

Zdzisław Dzwonnik, Jerzy Jatczek, Leszek Wojtczak

MIKROSTRUKTURALNY MODEL FIZYCZNY KOŚCI

1. WSTĘP

W celu lepszego zrozumienia różnorodnych procesów i zjawisk zachodzących w tkance kostnej oraz istniejących między nimi związków, rozpoczęto tworzyć różne modele kości. Mechaniczne właściwości kości w ujęciu mikrostrukturalnej budowy tkanki kostnej i kości scalonej są przedmiotem badań wielu autorów. Dużo uwagi poświęcono ocenie wpływu beleczkowej architektury utkania kostnego, wielkości modułu Younga i wzajemnego układu kryształów hydroksyapatytu z włóknami kolagenu na twardość, sprężystość oraz wytrzymałość mechaniczną kości. Skomplikowana budowa kości oraz występowanie całego systemu jam i kanalików nie pozwala na opracowanie prostego modelu kości. Niejednorodność i anizotropia tkanki kostnej oraz złożony kształt geometryczny są podstawową przeszkodą w tym zakresie. Z powyższych względów do tej pory nie udało się stworzyć uniwersalnego modelu kości, który tłumaczyłby wszystkie zjawiska. Jednak badania eksperymentalne nad właściwościami fizycznymi kości i rozwiązania teoretyczne na modelach mogą dostarczyć wielu danych o stanach fizjologicznych tkanki kostnej. Pomimo że dotychczas nie znaleziono odpowiednio dokładnego modelu fizycznego dla opisu właściwości złożonej struktury kości, to jednak prowadzone badania w tym zakresie już znajdują praktyczne zastosowanie w medycynie [9, 11, 20].

2. TKANKA KOSTNA

Kość jako wyspecjalizowana tkanka łączna ma skomplikowaną budowę określoną przez specyficzną strukturę blaszek i beleczek utkania kostnego oraz cały system jam i kanalików. Substancja międzykomórkowa kości decydująca o właściwościach mechanicznych tkanki kostnej składa się z włókien kolagenu, mukopolisacharydów i mikrokryształów hydroksyapatytu. Kryształy hydroksyapatytu o wzorze chemicznym

$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ są związane z kolagenowymi warstwami o utkaniu siatkowym. Znajdujące się w organicznym środowisku kryształy minerału są bardzo drobnej budowy. Substancje nieorganiczne stanowią ok. 70% ciężaru kości i zawierają 97% związków wapnia znajdującego się w ustroju.

Włókna kolagenowe w tkance kostnej występują w postaci nieuregulowanych pasm o długości ok. 3000 Å i średnicy 15 Å, tworząc blaszki kostne o grubości 5-10 μm. W kolejno położonych blaszkach kostnych włókna kolagenowe są ułożone na przemian, lewo i prawo skrętnie. Obserwuje się charakterystyczną strukturę kości o utkaniu siatkowym, składającą się z blaszek i beleczek kostnych, występujących w postaci zbitej i gąbczastej. Tkanka kostna występująca w postaci zbitej tworzy trzon kości, który stanowi główną część jej masy, zaś istota gąbczasta znajduje się w nasadach trzonu i występuje stosunkowo w niewielkiej ilości masy. W trzonie kości znajduje się duża liczba różnego rodzaju jam i kanałów spełniających określone funkcje w metabolizmie tkanki kostnej.

