

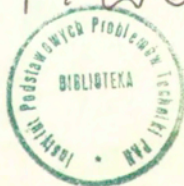
Z. Święcki, J. Ranachowski

ZASTOSOWANIE EMISJI AKUSTYCZNEJ

W ORTOPEDII

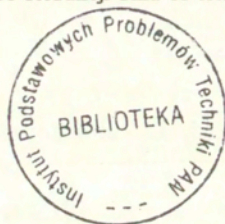
29/1993

P.269



WARSZAWA 1993

Praca wpłynęła do Redakcji dnia 13 sierpnia 1993 r.



56661



Na prawach rękopisu

---

Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN  
Nakład 100 egz. Ark. wyd. 1,5 Ark. druk. 2.00  
Oddano do drukarni w sierpniu 1993 r.

---

Wydawnictwo Spółdzielcze sp. z o.o.  
Warszawa, ul. Jasna 1

Zbigniew Święcki  
Politechnika Wrocławska  
Instytut Budownictwa

Jerzy Ranachowski  
Instytut Podstawowych Problemów Techniki  
Polskiej Akademii Nauk

## Zastosowanie Emisji Akustycznej w Ortopedii

### STRESZCZENIE

W publikacji omówiono podstawowe parametry pomiarowe i aparaturę do rejestracji emisji akustycznej (EA). Podano mechanizmy pękania tworzyw kruchych, z odniesieniem do kości jako do materiału konstrukcyjnego. Przedstawiono parametry EA powstającej w wyniku mechanicznych obciążeń kości.

Przedstawione wyniki dotyczą badań na zwierzętach i rokują możliwość wykorzystania metody EA w ortopedii.

---

Praca została wykonana w ramach Projektu Badawczego KBN  
Nr. 70761 91 01/P1

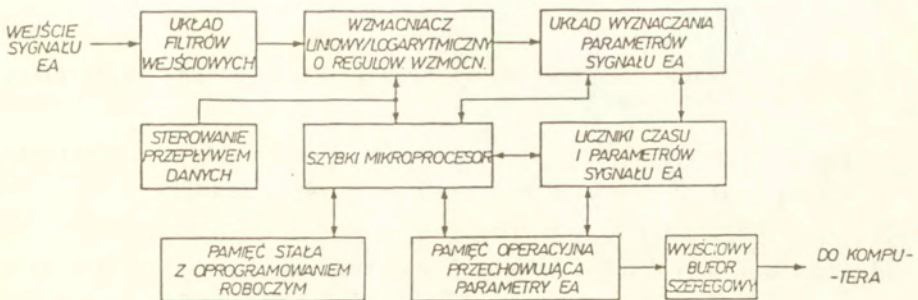
## SPIS TRESCI

	Strona
1. Emisja akustyczna (EA) - jej powstawanie, wykrywanie, analizowanie [1]	5
2. Spękania materiałów kruchych	9
3. Kość jako materiał konstrukcyjny [9]	12
4. Zastosowanie emisji akustycznej w ortopedii [13]	16
5. Perspektywy rozszerzenia zastosowań emisji akustycznej w ortopedii	23
6. Bibliografia	24

# 1. EMISJA AKUSTYCZNA (EA) - JEJ POWSTAWANIE, WYKRYWANIE, ANALIZOWANIE [1].

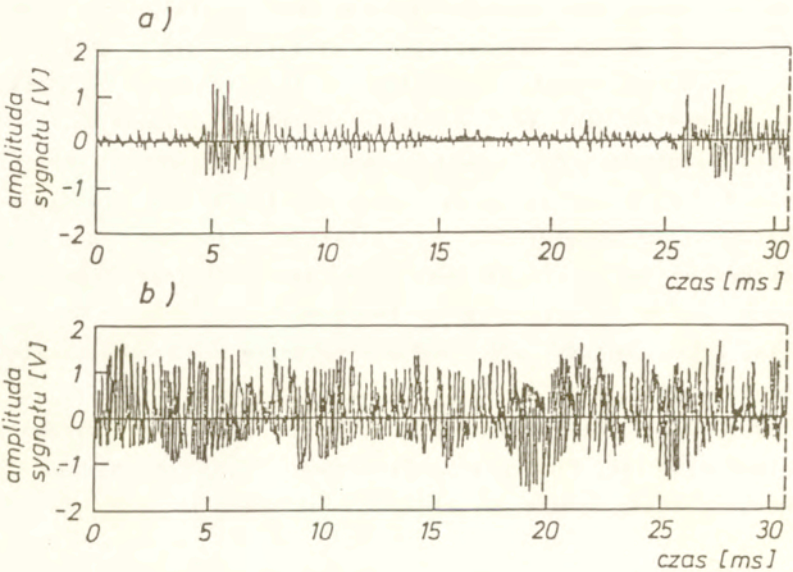
Emisja akustyczna to powstająca w ośrodku stałym lub ciekłym fala sprężysta, której towarzyszą w niewielkim stopniu wydzielanie ciepła i odkształcenia niesprężyste. Jej źródłem są lokalne naprężenia mechaniczne tego ośrodka, zwalňiane na skutek reakcji chemicznej, przemiany fazowej, zmian magnetycznych, poślizgu płaszczyzn krystalograficznych ziarn materiału lub tworzenia i rozszerzania mikropęknięć. To ostatnie zjawisko być może najefektywniej emituje fale sprężyste, tworzy emisję akustyczną. Występuje ono w konstrukcyjnych tworzywach kruchych, takich jak ceramika, szkło, betony, ale również w zasadzie nie kruche metale są często niszczone na tej drodze.

