents a methodology of determining uncertainty in biomechanical measurements realized during experimental studies of an implant mounting within an osseous tissue. The presented procedure of evaluating the uncertainty allows one to determine which of the stages of the measurement process of the experiment had a significant influence on the errors of the obtained results, and how much is a confidence level corresponding to the numerical values describing a studied biomechanical property. Values of biomechanical properties are usually obtained in an experimental way. A unification of the analysis of the studies is a decisive factor with respect to the reliability and usability of the results, as well as a possibility of comparing these values for a given property obtained in other experiment. Analysis of the sources of the measurement uncertainties with respect to the realized process of recording the given numeric values of the properties searched for, provided it has been carried out reliably, allows one to create a mathematical equation of the related process. Analysis of evaluating uncertainty related to the presented experiment proved that both the measurement equipment and the methodology of experimental studies were selected correctly, and the most significant influence on the resultant errors had its source in biomechanical properties of the materials used for building the object of experiments. It was impossible to eliminate error sources related to the applied osseous material, since each bone used for building a sample originated from a different specimen, having at the same time its own individual characteristics.

Mgr inż. Dariusz KOŁODZIEJ

Absolwent Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej, otwarty przewód doktorski w dyscyplinie Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna. Pracuje jako asystent w Zakładzie Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej. Zajmuje się zagadnieniami dotyczącymi metod realizacji postulatów leczenia czynnościowego w przestrzennych zespoleniach odłamów kostnych z wykorzystaniem stabilizatorów zewnątrznych.



e-mail: d.kolodziej@mchtr.pw.edu.pl

Keywords: biomechanical measurement, experimental tests implant-bone, implant fixation quality in the bone.

1. Wprowadzenie

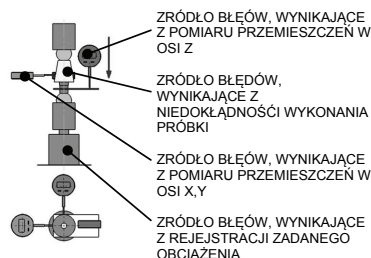
Niepohamowany rozwój inżynierii biomedycznej oraz medycyny sprawił, że zwiększyła się liczba mierzonych własności biomechanicznych oraz zjawisk, występujących na granicy organizm żywy i jego otoczenie. Podejmuje się próby uproszczenia opisami matematycznymi skomplikowanych zjawisk biomechanicznych za pomocą liczb i związków między nimi. Sam opis jakościowy nie daje klarownego i jednoznacznego opisu zjawiska w taki sposób jak ilościowy zapis tego samego zjawiska. W przypadku badań zjawisk biomechanicznych, największym problemem jest jednoznaczne określenie własności biomechanicznych, na które wpływ ma wiele czynników, zarówno natury fizycznej jak i medycznej. Własności biomechaniczne uzyskujemy najczęściej drogą eksperymentu. Jest to jedna z dróg, prowadząca do poznania i zdefiniowania szukanej własności biomechanicznej. Brak wiedzy na temat własności zjawiska i jego charakterystycznych cech utrudniają wybór metodyki badań, dobór aparatury pomiarowej co w konsekwencji rzutuje na jakość uzyskanych wyników oraz wartości mierzalnych opisujących dane zjawisko.

2. Badanie eksperymentalne połączenia implant-kość

Zastosowanie ujednoliconej metody szacowania wyników z pomiarów eksperymentalnych pozwala na określenie dokładności uzyskanych wartości co do wielkości najwyższej znaczącej liczby. Według WIMiW niepewność pomiaru jest to parametr związany z wynikiem pomiaru, charakteryzujący rozrzut wartości, które można w uzasadniony sposób przypisać wielkości mierzonej. Parametrem takim może być odchylenie standardowe nazwane niepewnością standardową lub jego wielokrotność. W procedurze szacowania niepewności wyników pomiarów z badań biomechanicznych wyróżnić można:

1. Wskazanie i analizę źródeł niepewności danej wielkości biomechanicznej,
2. Sformułowanie równania pomiaru zgodnie, ze schematem przebiegu realizacji pomiarów biomechanicznych,
3. Uogólnienie niepewności standardowej dla poszczególnych źródeł niepewności,
4. Określenie współczynnika wrażliwości dla danych wyjściowych,
5. Budżet składowych niepewności,
6. Obliczenie złożonej niepewności standardowej,
7. Obliczenie niepewności rozszerzonej [1, 2].