3. WŁAŚCIWOŚCI FIZYCZNE KOŚCI

Anatomiczna i strukturalna budowa kości determinują jej właściwości fizyczne. Kształt i rozmiary kości oraz rozmieszczenie części zbitej i gąbczastej w strukturze kostnej stanowią doskonały układ mechaniczny spełniający duże wymagania pod względem wytrzymałości na ściskanie oraz mniejszy na wyciąganie i zginanie. Moduł Younga dla kości ludzkich wynosi $1,82 \times 10^5 \text{ kg/cm}^2$. W przeprowadzonych badaniach nad wytrzymałością kości wykazano, że układ blaszek i beleczek w utkaniu kostnym oraz rozmieszczenie masy zbitej i gąbczastej odpowiada przebiegom linii sił największego napięcia i naprężenia występującego w kościach podczas obciążenia. Kość doskonale zachowuje największą wytrzymałość przy minimum zawartości materiału. Z drugiej strony właściwości fizyczne kości określone są przez wzajemny układ kryształów hydroksyapatytu w siatce włókien kolagenowych. W normalnych stanach fizjologicznych stosunek hydroksyapatytu do włókien kolagenowych jest wielkością stałą [19]. Natomiast w stanach chorobowych powodujących procesy odwapnienia i ubytki tkanki kostnej następuje zachwianie tego stosunku. Określa to również zmniejszenie wytrzymałości kości [7]. W badaniach właściwości mechaniczno-dynamicznych kości stwierdza się specyficzne właściwości

tkanki kostnej, polegające na względnej zmianie długości kości wynoszącej przy wydłużeniu 0,76%, a przy skracaniu 3% podczas obciążeń w zakresie sprężystym [15].

4. MODELE KOŚCI

4. 1. MODEL CYLINDRYCZNY

Model cylindryczny zaproponowany przez J u r i s t a i K i a n i a n a [13, 14] dotyczy opisu drgań kości łokciowych pobudzanych prostopadle do kierunku osi cylindra w odległości $1/3$ długości kości jednego z jej końców. Kość była rozważana jako rura cylindryczna o długości L oraz promieniach wewnętrznym r i zewnętrznym R . Rura jest wykonana z jednorodnego materiału scharaktaryzowanego przez moduł Younga E i izotropową gęstość substancji ρ .

Wychylenie z położenia równowagi w punkcie położonym na osi symetrii cylindra drgającego jest określone równaniem Eulera:

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial z^2} = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} \quad (1)$$

gdzie: v oznacza prędkość falową fali podłużnej rozchodzącej się z kątową prędkością ω w kierunku długości cylindra.

W tym modelu gęstość ρ jest związana z modułem Younga relacją:

$$\rho = \alpha + BE \quad (2)$$

Rozwiązując równanie falowe (1) przy określonych warunkach brzegowych otrzymuje się wzory na częstości własne drgań rury. Widzimy więc, że przyjęcie modelu rury prowadzi do warunków określenia częstości własnych pobudzonej rury, jeśli tylko określimy odpowiednio gęstość kości ρ . Oznacza to również, że zachodzi zjawisko propagacji wzbudzonych fal mechanicznych w kości [16].

Badanie struktury kości metodą rezonansową wykazały, że beleczkowa struktura tkanki kostnej ma charakterystyczne widma częstotliwości rezonansowych. Rezonans występujący dla każdej sieci mikrostrukturalnej materii kostnej jest w stosunku $1 : 9 : 16 \dots$ częstości pozwalającej w ilościowym związku z ruchem falowym atomów wap-

nia i fosforu. W badaniach tych stwierdzono występowanie częstotliwości rezonansowych w zakresie 1000-3000 Hz, podczas gdy w badaniach rezonansowych układu kostnego zawierającego kanały Haversa, stwierdzono częstotliwości rezonansowe w zakresie 200 Hz [12 19].