Występująca EA charakteryzuje się szeregiem parametrów przedstawianych jako funkcja przepływu czasu. Typową aparaturę do jej wykrywania i analizowania pokazuje schemat blokowy (rys. 1).



Rys. 1. Schemat blokowy autonomicznej jednostki przetwarzania danych EA.

W aparaturze tej odbierane sygnały EA pochodzą z jednego określonego kierunku (choć rozchodzi się ona w materiale trójwymiarowo). Cechuje je wiele parametrów. Przede wszystkim odróżnić należy emisję dyskretną (występującą w materiałach kruchych) i ciągłą, co przedstawia rys. 2.

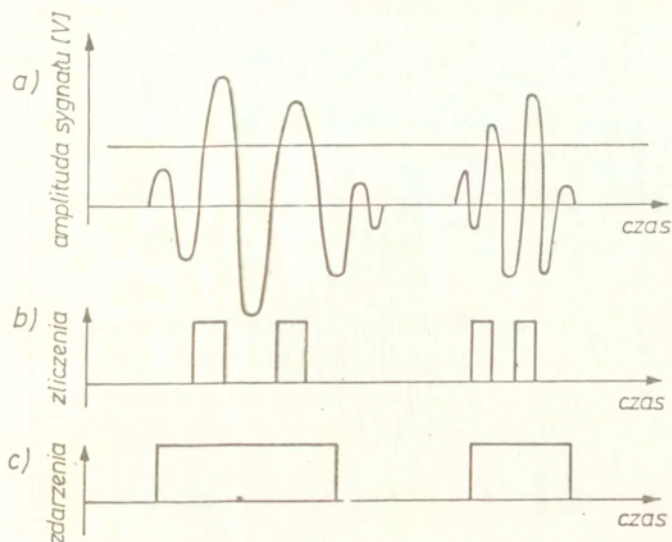


Rys. 2. Przykłady sygnałów emisji akustycznej: (a) EA - dyskretna, (b) EA - ciągła.

Liczba zliczeń jest to liczba sygnałów EA, których amplituda przekracza założony w obserwacji poziom (dyskryminacji).

Liczba zdarzeń jest to liczba obwiedni amplitud ciągu impulsów EA o wartości powyżej poziomu dyskryminacji. Przykładowo przedstawia je rys. 3.

Suma zliczeń to liczba zliczeń zarejestrowanych przez aparaturę w czasie całego okresu obserwacji.



Rys. 3. Przykłady analizy sygnałów EA przez aparaturę pomiarową: (a) przebieg sygnału odebranego przez przetwornik, (b) liczba zliczeń EA, (c) liczba zdarzeń EA.

Tempo zliczeń to liczba zliczeń na przyjętą (dowolnie) jednostkę czasu.

