

MARCIN NOWAK, DANIEL ZIEMIAŃSKI*

ANALIZA PEWNYCH CECH DYNAMICZNYCH MODELI KOŚCI RAMIENIA CZŁOWIEKA

ANALYSIS OF SOME FEATURES OF DYNAMIC MODELS OF HUMAN BONES OF THE ARM

Streszczenie

W artykule, korzystając z nowoczesnych pakietów informatycznych, podjęto próbę badania wybranych własności dynamicznych kości kończyny górnej człowieka poprzez budowę odpowiednich modeli metodą MES przy założonych warunkach brzegowych. Otrzymane wyniki numeryczne i analityczne dotyczące drgań własnych przedstawiono w formie tabeli.

Słowa kluczowe: kości, drgania własne, MES

Abstract

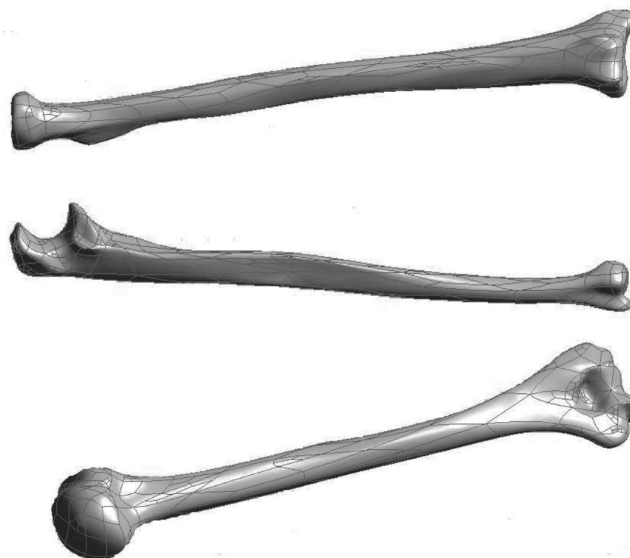
In this paper, using modern informatics packets, an attempt to study the chosen dynamic properties of human upper limb bones by building appropriate models using FEM with the assumed boundary conditions was applied. Obtained numerical results and analysis of vibrations are presented in tabular form.

Keywords: bones, modes, MES

* Mgr inż. Marcin Nowak, mgr inż. Daniel Ziemiański, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska.

1. Wstęp

Znane są od dawna dokładne opisy antropometryczne i anatomiczne układu ręka–ramię [1, 2, 5, 6], jednak nadal wiele jego własności dotyczących wpływu wibracji na ten układ pozostaje niezbadanych. By poznać te niewiadome, konieczna jest budowa wiarygodnych modeli biomechanicznych wyżej wymienionego układu. W artykule, korzystając z nowoczesnych pakietów informatycznych, podjęto próbę badania własności dynamicznych kości kończyny górnej człowieka poprzez budowę odpowiednich modeli metodą MES przy założonych warunkach brzegowych. Wspomniane modele kości zostały opracowane z użyciem współrzędnościowego ramienia pomiarowego [3] oraz systemu CAE Catia [7, 8] i przygotowane do dalszej analizy za pomocą programów opierających się na obliczeniach metodą elementów skończonych. Procedura przygotowania modeli została dokładnie opisana w artykule [4].



Rys. 1. Modele kości (od góry) promieniowej, łokciowej i ramiennej zaimportowane do programu ANSYS.

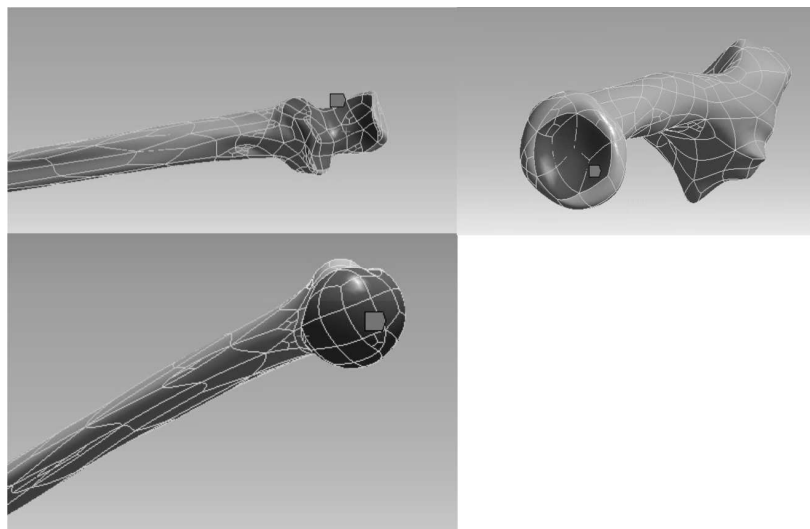
Fig. 1. Models of bone (from the top) radius, ulna and humerus imported into ANSYS