4. 2. MODEL POROWATEGO PRĘTA

W proponowanym modelu kości przyjęto, że mamy do czynienia z równomiernym rozmieszczeniem beleczkowej struktury kostnej występującej w postaci kręgów ułożonych w formie siatki. Jednocześnie założono, że dojrzała twarda tkanka kostna ma te same właściwości fizyczne jak utkanie o strukturze beleczkowej. Natomiast nie uwzględniono wyników badań fotometrycznych i fotoelastycznych opisujących architekturę struktury beleczkowej oraz uszeregowanie blaszek kostnych i uwarunkowaną tym wytrzymałość mechaniczną kości. Na podstawie przedstawionego modelu podjęto próbę wyjaśnienia związku między modułem Younga i siłami mechanicznymi występującymi w siatkowej części struktury beleczkowej w zależności od zmian gęstości materii kostnej. Pomimo znacznych uproszczeń wynikających z przyjętych założeń, za pomocą przedstawionego modelu można było w przybliżeniu opisać współzależność między występującymi siłami w strukturze beleczkowej i modułem Younga a gęstością części twardej tkanki kości [1, 4]. Opierając się na tym uproszczonym modelu przeprowadzono analizę wartości Younga dla twardej części kości na podstawie oceny własności, przylegającej do niej struktury beleczkowej [16]. W wyniku tej analizy wykazano, że naprężenia występujące w beleczkach przenikają do tkanki o strukturze zbitej. Stąd wynika, że do oceny modułu Younga kości zbitej należy również włączyć właściwości sprężyste skończonych elementów struktury kości beleczkowej.

4. 3. MODEL STRUKTURALNY

Rozwinięciem poprzedniego modelu był strukturalny model kości, który uwzględnia, zgodnie z wynikami badań fotomikroskopowych i fotoelastycznych, porowatość, zgięcia i rozmieszczenia beleczek w strukturze kostnej [18, 19]. Na podstawie hipotetycznych ułożeń beleczek kostnych dla dystalnego końca kości udowej, odzwierciadlających w dużym stopniu rzeczywistą strukturę utkania kostne-

go, wyznaczono wartość modułu Younga w zależności od długości, właściwości elastycznych i małych wychyleń elementów kostnych. Analiza wykazała, że zgięcia i porowatość struktury beleczkowej mają istotne znaczenie dla wytrzymałości kości scalonej. Z modelowych rozważań wynika również, że moduł sztywności układu kostnego jest zdeterminowany przez stopień uporządkowania beleczkowej struktury kostnej, natomiast miękkie tkanki kostne nie mają istotnego wpływu na wytrzymałość kości.

4.4. MODELE ANALOGOWE

W analogowych modelach trzon kości długich przedstawia się w postaci belki lub pręta o strukturze wewnętrznej odpowiadającej budowie materii kostnej. Częstotliwość drgań elementów strukturalnych dla warunków elastycznych może być określona na podstawie rozwiązania równania falowego opisującego związek między parametrami fizycznymi i wielkościami strukturalnymi badanego obiektu. Z rozwiązań tych równań wynika, że drgania w zakresie akustycznym dotyczą elementów o rozmiarach dużo mniejszych od długości fali rozchodzących się w badanym ośrodku, a częstotliwość ich wzrasta jak ciąg liczb naturalnych 1, 2, 3, ... Natomiast w zakresie właściwości nieelastycznych tkanki, drgania powstają w elementach mikrostrukturalnych, których wymiary są mniejsze od długości fali, a częstotliwość ich wzrasta jak ciąg liczb 1, 4, 9, 16, ... [19].

Właściwości teoretyczne przedstawione w analogowych modelach zostały potwierdzone w badaniach eksperymentalnych.

W ujęciu modelowym właściwości drgające małych elementów są rozważane przy założeniu występowania jednakowych sił działających na jednostkę długości drgającej belki o równomiernym przekroju. Oznacza to również, że mikrofizyczne naprężenia wywołują w stałych punktach badanego obiektu charakterystyczne pojedyncze emisje wibracji, której energia przekazywana jest do sąsiednich elementów strukturalnych. Drgania jednego elementu odpowiadają emisji drgań o częstotliwości w zakresie wąskiego pasma, charakteryzującej strukturę określonego elementu drgającej materii. Z przeprowadzonych badań eksperymentalnych wynika, że belki o strukturze jednakowych elementarnych układów są źródłem wibracji o częstościach w zakresie drgań słyszalnych [5, 12].

4.5. INNE MODELE

Poza przedstawionymi modelami traktującymi właściwości mechaniczne tkanki w zależności od jej struktury w ostatnich latach ukazało się wiele prac dotyczących znaczenia kolagenu i kryształów hydroksyapatytu w ocenie modułu Younga zbitej części kości [2, 3, 8].