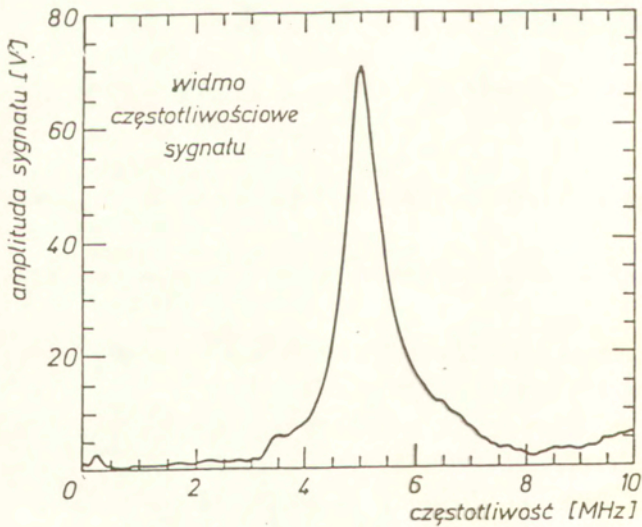
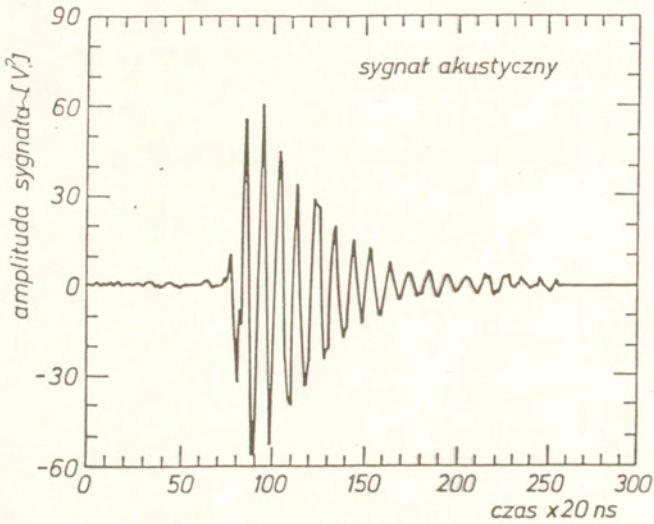
Suma zdarzeń to liczba zdarzeń w ciągu całego okresu obserwacji.

Tempo zdarzeń to liczba zdarzeń na przyjętą jednostkę czasu.

Wartość skuteczna sygnału elektrycznego RMS to informacja o względnej wartości energii sygnału EA w przedziale czasu  $T$ .

Widmo częstotliwościowe to określenie amplitudy zarejestrowanej EA w zależności od częstotliwości, po dokonaniu transformacji Fouriera (rys. 4).

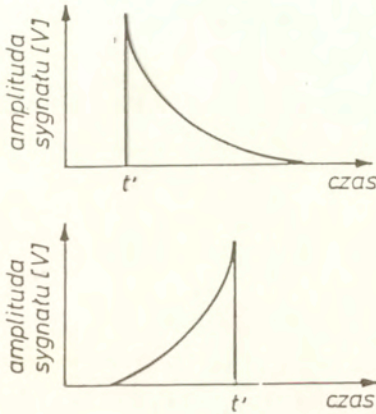
Kształt impulsu pozwala na jego klasyfikację jako zanikającego lub narastającego (rys. 5).



Rys. 4. Przykład przebiegu sygnału EA i jego widmo częstotliwości uzyskane przez transformatę Fouriera.



Energia impulsu jako wartość względna jest oznaczana z pomiaru napięcia sygnału elektrycznego.



Rys. 5. Przykłady kształtów impulsów EA: a - typ zanikający, b - typ narastający.

Zjawiska akustyczne przetworzone w aparaturze na elektryczne pozwalają więc na bogatą interpretację ich źródeł, zwłaszcza w przypadku zastosowania komputera do rejestracji interpretacji sygnałów EA. Szczególnie wdzięcznym polem do stosowania EA jest dziedzina generacji i rozprzestrzeniania pęknięć w materiałach kruchych, do których należy również zaliczyć kości ludzkie i zwierzęce.

## 2. SPEKANIA MATERIAŁÓW KRUCHYCH

W materiałach kruchych działają na ogół silne wiązania kowalentne lub jonowe między atomami albo jonami substancji krystalicznych lub bezpostaciowych. Właściwie prawie zawsze mają one charakter pośredni, kowalencyjno-jonowy. W oparciu o potencjał Morse'a lub Borna-Mayera można określić w przybliżeniu, że ich wytrzymałości na rozciąganie powinny wynosić  $E/10$  ( $E$  - moduł Younga).

Praktycznie są one 100 do 1000 razy mniejsze na skutek występowania wad mikrostruktury - wad Griffitha, które najczęściej da się sprowadzić do mikropęknięć powierzchniowych i wewnętrznych materiałów [2,3]. W modelu Griffitha soczewkowe pęknięcie w stanie rozciągania prostopadłego do średnicy soczewki generuje siłę rozciągającą, równoległą do tej średnicy, zgodnie z zależnością

$$\sigma_r = 2\sigma_s \left(\frac{a}{\rho}\right)^{\frac{1}{2}}$$

gdzie:

$\sigma_r$  - naprężenie występujące w krawędzi mikropęknięcia o promieniu krzywizny  $\rho$ ,