Dla tak przygotowanych modeli trzech głównych kości kończyny górnej, tj. kości promieniowej i łokciowej przedramienia oraz kości ramiennej (rys. 1), zostały wyznaczone pierwsze formy drgań własnych poprzecznych i podłużnych. Porównano je z dobranymi pryzmatycznymi prętami o przekroju kołowym, których średnica wpisuje się w najmniejszy przekrój kości. Dla każdego zestawu kości i prętów wyznaczono pierwsze formy drgań własnych poprzecznych i podłużnych. Wyniki dla prostych prętów zweryfikowano metodami analitycznymi. Otrzymane wyniki numeryczne i analityczne dotyczące drgań własnych przedstawiono w formie tabeli.

2. Analiza wybranych cech dynamicznych

2.1. Założenia

Jedną z pierwszych prób określenia własności dynamicznych kończyny górnej człowieka była analiza drgań własnych kości trzech głównych kości ramienia. Postanowiono zbadać każdą z kości osobno, jednak przy podobnych rodzajach utwierdzenia. Przyjęto, że utwierdzenie będzie się znajdowało na powierzchni stawowej bliższej korpusu każdej z kości. Utwierdzenia przedstawiono na rysunku (rys. 2).



Rys. 2. Sposób utwierdzenia kości. Zablokowane wszystkie przemieszczenia na powierzchni stawowej bliższej

Fig. 2. Method of bare bones. Blocked all shipments to the proximal articular surface

Kolejnym etapem był wybór odpowiedniego programu obliczeniowego. Wybór padł na program ANSYS, ze względu na najlepszą dostępność do tego systemu w jednostce badawczej. Należy wspomnieć, iż wcześniej uzyskane modele również dobrze współpracują z innymi systemami. Do obliczeń użyto programu ANSYS – wersja 12 na licencji studenckiej dostępnej na Wydziale Mechanicznym Politechniki Krakowskiej.

Pierwszym etapem obliczeń komputerowych była weryfikacja poprawności obliczeń programu. W tym celu zamodelowano w programie ANSYS trzy pręty pryzmatyczne o przekroju kołowym. Każdy z prętów został odpowiednio dobrany na podstawie głównych wymiarów zewnętrznych w tab 1. Własności materiałowe, gęstość (1), liczba Poissona (2), moduł Younga (3) użyte do obliczeń dobrano dla kości z literatury [5]. Przy analizie kości w programie ANSYS założono jednorodność materiału. Pominięto jednocześnie wpływ innych struktur organizmu na kość. Nie uwzględniono oddziaływania innych kości, mięśni i ścięgien.

$$\rho = 1900 \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right] \quad (1)$$

$$\nu = 0,3 \quad (2)$$

$$E = 20 \text{ [GPa]} \quad (3)$$

Tabela 1

Średnice i długości prętów o przekroju kołowym dobrane dla każdej z kości

Kość	Promieniowa	Łokciowa	Ramienna
D [mm]	20	15	25
L [mm]	250	275	330

Sposób utwierdzenia prętów pryzmatycznych był identyczny jak dla kości, tzn. utwierdzenia na jednym końcu przy drugim końcu swobodnym. Dla tak dobranych prętów, przy opisanym powyżej utwierdzeniu, zostały uwzględnione wzory do obliczenia trzech pierwszych częstości drgań własnych poprzecznych i podłużnych (4), (5).

$$\omega_n = \left(\frac{\alpha_n}{L} \right)^2 \cdot \sqrt{\frac{EJ}{Ap}} \quad \begin{array}{l} \alpha_1 = 1,875 \\ \alpha_2 = 4,694 \\ \alpha_3 = 7,849 \end{array} \quad (4)$$

$$\omega_n = \frac{\alpha_n}{L} \cdot \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad \begin{array}{l} \alpha_1 = \frac{1}{2}\pi \\ \alpha_2 = \frac{3}{2}\pi \\ \alpha_3 = \frac{5}{2}\pi \end{array} \quad (5)$$