W ujęciu modelowym przyjmuje się, że moduł Younga dla kości jest równy sumie arytmetycznej modułów hydroksyapatytu i kolagenu pomnożonych przez ich objętości. Wykonane obliczenia wg przyjętych założeń modelowych wykazały, że moduł sztywności kryształów hydroksyapatytu ($63,5 \text{ GNm}^{-2}$) jest znacznie większy od modułu sztywności kolagenu ($1,3 \text{ GNm}^{-2}$) i dobrze koreluje z wynikami badań doświadczalnych. Jednakże wyniki badań eksperymentalnych uzyskane dla kości scalonych, wykazują, że moduł Younga wynosi $27,6 \text{ GN m}^{-2}$ i nie jest zgodny z wynikami zsumowanych wartości modułu wyznaczonego oddzielnie dla włókien kolagenowych i kryształów hydroksyapatytu. Zaobserwowano również, że wartości modułów sprężystości kości są ściśle zależne od zawartości kryształów hydroksyapatytu w siatce włókien kolagenowych. Wzrost modułu kości był związany ze wzrostem ilości kryształów w części zbitej i ze wzrostem modułu sprężystości samego hydroksyapatytu.

Przedmiotem dalszych badań właściwości mechanicznych kości była analiza modułu Younga w zależności od położenia i zorientowania beleczek kostnych w strukturze trzonu kości długich [17]. Wykonane w tym zakresie badania eksperymentalne oraz rozwiązania teoretyczne oparte na teorii sprężystości dla małych elementów wyizolowanych z trzonu kości piszczelowej pochodzenia zwierzęcego, wykazały występowanie silnej anizotropii w tkance kostnej, co pozwala na wykrycie lokalnych zmian w tkance kostnej za pomocą jednej siły zewnętrznej działającej na scalony trzon kości.

5. MIKROSTRUKTURALNY MODEL KOŚCI

Analogia budowy kości i złożonych układów krystalicznych jest podstawą do sformułowania koncepcji mikrostrukturalnego modelu fizycznego kości [10]. W modelu mikrostrukturalnym przyjmujemy, że kość jest układem elementów krystalicznych rozmieszczonych regularnie w pewnych węzłach przestrzennej siatki wprowadzonej do części

zbitej kości. Oczywiście, regularność węzłów jest założeniem modelowym i jego dokładność może być miarą adekwatności modelu. Z drugiej strony porównanie danych doświadczalnych z wynikami teorii może być testem, m.in. regularności układu, mającego swoje odbicie w strukturze kości występującej w różnych stanach fizjologicznych. Wiązanie elementów krystalicznych za pomocą beleczek kolagenowych może być odwzorowane przez mikrostrukturalna siły elastyczne oddziaływania węzłów siatki regularnej. Powyższe siły, w rzeczywistym makroskopowym układzie mechanicznym, jakim jest kość, są odpowiedzialna za moduł sprężystości tkanki kostnej. Przyjęty w ten sposób model odpowiada krystalicznej warstwie cylindrycznej o oddziaływaniach komórkowych, w której pozostaje jeszcze do oddzielnego określenia parametr masy elementu krystalicznego, traktowanego jako całość podlegająca wychyleniom z położenia równowagi względem sieci krystalicznej. Masa takiego elementu jest oczywiście parametrem teorii i nie jest równa masie wynikającej z podziału kości na odpowiednią liczbę komórek, bowiem element drgający nie musi i nie powinien uwzględniać masy gąbczastej, a także nie powinien uwzględniać masy substancji wiążącej elementy drgające w części zbitej.

Z mikroskopowego punktu widzenia masa m elementu drgającego jest masą obszarów krystalicznych związków nieorganicznych występujących w kości. Jeśli jest możliwe wyznaczenie tej masy z eksperymentu, to na podstawie istniejących zależności można wnioskować o stanie zawartości kryształów w kości, a tym samym o stanie zwapnienia kości.