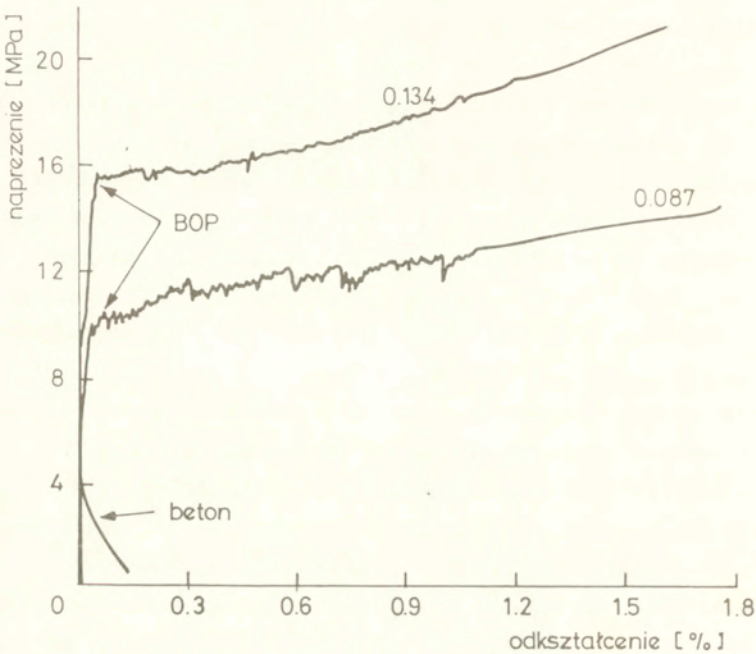
$\sigma_s$  - naprężenie prostopadłe do średnicy soczewkowego pęknięcia,

$a$  - połowa średnicy soczewki.

Stan naprężenia w mikropęknięciu "otwieranym" w tych warunkach charakteryzuje wielkość oznaczana jako  $K_{Ic}$ , wyrażana najczęściej w jednostkach  $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ . Kiedy  $\sigma_r$  przekroczy lokalną wytrzymałość materiału, następuje gwałtowne rozszerzenie mikropęknięcia. Ten stan krytyczny może być mierzony wartością współczynnika  $K_{Ic}$ . Dla znanych materiałów kruchych jest on bardzo zróżnicowany i maksymalnie dochodzi do  $15 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  (np. dla materiału  $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{ZrO}_2$  odpowiednio wykonanego). Ta sama wielkość dla metali mieści się w granicach  $20+180 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  [4]. Wskazuje to bezpośrednio na odporność na uderzenie metali w porównaniu z materiałami kruchymi. Trudności ze stosowaniem materiałów kruchych w praktyce wynikają jednak w dużym stopniu również z faktu niszczenia nagłego (katastroficznego) tych tworzyw. Następną trudność to fakt wolnego rozszerzania się mikropęknięć w warunkach podkrytycznych, kiedy  $K_I < K_{Ic}$ , na co ma wpływ również otoczenie gazowe lub ciekłe materiału [5,6]. Na wiele materiałów kruchych szkodliwy wpływ ma zawarta w atmosferze para wodna. Korozja naprężeniowa wywołana przez nią intensywnie wpływa na zwiększenie prędkości rozszerzania mikropęknięć w stanie podkrytycznym i obniżenie wartości  $K_{Ic}$ , nawet do 10% jego pierwotnej

wartości (dla szkiele). Fakt, że o zniszczeniu kształtki wykonanej z materiału kruchego decyduje przypadkowo zjawiająca się większa wada (duże ziarno, mikropęknięcie) w jej maksymalnie naprężonym przekroju, narzuca statystyczne ujęcie pewności właściwego jej użytkowania. Stosuje się zwykle metodę Weibulla dla oceny możliwości stosowania danego materiału. Charakterystyczny jest używany w niej współczynnik  $n$ . Czym wyższą posiada on wartość, tym większe można mieć zaufanie do stosowania materiału kruchego w konstrukcji, maszynie, czy aparaturze [7]. Interesującą i stosowaną jest również metoda przeciążania kształtek przed ich umieszczeniem w konstrukcjach, gdzie są narażone na niższe naprężenia. Pozwala ona na wyliczenie czasu ich pracy w określonych warunkach. Ocenia się np. w ten sposób bezpieczny okres stosowania korundowych endoprotez stawu biodrowego [9].