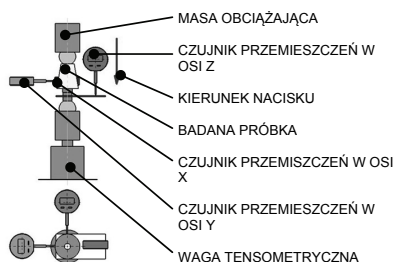
Szacowanie niepewności badań biomechanicznych rozpoczyna się od analizy źródeł występowania błędów, zarówno tych, związanych z metodyką badań jak i miejsc, w których błędy mogą się pojawić. Dla zjawisk biomechanicznych jest to dość trudny proces ze względu na dużą liczbę występujących zjawisk biologicznych i fizycznych, które często są skorelowane wzajemnie ze sobą. W niniejszej pracy przedstawiony jest sposób oszacowania niepewności dla eksperymentalnego badania połączenia implant-kość. (rys. 1).



Rys. 1. Źródła błędów występujące w procesie eksperymentalnego badania połączenia implant-kość

Fig. 1. Error sources in the process of experimental tests of an implant-bone connection

Parametry, określające jakość połączenia implant-kość zostały wyznaczone na stanowisku pomiarowym, określając przemieszczenia osadzonej tulei imitującej implant w zwierzęcej tkance kostnej kości długiej. Rejestrację przemieszczeń realizowano wykorzystując czujniki przemieszczeń w poszczególnych kierunkach. Rejestrowano przemieszczenia w osiach X, Y, Z, w dwóch przekrojach próbki. Obciążenie realizowano wykorzystując siłę grawitacji, pochodzącą od masy odważników, natomiast rejestrowany był nacisk jaki przyjęła kość zbita próbki w trakcie obciążenia. Obciążenie wykorzystujące siłę grawitacji, pochodzącej od masy, pozwoliło przybliżyć naturalne naciski, występujące w fragmencie badanej kości. Wyniki były rejestrowane elektronicznie – wykorzystane czujniki pozwalały na zapis wyników podczas badań w czasie rzeczywistym, realizując zadane obciążenie (rys. 2).



Rys. 2. Schemat realizacji rejestracji przemieszczeń na poszczególnych osiach

Fig. 2. Schematic of realization of recording the displacements in particular axes

Stanowisko zostało tak zbudowane, by wyeliminować niepożądane wartości sił składowych w przypadku nieosiowego obciążenia. Niesymetryczna budowa kości wymagała zastosowania przekładek kulistych, które w sposób automatyczny eliminowały wartości sił, które mogłyby się pojawiać przy klasycznym ściskaniu próbek. Komputerowa rejestracja wyników poszczególnych przemieszczeń była realizowana na zbudowanym oprogramowaniu wykonanym w Lab View, które rejestrowało wyniki z poszczególnych czujników i wagi tensometrycznej.

Techniczny brak możliwości wykorzystania identycznych kości do budowy próbek sprawiły, że jakość tkanki kostnej dla różnego materiału odniesiono do wspólnego parametru-gęstości kości. Gęstość wykorzystanej kości do budowy próbek określono w fazie początkowej realizacji badań na podstawie jej objętości i masy dla jednakowej powierzchni warstwy kontaktu kości z powierzchnią implantu. Względy etyczne sprawiły, że do budowy próbek wykorzystano kości pochodzenia zwierzęcego z ubojów dla gospodarki

rolnej. Bydłce kości odpowiednio obrobiono i wykonano gniazda, w których osadzono fragmenty wkładek symulujących trzpień endoprotezy.

3. Szacowanie niepewności pomiarów wykonanych w trakcie eksperymentu na implancie osadzonym w tkance kostnej

Rzetelne wykonanie analizy źródeł niepewności pomiarów w odniesieniu do zrealizowanego procesu rejestracji szukanych danych wartości liczbowych własności pozwala na stworzenie matematycznego równania procesu. Przedstawiony proces polegał na rejestrowaniu zachowania się osadzonego implantu w tkance kostnej od zadanego obciążenia. W rezultacie uzyskano przemieszczenia implantu względem tkanki kostnej w której został osadzony. Rejestracja przemieszczeń, precyzja wykonania próbek (identyczność grupy próbek o tych samych gabarytach) oraz dokładność zadanego obciążenia stało się głównym źródłem niepewności.