2.2. Przedstawienie wyników analizy drgań własnych dla kości

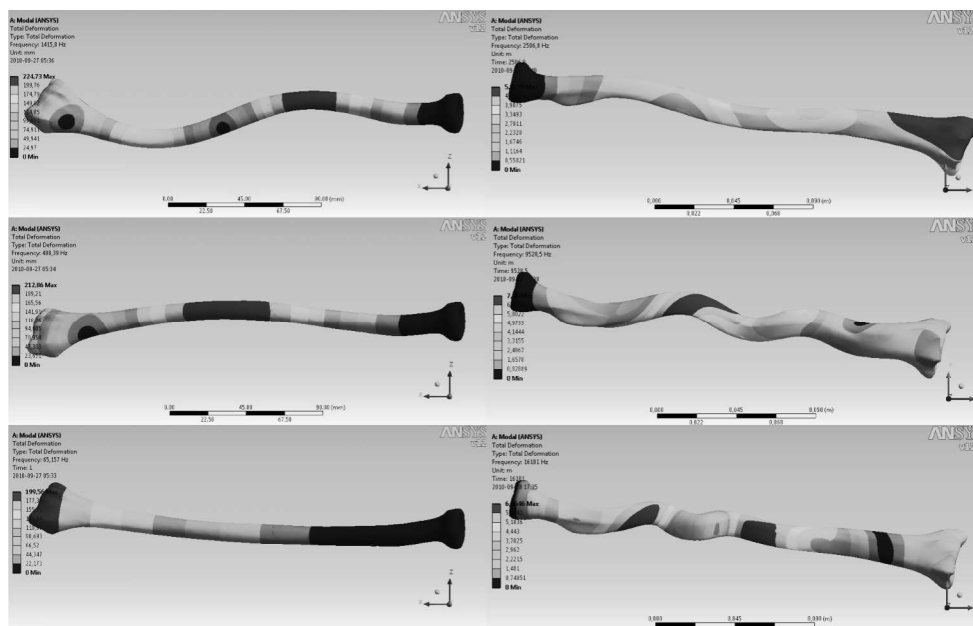
Po przeprowadzeniu badań nad modelami kości w programie ANSYS otrzymano wyniki zaprezentowane w tabelach 2–4. Przy każdej z tabel prezentujących wyniki dla każdej z kości zostały również przedstawione ilustracje z programu ANSYS odnoszące się do tabeli (rys. 3–5).

Dla drgań podłużnych kości ramiennej udało się jednoznacznie zidentyfikować pierwszą formę drgań.

Tabela 2

Wyniki dla kości promieniowej drgania poprzeczne i podłużne

Forma	Drgania	
	poprzeczne	podłużne
	częstotliwość [Hz]	częstotliwość [Hz]
1	65,157	2519,7
2	498,39	9528,5
3	1415,8	16101



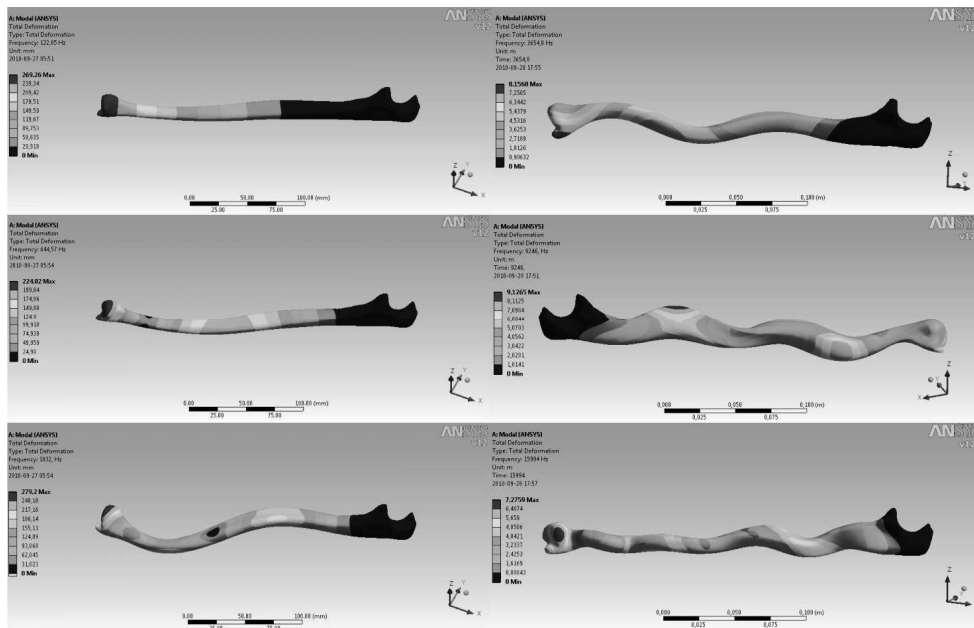
Rys. 3. Ilustracje z programu ANSYS przedstawiające wyniki dla trzech pierwszych form drgań własnych w kolumnie lewej poprzecznych, w kolumnie prawej podłużnych, dla modelu kości promieniowej