Pomimo wyżej zaznaczonych trudności, materiały kruche są coraz to częściej stosowane w przemyśle samochodowym, lotniczym i kosmicznym, a także w medycynie, ponieważ mają wiele cech znacznie korzystniejszych od metali (np. biogodność przy wprowadzaniu do organizmu ludzkiego). Ostatnio zaznacza się jednak intensywny rozwój materiałów kompozytowych: ceramiczno-polimerycznych, ceramiczno-metalicznych i ceramiczno-ceramicznych. Ta ostatnia grupa może wykazywać podobne zachowanie mechaniczne jak metale (krzywa naprężenie/odkształcenie), przy czym poślizg plastyczny w metalach jest zastępowany ukierunkowaniem spękania [8]. Cechy te wykazują włókna ciągłe (sztywne) powiązane z matrycą w sposób umiarkowanie silny. Podobnie zachowują się jednokierunkowo ułożone wiskersy (włókniste monokryształy o małych rozmiarach). Tego rodzaju kompozyty cechuje nie tylko znaczny wzrost wytrzymałości statycznej, ale przede wszystkim wzrost powierzchniowej energii spękania (nawet 10000 razy) i  $K_{Ic}$ . Być może najważniejszą ich cechą jest jednak zanik niszczenia katastroficznego, jak to wskazuje przykładowo rys. 6. Wzrasta więc stopień bezpieczeństwa ich praktycznego stosowania.



Rys. 6. Wykresy naprężenie - odkształcenie dla kompozytu z włóknami polipropylenowymi, przy osnowie o różnej wartości objętościowej włókien. BOP - początek pęknięcia matrycy [4].

### 3. KOŚĆ JAKO MATERIAŁ KONSTRUKCYJNY [9].

Z punktu widzenia anatomii, kości ludzkie i zwierzęce są bardzo zróżnicowane co do kształtu i wielkości, zależnie od miejsca zajmowanego w organizmie żywym i funkcji, jakie spełniają. Zapewniają temu organizmowi wykonywanie ruchów i poruszanie się oraz znoszą cyklicznie zjawiające się naprężenia mechaniczne. Ich makrostruktura jest tak ukształtowana, aby w normalnych warunkach życia naprężenia te nie doprowadzały do ich niszczenia. Można wyróżnić w kości dwa charakterystyczne składniki: substancję "zbitą" o znacznej zwartości oraz substancję "gąbczastą" o bardzo dużej porowatości. Substancja zbita występuje z reguły jako zewnętrzna warstwa kości, a czasami

również w ich wnętrzu w miejscach narażonych na większe naprężenia mechaniczne. Substancja gąbczasta tworzy wnętrze kości, których część środkowa (osiowa) może zawierać szpik o konsystencji żelu.

Pod względem chemicznym oba składniki budowy kości składają się z tych samych substancji organicznych i mineralnych. Substancje organiczne (w zdrowym organizmie około 1/3) to przede wszystkim kolagen (90%), mukopolisacharydy kwaśne i inne. Substancje mineralne stanowią mieszaninę fosforanów wapnia krystalicznych i bezpostaciowych ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  obfity w wieku niemowlęcym i zanikający w wieku dojrzałym). Fosforany krystaliczne występują w formie hydroksyapatytu, któremu akcesorycznie towarzyszą  $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$  i  $\text{Ca}_3\text{H}_2(\text{PO}_4)_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ . Ich obecność wskazuje wyraźnie z punktu widzenia termodynamiki chemicznej, że w kościach nie może występować hydroksyapatyt w postaci stechiometrycznej  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , ponieważ wtedy jedyną formą towarzyszącą byłby  $\text{Ca}(\text{OH})_2$ , a pH otoczenia ciekłego przekroczyłoby wartość 8. I rzeczywiście, jest on w formie zdefektowanej z wakansami w podsieci krystalograficznej jonów wapnia i tlenu i stanowi stadium przejściowe między hydroksyapatytem stechiometrycznym a formą całkowicie podstawioną, pozostającą w równowadze z  $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ . Prawdopodobnie występuje w kościach również hydroksyapatyt węglanowy [10,11].

Wymienione substancje chemiczne tworzą mikrostrukturę żyjącej tkanki kostnej, zbudowanej z komórek i substancji międzykomórkowej. Wyróżnić w niej należy kanały Haversa zawierające naczynia krwionośne, naczynia limfatyczne i nerwy. Mają one w kości ludzkiej zróżnicowane średnice od 50 do 600  $\mu\text{m}$  i odgrywają istotną rolę w rozroście i prawidłowym ukształtowaniu tkanki kostnej.

Wyżej wymienione szczegóły budowy kości w decydujący sposób wpływają na jej zachowanie w warunkach naprężenia mechanicznego. Jest zupełnie jasne, że kość jest skomplikowanym kompozytem, którego elementami są substancje mineralne (w postaci ziarn w kości zbitej i włókien w kości gąbczastej) o dużej sztywności, elastyczne substancje organiczne (kolagen w formie włókien) i pory wypełnione płynami tkankowymi. Jeżeli uprościć ten kompozyt do dwufazowego (faza

twarda i faza miękka), to można ująć oba składniki makrostruktury kości ze względu na ich sztywność następująco [12]:

Kość gąbczasta (materiał "twardy")

$$E_T = (1-g) E_m + g E_p$$

Kość zbita (materiał "miękki")

$$E_{IT} = \frac{1}{(1-g) E_m + g E_p}$$

gdzie:

$g$  - udział fazy rozproszonej,

$E_m$  - moduł Younga fazy ciągłej kompozytu,

$E_p$  - moduł Younga fazy rozproszonej.