$$E_x = E_s + E_p + E_w, \quad (1)$$

gdzie: E_x - równanie opisujące proces uzyskania przemieszczenia badanego implantu względem kości w której został osadzony pod działaniem obciążenia, E_s - algorytm działania stanowiska uwzględniający zadawanie obciążenia w niutonach i rejestrowania przemieszczenia poszczególnych części składowych układu pomiarowego w milimetrach, E_p - precyzja wykonania serii identycznych obiektów badań i pomiary ich własności biomechanicznych np. gęstości tkanki kostnej z pomiarami geometrii kształtu w milimetrach, E_w - uzyskane wartości przemieszczeń implantu względem tkanki kostnej w której został osadzony dla obiektu badań.

Na podstawie równania procesu możliwe staje się wyznaczenie źródeł błędów mających wpływ na niepewność pomiarów w procesie. Niepewność wynikająca z niedokładności działania stanowiska i sposobu rejestracji wartości danych wielkości biomechanicznych uzależniona jest od klasy dokładności lub granicznych błędów dopuszczalnych użytych przyrządów pomiarowych. Z funkcjonowania stanowiska pomiarowego uwzględniając odchylenie standardowe poszczególnych niepewności wchodzących w skład równania procesu pomiarowego wynika równanie określające niepewność stanowiska [3]:

$$u_s = \sqrt{\frac{u_{s1}^2 + u_{s2}^2 + u_{s3}^2}{3}}, \quad (2)$$

gdzie: u_{s1} - niepewność wynikająca z pomiaru zadanego obciążenia, u_{s2} - niepewność wynikająca z rejestracji przemieszczenia poszczególnych członów badanej próbki w osiach: X, Y, u_{s3} - niepewność wynikająca z rejestracji przemieszczenia poszczególnych członów badanej próbki w osi Z.

Źródło niepewności, wynikające z pomiaru zadanego obciążenia uzależnione jest od sposobu rejestracji wykorzystanej siły grawitacji. Wartość siły rejestrowano za pomocą czujnika siły, dla którego producent podał klasę dokładności przyrządu. W stanowisku wykorzystano czujnik siły typu CL 14 z zakresem pomiarowym 100 N, o wskaźniku klasy dokładności 0,5. Wskaźnik klasy dokładności jest to liczba wyrażona w procentach wartości umownej, wyznaczająca maksymalną (graniczną) wartość błędu podstawowego bezwzględne Δ_{max} [2, 3, 4].

$$kl_p = \frac{\Delta_{max}}{W_{uP}} \cdot 100\% \Rightarrow \Delta_{max} = \frac{kl \cdot W_{uP}}{100} \Rightarrow \frac{0,5 \cdot 100}{100} = 0,5 \text{ N}, \quad (3)$$

gdzie: kl_p - klasa dokładności przyrządu, Δ_{\max} - bezwzględna wartość błędu podstawowego, W_{up} - wartość umowna określająca graniczny błąd dopuszczalny.

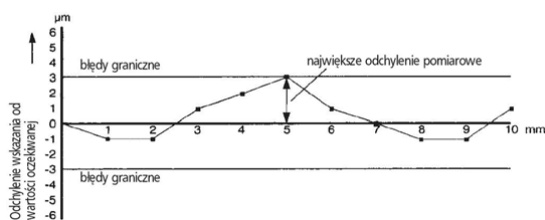
Wielkość źródła niepewności wynikająca z pomiaru zadanego obciążenia obliczono na podstawie błędu granicznego czujnika siły. Wartość błędu granicznego określono na podstawie klasy dokładności przyrządu, którą producent podał w specyfikacji przyrządu pomiarowego, którym był kontrolny tensometryczny czujnik siły CL 14 wyprodukowany przez Zakłady Elektroniki Pomiarowej Wielkości Nielektrycznych. Przetwarzanie mierzono obciążenia realizowane jest za pomocą metalowego elementu sprężystego oklejonego tensometrami foliowymi, połączonymi w układ pełnego mostka. Mostek tensometryczny jest całkowicie zrównoważony i skompensowany termicznie. Przyjmując rozkład prostokątny błędów w przedziale $[-\Delta_{\max}, \Delta_{\max}]$, otrzymujemy niepewność standardową w postaci:

$$u_{S1}(W_w) = \frac{\Delta S_{\max}}{\sqrt{3}} \Rightarrow u_{S1}(W_w) = \frac{0,5}{\sqrt{3}} = 0,288 \text{ N}, \quad (4)$$

gdzie: ΔS_{\max} - bezwzględna wartość błędu granicznego.