Fig. 3. Illustrations from the ANSYS results for the switching of the first three forms of vibrations in the left column, transverse, longitudinal right hand column, the model radius

Tabela 3

Wyniki dla kości łokciowej, drgania poprzeczne i podłużne

Forma	Drgania	
	poprzeczne	podłużne
	częstotliwość [Hz]	częstotliwość [Hz]
1	122,05	3654,8
2	644,57	9246
3	1832	15994



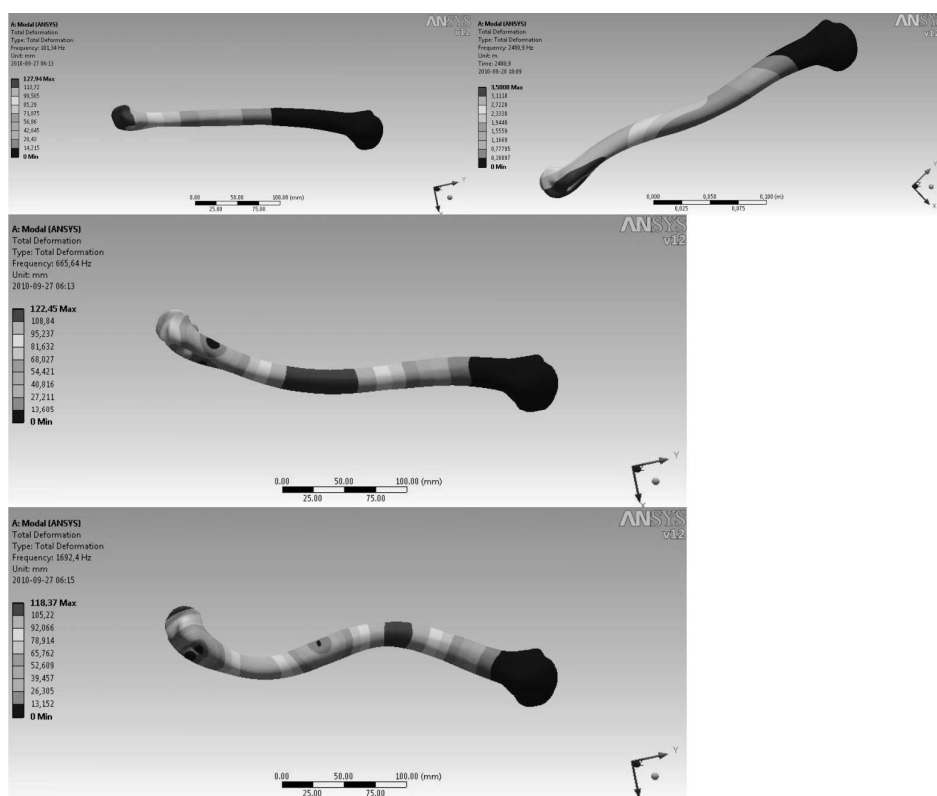
Rys. 4. Ilustracje z programu ANSYS przedstawiające wyniki dla trzech pierwszych form drgań własnych w kolumnie lewej poprzecznych, w kolumnie prawej podłużnych, dla modelu kości łokciowej

Fig. 4. Illustrations from the ANSYS results for the switching of the first three forms of vibrations in the left column, transverse, longitudinal right hand column, for the model of the ulna

Tabela 4

Wyniki dla kości ramiennej drgania poprzeczne i podłużne

Forma	Drgania	
	poprzeczne	podłużne
	częstotliwość [Hz]	częstotliwość [Hz]
1	101,34	2480,9
2	665,64	X
3	1692	X



Rys. 5. Ilustracje z programu ANSYS przedstawiające wyniki dla trzech pierwszych form drgań własnych po lewej stronie u góry i poniżej, po prawej stronie u góry pierwsza forma drgań własnych podłużnych, dla modelu kości ramiennej