Dla  $E_I$  :  $E_m$  tworzą substancje mineralne,

dla  $E_{II}$  :  $E_m$  tworzą substancje organiczne.

Oznacza to, że w stanie naprężenia mechanicznego kość gąbczasta wykazuje te same odkształcenia w swych obu fazach, ale różne naprężenia proporcjonalne do modułów ich sprężystości, a więc właściwie przenoszone wyłącznie przez fazę mineralną ( $E_m/E_p > 120$ ). Natomiast w kości zbitej, w której ziarna hydroksyapatytu są otoczone elastyczną osnową włókien kolagenowych, naprężenia w obu fazach są te same, a odkształcenia osnowy nieporównywalnie większe niż w ziarnach mineralnych.

Wobec tego można przeanalizować ciągle występującą sytuację naprężania i zwalniania naprężenia w kościach. Początkowo zachodzi odkształcenie elastyczne w kości zbitej aż do granicy elastyczności, co absorbuje pewną energię (szczególnie w kierunku prostopadłym do osi kości długich). Jeżeli wprowadzony wkład energetyczny jest większy, to nadmiar energii jest absorbowany w części gąbczastej, której odkształcenie elastyczne jest minimalne. Zachodzą dwie

możliwości: absorpcja energii przez wykorzystanie efektu piezoelektrycznego włókien hydroksyapatytu i równoległych do niego włókien kolagenu oraz pękanie włókien hydroksyapatytu. Ponieważ włókienka hydroksyapatytu są bardzo cienkie, prawdopodobnie generacja w nich mikropęknięć jest równoznaczna z ich zrywaniem. W warunkach relaksacji pojawiających się cyklicznie (np. przy chodzeniu w kościach nóg) kość wraca do poprzedniego stanu, jeżeli nie wystąpi pękanie włókien kostnych. Przy ich pękaniu też należy się liczyć z ich częściową "naprawą" (podobnie jak przy mikropęknięciach w materiałach ceramicznych). Powrót uszkodzonych włókien kostnych do stanu pierwotnego może jednak nastąpić prędko, przy krótkich nawet odpoczynkach w wyniku oddziaływania biologicznego wyzwalającego reakcję chemiczną tworzącą brakujący hydroksyapatyt. Ale gwałtowne uderzenie lub szybkie przeciążenie może spowodować niewystarczalność wymienionych wyżej procesów, zerwanie z przemieszczeniem zbyt wielkiej ilości włókien kostnych i złamanie kości. Parametry wytrzymałości mechanicznej kości długich zebrano w tabeli 1.

Tabela 1

Parametry wytrzymałości mechanicznej kości długich

Parametr	Wymiar	Wartość	Uwagi
Moduł Younga	GPa	19 - 21 1 - 2	kość zbita kość gąbczasta
Wytrzymałość na zginanie	MPa	60 - 100	
$K_{Ic}$	MPa·m <sup>1/2</sup>	< 1	

Fakt, że kość jest kompozytem złożonym z materiału kruchego, jakim jest hydroksyapatyt, i elastycznego kolagenu powoduje, że nie ma ona skłonności do pęknięcia katastroficznego (jak szkło lub porcelana). Dlatego przy wzroście naprężenia w czasie należy

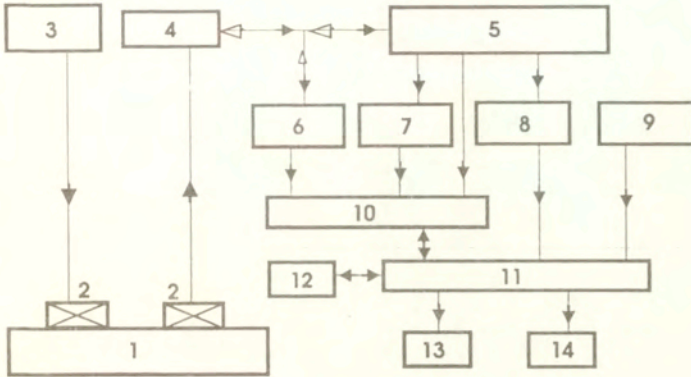
oczekiwać dla kości odkształcenia elastycznego, a następnie plastycznego, podobnego do uwidocznionego na rys. 6, przy czym płynięcie plastyczne jest wywołane pękaniem włókien kostnych. Stwarza to możliwości do oceny tego procesu przy pomocy emisji akustycznej.