Niepewność wynikająca z rejestracji przemieszczenia poszczególnych członów badanej próbki w poszczególnych osiach XYZ wynika z błędów pomiarowych czujników użytych do rejestracji przemieszczeń osadzonej tulejki symulującej implant względem czołowej krawędzi kości. Niedokładność przyrządów cyfrowych takich jak czujniki przemieszczeń podawana jest przez producenta w ich dokumentacji technicznej (rys. 3).

Diagram rozpiętości odchyłki



Rys. 3. Diagram rozpiętości odchyłki dla wykorzystywanego czujnika do rejestracji przemieszczeń w osi XY

Fig. 3. Diagram of the deviation range for the sensor employed for recording the displacements in XY axis

Niepewność standardowa wynikająca z niedokładności czujników cyfrowych została oszacowana na podstawie błędu granicznego. Wartość błędu granicznego przyjęto jako największą wartość odchylenia wskazania od wartości oczekiwanej na podstawie diagramu rozpiętości odchyłki dołączonego do przyrządu przez producenta. Do rejestracji przemieszczeń próbek w osi XY zastosowano uniwersalne czujniki cyfrowe firmy Sylvac serii S229 z wyjściem danych OPTO RS232. Przyjmując rozkład prostokątny w całym zakresie pomiarowym, niepewność standardowa wynikająca z pomiaru przemieszczeń w osi XY ma postać:

$$u_{S2}(X) = \frac{B_g}{\sqrt{3}} \Rightarrow u_{S2}(X) = \frac{3}{\sqrt{3}} = 1,73 \text{ } \mu\text{m}, \quad (5)$$

gdzie: B_g - maksymalny błąd graniczny.

Źródłem niepewności rejestracji przemieszczeń w osi Z jest niedokładność pomiarowa zastosowanego czujnika. W osi Z rejestrowano przemieszczenia przy pomocy czujnika DG 25B firmy Sony o rozdzielczości 0,0005 mm. Niepewność czujnika przemieszczeń w osi Z oszacowano na podstawie rozdzielczości przyrządu pomiarowego, którą odczytano z danych technicznych producenta czujnika.

$$u_{S3}(X) = \frac{R_{PC}}{2 \cdot \sqrt{3}} \Rightarrow u_{S3}(X) = \frac{0,5}{2 \cdot \sqrt{3}} = 0,75 \text{ } \mu\text{m}, \quad (6)$$

gdzie: R_{PC} - rozdzielczość przyrządu pomiarowego - czujnika przemieszczeń w osi Z.

Kolejnym źródłem błędów przy realizacji tego eksperymentu okazała się jakość wykonania próbek dla danej serii pomiarowej. Bilans niepewności dla jakości wykonania próbek można przedstawić równaniem [3]:

$$u_P = \sqrt{\frac{u_{P1}^2 + u_{P2}^2 + u_{P3}^2}{3}}, \quad (7)$$

gdzie: u_{P1} - niepewność wynikająca z precyzji wykonania próbek, u_{P2} - niepewność wynikająca z niedokładności pomiaru masy przy określaniu objętości użytego materiału kostnego, u_{P3} - niepewność wynikająca z niedokładności pomiarów gabarytowych użytego materiału kostnego przy określaniu objętości materiału kostnego.

Wyznaczając niepewność dla precyzji wykonania próbek można przyjąć rozkład prostokątny błędów wielkości charakteryzujących próbkę w przedziale $[-\Delta_{\max}, \Delta_{\max}]$, którą określimy jako niepewność standardową:

$$u_{P1}(W_w) = \frac{\Delta P_{W_{\max}}}{\sqrt{3}} \Rightarrow u_{P1}(W_w) = \frac{0,06}{\sqrt{3}} = 0,0346 \text{ mm}, \quad (8)$$

gdzie: $\Delta P_{W_{\max}}$ - błąd w przedziale $[-\Delta_{\max}, \Delta_{\max}]$.