Stałe sił elastycznych są pochodnymi energii sprężystości substancji wiążącej części hydroksyapatytu. W przedstawionym modelu wprowadzono je jako parametr, mogący służyć do interpretacji własności sprężystych kolagenu.

W pierwszym przybliżaniu proponowanego modelu mikrostrukturalnego zakłada się, że drgania hydroksyapatytu nie są wzbudzane w rezonansie fal sprężystych w kościach pobudzonych do drgania. Istotny układ drgający stanowi zbiór regularnie ułożonych elementów drgających (tzn. kryształu apatytu) związanych siłami elastycznymi poprzez wiązania włókien kolagenu. Własność tego założenia wynika z tego, że fonony w kryształach są o wiele trudniejsze do pobudzenia niż drgania elementów z uwagi na o wiele silniejsze siły wiązań międzycząsteczkowych w kryształach.

Zaproponowana koncepcja modelu mikrostrukturalnego może być łatwo sformalizowana w sensie fizycznego opisu drgań sieci krystalicznej. Oznaczony przez $\delta \vec{R}_j$ wychylenia z położenia równowagi w węzłach j wprowadzonej siatki regularnej, natomiast przez $\vec{A}_{jj}$ siły elastycznego oddziaływania węzła j , na węzeł j poprzez substancję wiązania. Niech $\vec{p}_j$ są pędami elementów drgających w węzle j , przy czym ich masy są m_j . Wówczas hamiltonian H układu jest opisany wzorem:

$$H = \sum_j \frac{\vec{p}_j \cdot \vec{p}_j}{2m_j} + \frac{1}{2} \sum_{jj} H_{jj} \delta \vec{R}_j \cdot \delta \vec{R}_j \quad (3)$$

w przybliżeniu harmonicznym.

Rozwiązanie problemu może być teraz otrzymane na drodze formalnej:

Z punktu widzenia fizyki, równanie (3) przedstawia hamiltonian opisujący propagujące się quasicząstki w układzie fizycznym scharakteryzowanym przez cząsteczki własne i pędy quasicząstki, będące rozwiązaniami własnymi równania operatorowego dla hamiltonianu (3). Wzbudzenie fali rezonansowej jest więc w tej interpretacji kreacją quasicząstki w rozpatrywanym układzie.

Na podstawie rozwiązań znanych z fizyki otrzymujemy w najprostszym przypadku:

$$\omega_n = \sqrt{\frac{A}{m}} \sin \frac{2\pi n}{N} \quad (4)$$

Model mikrostrukturalny w przybliżeniu harmonicznym i ograniczeniu się do oddziaływań z najbliższymi sąsiadującymi w siatce regularnej elementami drgającymi jest najprostszym ujęciem problemu z punktu widzenia mikrostruktury kości. Założenie o jednorodności sił oddziaływania tzn. $\vec{A}_{jj} = \vec{A}$ oraz o jednorodności wielkości i i składu kryształów tzn. $m_{jj} = m$ prowadzi do określonego wniosku, że częstotliwość rezonansowa jest określona wzorem (4).

Jeśli przyjąć, że stosunek A/m jest równoważny stosunkowi E/ρ to wzór (4) dla odpowiednio niskich częstotliwości (a także są głównie obserwowane w rezonansie) redukuje się do klasycznego wzoru wynikającego z mechaniki układów drgających w postaci pręta lub cylindra wydrążonego.

Nowym elementem teorii w ujęciu modelu mikrostrukturalnego w porównaniu z modelem mechanicznym cylindra jest fakt skalowania kolejnych wzbudzeń rezonansowych poprzez narzucanie warunku ilości cząstek na węzeł sieci (elementów drgających), na długość kości lub co na jedno wychodzi, na wartość stałej α sieci regularnej służącej do opisu kości. Interpretacja tej stałej jest związana z rozmieszczeniem kryształu apatytu w kości. Stała ($\alpha = \frac{L}{N}$) sieci może być określona z pomiarów kolejnych wzbudzeń rezonansowych. Uzgodnienie wyników otrzymanych w modelu mikrostrukturalnym z wynikami prostych modeli mechanicznych i danymi doświadczalnymi stanowi pierwszy krok doświadczalnego uzasadnienia koncepcji modelu mikrostrukturalnego.