#### 4. ZASTOSOWANIE EMISJI AKUSTYCZNEJ W ORTOPEDII [13]

Fakt występowania pęknięć kruchych w kościach w stanach naprężenia mechanicznego został potwierdzony badaniami emisji akustycznej, początkowo na kościach martwych, a następnie na zwierzętach doświadczalnych (psy). Trudnością w tych badaniach było intensywne tłumienie sygnału akustycznego w tkankach miękkich otaczających kości. Należało zastosować wzmocnienie do 88-95 dB i specjalnie starannie zamocować przetworniki sygnału EA na energię elektryczną (transducers) na kończynie. Miejsce powinno być pozbawione włosów (ogolone), a przetworniki posiadać dużą powierzchnię styku ze skórą, powiększoną dodatkowo przez zastosowanie smaru. Innym rozwiązaniem są przetworniki igłowe. W badaniach na zwierzętach, a również przy badaniu pacjentów z uszkodzeniem kości nie wprowadzono wstępnego zewnętrznego naprężenia mechanicznego do inicjacji mikropęknięć i emisji akustycznej, ponieważ mogło to spowodować pogorszenie stanu kości. Zastosowano natomiast dwa przetworniki, między którymi znajdowała się uszkodzona (lub podejrzana o uszkodzenie) kość, z których jeden emitował sygnały akustyczne ultradźwiękowe z określoną periodycznością, a drugi odbierał wywołaną nimi emisję akustyczną. A więc wprowadzane sygnały ultradźwiękowe powodowały powstawanie w kości fal sprężystych prowadzących do mikropęknięć w skali nieszkodliwej dla ocenianej wady kości. Schemat blokowy zastosowanej aparatury pokazuje rys. 7.

Zwierzętami doświadczalnymi były psy, których prawe kości piszczelowe (tibia) zostały nadcięte imitując złamanie. Porównywano EA z tej nogi ze zdrową lewą tylną nogą w trakcie gojenia. Do tego celu zastosowano różne możliwe parametry EA. Wyniki tych badań



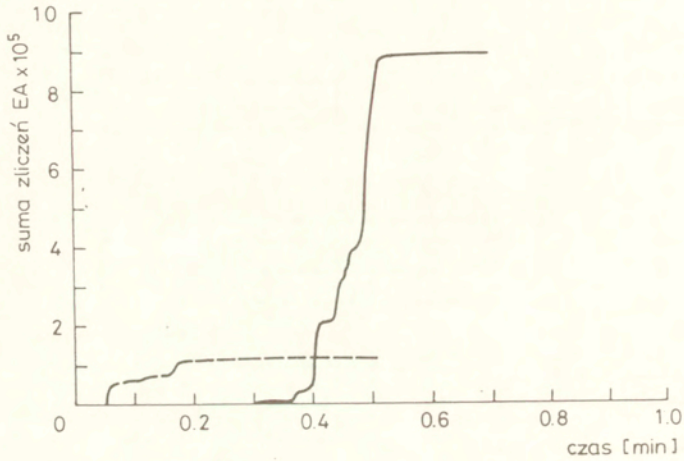


Rys. 7. Schemat blokowy nieinwazyjnej techniki emisji akustycznej: 1 - próbka, 2 - piezoelektryczne przetworniki, 3 - generator, 4 - przedwzmacniacz, 5 - układ przetwarzania sygnału, 6 - detektor amplitudy, 7 - układ pomiaru energii, 8 - licznik, 9 - generator napięcia nieregularnego, 10 - analizator, 11 - komputer, 12 - pamięć dyskowa, 13 - monitor, 14 - drukarka.

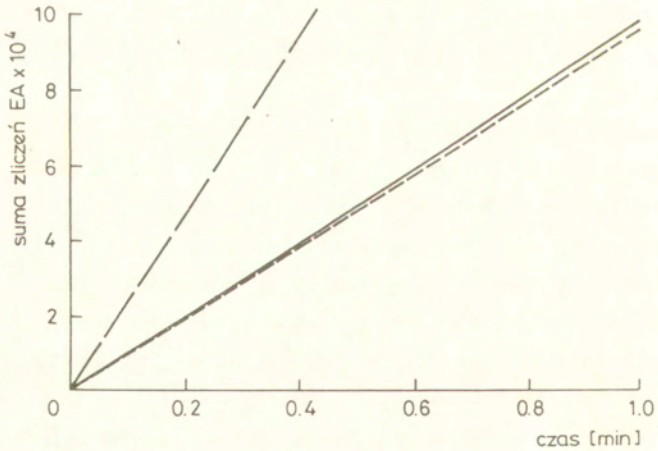
przedstawiono na rys. 8-13.