Użyty materiał kostny pochodził od kilku zwierząt tego samego gatunku i o podobnym wieku życia z uboju dla gospodarki rolnej. Jakość i wzajemne podobieństwo wykorzystanych tkanek kostnych przyjęto na podstawie własności gęstości tkanki kostnej w danej objętości. To rozwiązanie generuje wiele błędów, które wpływają ostatecznie na niepewność uzyskanych wyników. Głównym źródłem niepewności są błędy wynikające z pomiarów masy i określenia objętości użytej tkanki kostnej. Niepewność wynikająca z pomiaru masy wagą laboratoryjną oszacowano na podstawie rozdzielczości przyrządu.

$$u_{P2}(X) = \frac{R_{PW}}{2 \cdot \sqrt{3}} \Rightarrow u_{P2} = \frac{0,05}{2 \cdot \sqrt{3}} = 0,0433 \text{ g}, \quad (9)$$

gdzie: R_{PW} - błąd rozdzielczości przyrządu pomiarowego - wagi laboratoryjnej.

Różnorodny kształt i brak symetryczności użytego fragmentu tkanki kostnej wymusił szereg pomiarów, by określić całkowitą objętość wykorzystanej tkanki kostnej w danej próbce. Pomiar te wygenerowały błędy, które zostały uwzględnione przy szacowaniu niepewności, związanej z precyzją wykonania próbek. Przy szacowaniu składowej niepewności związanej z określeniem objętości przyjęto za źródło największych błędów przyrząd o najmniejszej dokładności. Przyrządem tym okazała się summiarka o rozdzielczości 0,02 mm. Takie podejście pozwala wybrać najmniej korzystny wariant i oszacować maksymalny błąd pochodzący z tych pomiarów. Niepewność oszacowano na podstawie rozdzielczości przyrządu pomiarowego tj. użytej summiarki.

$$u_{P3}(X) = \frac{R_{PS}}{2 \cdot \sqrt{3}} \Rightarrow u_{P3} = \frac{0,02}{2 \cdot \sqrt{3}} = 0,0173 \text{ mm}, \quad (10)$$

gdzie: R_{PS} - błąd rozdzielczości przyrządu pomiarowego - summiarki.

Kolejnym źródłem niepewności są wartości błędów z uzyskanych wyników, których wartości są inne od wartości rzeczywistej, danego mierzzonego parametru. Odchylenie wartości tego samego parametru dla tej samej serii powtórzeń pomiarów w tych samych warunkach odniesienia przyjęto za źródło niepewności wynikające z rozrzutu uzyskanych wyników. Niepewność związana z przemieszczeniem implantu względem tkanki kostnej przedstawiono równaniem niepewności standardowej dla jednego pomiaru:

$$u_{wp}(X) = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 0,6 \text{ mm} \quad (11)$$

gdzie: n - liczba pomiarów, x_i - wyniki kolejnych pomiarów w danej serii.

Niepewność standardowa średnia wynikająca z odchylenia pomiarów tej samej wielkości po serii pomiarów wyrażono równaniem:

$$u_W(X) = \frac{u_{wp}(X)}{\sqrt{n}} = 0,09 \text{ mm} \quad (12)$$

gdzie: $u_{wp}(X)$ - niepewność standardowa dla pojedynczego wyniku, n - liczba pomiarów.

Wszystkie źródła wchodzące w skład budżetu niepewności pomiaru wielkości biomechanicznych w rozpatrywany przypadku można podzielić na niepewność związaną ze stanowiskiem i metodyką pomiarową (tab. 1), z niepewnością związaną z badanym obiektem-próbką (tab. 2) oraz wynikającą z rozrzutu uzyskanych wyników (tab. 3).

Tab. 1. Budżet niepewności dla stanowiska badawczego
Tab. 1. Uncertainty budget for the test stand

Lp.	Składowe niepewności	Symbol niepewności	Wartość niepewności standardowej	Procentowy udział w złożonej niepewności standardowej
1	Niepewność wynikająca ze stanowiska	u_{S1}	<u>0,288 kN</u>	<u>2,880%</u>
2		u_{S2}	<u>0,00173 mm</u>	<u>0,173%</u>
3		u_{S2}	<u>0,00075 mm</u>	<u>0,075%</u>
4		u_S		<u>1,666%</u>

Tab. 2. Budżet niepewności wynikający z budowy obiektu badań
Tab. 2. Uncertainty budget resulting from the structure of the object under test