Wprowadzony model może być rozszerzony i uogólniony na bazie rozważań teoretycznych w oparciu o dane dotyczące budowy badanego obiektu. Dalsze uzgodnienia modelu z wynikami eksperymentów można uzyskać przez wprowadzenie niejednorodności parametrów cechujących model, np. wprowadzenie rozkładów masy, wielkość kryształów hydroksyapatytu oraz rozmieszczenie sił wiązania beleczek kostnych.

Oddziaływania wiązań nie przenoszą się przez efektywne pola fizyczne, lecz jedynie przez łańcuch sprężystych powiązań, których ogniwa tworzą węzły sieci. Pozostaje natomiast problematyczne przyjęcie przybliżenia harmonicznego. Na podstawie badań struktury należy przypuszczać, że wiązania te są raczej plastyczne, to zaś w modelu fizycznym odpowiada oddziaływaniom anharmonicznym.

Anharmoniczność drgań, prowadząca zresztą w wypadku dużych drgań do zerwania więzów, tzn. pęknięć i złamań kości, określa elastyczność kości w sensie jej sprawności fizycznej. Z punktu widzenia analizy drgań kości, anharmoniczność oddziaływania jest określona przez szerokość linii rezonansowych oraz ich kształt. Istotny wpływ na zachowanie się częstotliwości rezonansowych oraz na wielkość natężenia linii kolejnych rezonansów mają warunki zadane przez powierzchnię kości, zmianę parametrów wiązania oraz rozkład elementów drgających. W poszczególnym przypadku nierówności powierzchni, rozumiane w sensie mikrostrukturalnym, prowadzą do wyjaśnienia dużej sekwencji linii rezonansowych.

Rozpatrując kość w sensie obiektu fizycznego i przenosząc analogie znane w teoriach fizycznych, można jeszcze lepiej sprecyzować proponowany model. W szczególności tkankę kostną można potraktować jako pewien przypadek struktur amorficznych. Kość bowiem odpowiada

oczywiście lepiej układowi elementów drgających w strukturze rozporządkowanej. W takim ujęciu problemu przybysza jeszcze jeden parametr rozporządkowania struktury pozwalający na dokładniejszy opis układu.

Model mikrostrukturalny pozwala na pełny opis zjawiska rezonansu akustycznego w kościach poprzez parametry mikrostrukturalne charakterystyczne dla tkanki kostnej. Z punktu widzenia stosowności modelu istotne jest to, że wyniki pomiarów widma częstotliwościowego drgań mechanicznych wzbudzanych w kościach pozwalają na interpretację zachowania się parametrów mikrostruktury kości.

Otrzymane w ten sposób wielkości tych parametrów oraz ich rozkłady przestrzenne mogą służyć jako punkt wyjścia do sformułowania modelu kości w różnych stadiach jej stanu fizjologicznego.

Jakościowym efektem doświadczalnym, który świadczy może o słuszności proponowanego modelu mikrostrukturalnego jest zjawisko pobocznych wzbudzeń rezonansowych wynikające z anizotropowych właściwości powierzchni i skończonych rozmiarów kości. Przedstawiona analogia do układów krystalicznych sugeruje istnienie takich dodatkowych wzbudzeń dla pewnych grubości płytek kości wyciętych prostopadle do jej osi. Mianowicie dla płytek płaskich o grubości odpowiadającej rozmieszczeniu elementu drgającego powinien być jeden pęk rezonansowy, dla 2-krotnie większej grubości należałoby oczekiwać dwóch pęków rezonansowych, dla 3-krotnie większej grubości trzech pęków itd., przy czym natężenie pęków dodatkowych maleje wraz ze wzrostem grubości warstwy.