Fig. 5. Illustrations from the ANSYS results for the switching of the first three forms of vibrations on the left side at the top and below the right side at the top of the first form of longitudinal vibrations, for the model of the humerus

2.3. Przedstawienie wyników analizy drgań własnych dla kości wykonanych z tytanu

Poniżej przedstawiono wyniki analizy form drgań własnych dla kości, dla których przyjęto własności materiałowe jak dla stopu Ti6Al4V. Jest to stop często wykorzystywany w medycynie do produkcji endoprotez. Pomimo iż wartości własności mechanicznych (6–8) różnią się od wartości przyjętych dla kości, materiał ten jest wykorzystywany ze względu na biogodność stopu z tkanką żywą.

$$\rho = 4050 \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right] \quad (6)$$

$$\nu = 0,32 \quad (7)$$

$$E = 100 \text{ [GPa]} \quad (8)$$

W tabelach 5–7 przedstawiono częstotliwości drgań własnych kości wykonanych ze stopu tytanu, kolejno: dla kości promieniowej w tabeli 5, dla kości łokciowej w tab. 6 oraz dla kości ramiennej w tab. 7.

Tabela 5

Wyniki dla kości promieniowej drgania poprzeczne z materiałem tytanowym

Forma	Częstotliwość [Hz]
1	313,04
2	2405
3	6823

Tabela 6

Wyniki dla kości łokciowej drgania poprzeczne z materiałem tytanowym

Forma	Częstotliwość [Hz]
1	588,99
2	3102
3	7827

Tabela 7

Wyniki dla kości ramiennej drgania poprzeczne z materiałem tytanowym

Forma	Częstotliwość [Hz]
1	489,86
2	3210
3	8120

3. Wnioski

Pierwsze zestawienia wyników przedstawione w tabelach wskazują na poprawność stosowanego programu obliczeniowego ANSYS. Częstości drgań własnych dla prętów o przekroju kołowym przy własnościach materiałowych kości wykazują dużą zbieżność z częstościami otrzymanymi ze wzorów analitycznych. Największy otrzymany błąd wynosi 5%, a w większości przypadków nie przekracza 0,5%. Pozwala to wnioskować, że obiekty o skomplikowanym kształcie, dla których obliczenia częstości drgań własnych metodami analitycznymi są bardzo trudne, program ANSYS obliczył poprawnie. Otrzymane wyniki wskazują, że najniższe częstotliwości drgań własnych kości znajdują się w paśmie 65–123 Hz. Są to pierwsze częstotliwości drgań poprzecznych. Z kolei pierwsze częstotliwości drgań podłużnych znajdują się w paśmie 2500–3650 Hz. Mimo wielu prób nie udało się określić jednoznacznie pierwszych form drgań własnych dla niektórych kości. Należy przypuszczać, że przyczyną tego jest założony sposób utwierdzenia w miejscach powierzchni stawowych. Kolejne analizy wykazały różnicę w przypadku identycznej geometrii obiektów i sposobu utwierdzenia, dla różnych własności materiałowych.

Literatura

- [1] Ciupik L., Kierkowska A., Jędrych Ł., *Biomateriały stosowane na implanty DERO: historia, współczesność, przyszłość*, Spondyloimplantologia zaawansowanego leczenia kręgosłupa systemem DERO, Zielona Góra 2005, 37-46.
- [2] Grey H., *Grey's Anatomy*, Wyd. 2, Arcturus, London 2008.
- [3] Karbowski K., *Podstawy rekonstrukcji elementów maszyn i innych obiektów w procesach wytwarzania*, Wydawnictwo PK, Kraków 2008.
- [4] Nowak M., *IV konferencja młodych uczonych – Porównanie pewnych cech drganiowych kości promieniowej przedramienia i belki pryzmatycznej o tych samych parametrach mechanicznych*, Wyd 1, PATRIA, Kraków 2009, 145-152.
- [5] Sobczak A., Kowalski Z., *Materiały hydroksyapatytowe stosowane w implantologii*, Czasopismo Techniczne, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, 149-158.
- [6] Walocha J., Skawina A., *Kończyna górna kończyna dolna*, Wyd. 1, Wydawnictwo UJ, Kraków 2003.
- [7] Wyleżoł M., *CATIA podstawy modelowania powierzchniowego i hybrydowego*, Helion, Gliwice 2003.
- [8] Wyleżoł M., *Modelowanie bryłowe w systemie CATIA przykłady i ćwiczenia*, Helion, Gliwice 2002.