Lp.	Składowe niepewności	Symbol niepewności	Wartość niepewności standardowej	Procentowy udział w złożonej niepewności standardowej
1	Niepewność wynikająca z budowy próbek	u_{P1}	<u>0,0346 mm</u>	<u>3,460%</u>
2		u_{P2}	<u>0,0433 g</u>	<u>4,330%</u>
3		u_{P3}	<u>0,0173 mm</u>	<u>1,730%</u>
4		u_P		<u>3,352%</u>

Tab. 3. Budżet niepewności wynikający z rozrzutu uzyskanych wyników
Tab. 3. Uncertainty budget resulting from the scatter of the obtained results

Lp.	Składowe niepewności	Symbol niepewności	Wartość niepewności standardowej	Procentowy udział w złożonej niepewności standardowej
1	Niepewność wynikająca z rozrzutu wyników	u_W	<u>0,100 mm</u>	<u>10,000%</u>

Wyznaczenie złożonej niepewności standardowej najdogodniej dokonać w zestawieniu tabelarycznym uwzględniając wszystkie nieskorelowane niepewności standardowe procesu pomiarowego wielkości biomechanicznych (tab. 4).

Tab. 4. Budżet niepewności
Tab. 4. Budget of the uncertainty

Lp.	Składowe niepewności standardowej	Współczynnik wrażliwości	Rozkład prawdopodobieństwa	Procentowy udział w złożonej niepewności standardowej
1	u_S	<u>1</u>	<u>prostokątny</u>	<u>1,666%</u>
2	u_P	<u>1</u>	<u>prostokątny</u>	<u>3,352%</u>
3	u_W	<u>1</u>	<u>prostokątny</u>	<u>9,000%</u>
4	$u = +u_S + u_P + u_W$			<u>14,018%</u>

Niepewność rozszerzoną wyznaczono na podstawie złożonej niepewności standardowej. W tym przypadku wyznaczono dla współczynnika rozszerzenia $k=2$ a więc dla poziomu ufności 95% [4].

Tab. 5. Budżet niepewności rozszerzonej
Tab. 5. Budget of the expanded uncertainty

Lp.	Równanie niepewności rozszerzonej	Wartość niepewności rozszerzonej	Poziom ufności do uzyskanych wyników
1	$U = k \cdot u$ dla $k=2$	<u>28,036%</u>	<u>71,964%</u>

4. Dyskusja

Trafna interpretacja wyników możliwa jest jedynie wtedy gdy znamy wszystkie cechy charakterystyczne zjawiska, którego dotyczyły badania. W przypadku badań nad własnościami biomechanicznymi dopiero poznawanymi, rzetelna interpretacja wyników możliwa jest tylko wtedy, gdy znamy stopień zaufania do uzyskanych wartości liczbowych, opisujących dane zjawisko. Jedną z metod określania stopnia zaufania jest szacowanie niepewności pomiaru danej własności. Dokładna analiza wyników dla złożonego problemu możliwa jest jedynie w przypadku znajomości wielkości błędów granicznych danych wejściowych i wielkości błędów parametrów rejestrowanych. Przy obliczaniu poziomu ufności warto jest skorzystać z przewodnika szacowania niepewności zatwierdzonego przez Międzynarodowe Biuro Miar i Wag [4, 5].

5. Wnioski

Wykonane procesy wyznaczenia niepewności dla badań biomechanicznych wykazały, które elementy procesu mają największy wpływ na jakość uzyskanych wyników. Rzetelna interpretacja wyników możliwa jest wtedy, kiedy znamy poziom ufności do uzyskanych wartości liczbowych. Uzyskany poziom ufności wyników pokazał, że największy wpływ na uzyskane wyniki ma badany obiekt (Tab. 5). Analiza szacowania niepewności dla tego eksperymentu dowiodła, że aparatura pomiarowa i metodyka badań została dobrana poprawnie, a największy wpływ na powstałe błędy miały własności biomechaniczne użytych materiałów do budowy obiektu badań.

6. Literatura

- [1] Turzeniecka D.: Ocena niepewności wyniku pomiarów. Politechnika Poznańska. Poznań 1997.
- [2] Strzałkowski A.: Matematyczne metody opracowywania wyników pomiarów. PWN. Warszawa 1973.
- [3] Wyrażanie niepewności pomiaru. Przewodnik ISO 1995. wyd. GUM 1999.
- [4] Wyrażanie niepewności pomiaru przy wzorcowaniu. EA-4/02.
- [5] Międzynarodowy słownik podstawowych i ogólnych terminów metrologii. GUM. Warszawa 1996