Maszynopis wpłynął do Redakcji 23 III 1980

LITERATURA

- [1] Bonfield W., Datta P. K., J. Biomechanics, 7, 147 (1974).
- [2] Bonfield W., Li C. H., J. App. Phys. 37, 869 (1966).
- [3] Bonfield W., Li C. H., J. Biomechanics, 1, 323 (1968).
- [4] Bonfield W., Clark E. A., J. Mater. Sci., 8, 1590 (1973).
- [5] Barsh J. I., Skorecki J., Med. and Biol. Eng., 8, 389 (1970).
- [6] Burstein A., Reilly D., Frankel V., Failure characteristics of bone and bone tissue. In Perspectives in Biomedical Engineering, 131, 1972.
- [7] Chatterji S., Jeffery J. W., Nature, 219, 5153 (1968).

- [8] C u r r y J. D., J. Biomechanics, 2, 477 (1969).
- [9] D z w o n n i k Z., J a t c z a k J., Zjawisko rezonansu akustycznego w kościach długich i jego wykorzystanie w medycynie, IV Seminarium. Fizyka i Elektronika w Medycynie, Gdańsk, 11 XII 1976.
- [10] D z w o n n i k Z., J a t c z a k J., W o j t c z a k L., Mikrostrukturalny model kości jako układ drgający, Mat. Ogólnopolskie Sympozjum. Zastosowania Fizyki w Medycynie, Łódź, 6-7 XII 1977.
- [11] D z w o n n i k Z., J a t c z a k J., O możliwości wykorzystania zjawiska rezonansu mechanicznego kości w diagnostyce lekarskiej, Sympozjum Technika i Wynalazczość w Medycynie, Łódź 20 IV 1978.
- [12] F i t z g e r a l d E. R., Nature, 252, 5485 (1974).
- [13] J u r i s t J. M., Phys. Med. Biol., 15, 417 (1970).
- [14] J u r i s t J. M., K i a n i a n K., J. Biomechanics, 6, 331 (1973).
- [15] M e C u t c h e n C. W., J. Theor. Biol., 51, 51 (1975).
- [16] M i k o ł a j c z y k H., D z w o n n i k Z., Acta Phy. Pol. 23, 4, 678 (1972).
- [17] P o p e M. H., O u t w a t e r J. O., J. Biomechanics, 7, 61 (1974).
- [18] P u g h J. W., R o s e R. M., R a d i n E. L., J. Biomechanics, 6, 657 (1973).
- [19] P u g h J. W., R o s e R. M., P a u l I. L., R a d i n E. L. Science, 181, 271 (1973).
- [20] S e l l e W. A., J u r i s t J. M., Proc. Sac. Exp. Biol. Med. 121, 150 (1966).

Zdzisław Dzwonnik, Jerzy Jatzak, Leszek Wojtczak

MICROSTRUCTURAL PHYSICAL MODEL OF BONES

S u m m a r y

The publication presents microstructural model of bones. It was assumed that a bone is a system of crystal elements distributed regularly in certain junctions of a spacious network introduced the compact bone. The binding of crystal elements by means of collagen-beams was made through microstructural forces of the effects of regular network junctions. The mass of vibrating elements is a mass of crystal spaces of elastic forces are derivatives of elastic energy of a substance binding hydroxyapatite. In the first approximation of this model it is assumed that vibrations of hydroxyapatite are not induced in resonance.

dr n. p. ZDZISŁAW DZWONNIK
Zakład Fizjologii i Psychologii Pracy
Instytut Medycyny Pracy
ul. Teresy 8
91-348 Łódź

doc. dr hab. JERZY JATCZAK
Zakład Biofizyki
Akademii Medycznej
ul. Lindleya 3
90-131 Łódź

prof. dr hab. LESZEK WOJTCZAK
Zakład Fizyki Ciała Stałego
Uniwersytetu Łódzkiego
ul. Banacha 22
90-237 Łódź