Wszystkie uzyskane rezultaty EA świadczą o radykalnej różnicy w EA w kończynie uszkodzonej i zdrowej. Natomiast po 24 dniach zrastania kończyny EA wraca do stanu kończyny zdrowej. Zrośnięcie kości potwierdziło również prześwietlenie rentgenowskie.

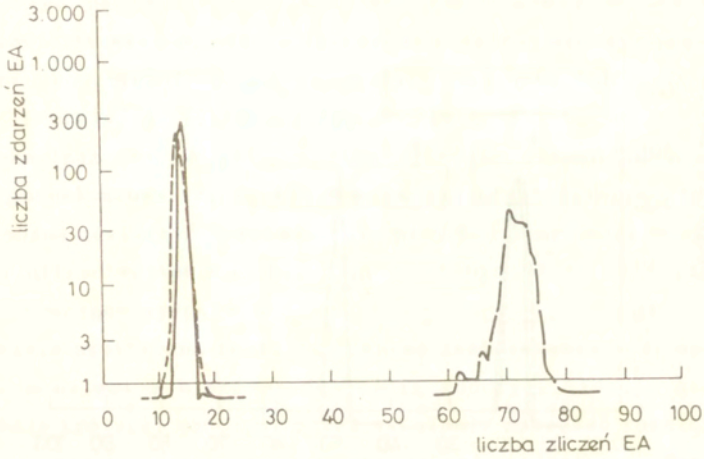
Emisję akustyczną zastosowano następnie do oceny kości 14 pacjentów ochotników, z których część wykazywała oznaki złamania zmęczeniowego (stress fracture). To ostatnie jest niewykrywalne przy prześwietleniu rentgenowskim, a również przy zastosowaniu ultradźwięków czy też NMR. Wady kości były zlokalizowane w przybliżeniu w połowie kości piszczelowej. Wiek pacjentów wahał się w granicach 14-54 lat. Odstępy między przetwornikami wynosiły od 140 do 405 mm. Ocena EA była porównana między zdrową a uszkodzoną kończyną



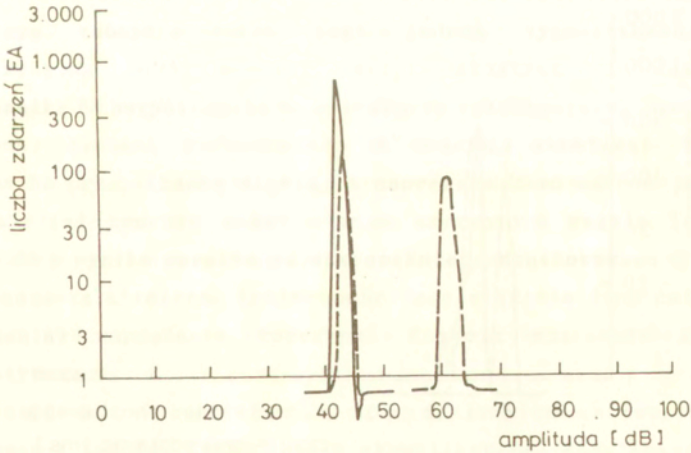
Rys. 8. Przebieg sumy zliczeń EA w funkcji czasu zginania kości udowej krowy: - - - wstępne obciążenie bez zniszczenia do wartości 455 KG, ---- obciążenie do siły niszczącej 1700 KG [13].



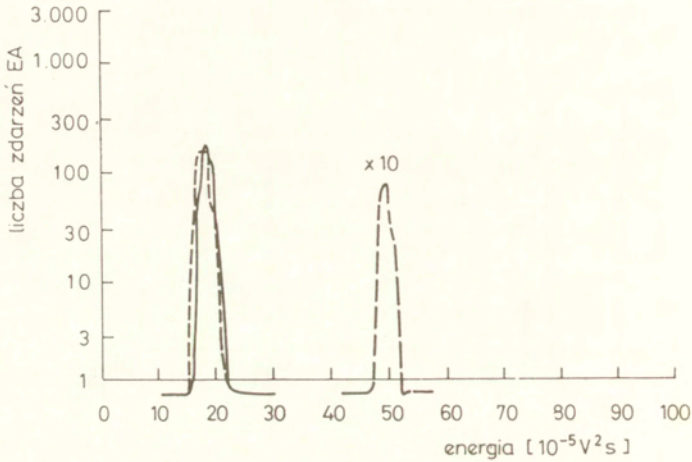
Rys. 9. Przebieg sumy zliczeń EA w funkcji czasu badania dla kości piszczelowej psa (pod narkozą): ----- przed operacją (65 mm), - - - - 8 dni po operacji (60 mm), - . - . 24 dni po operacji (65 mm).



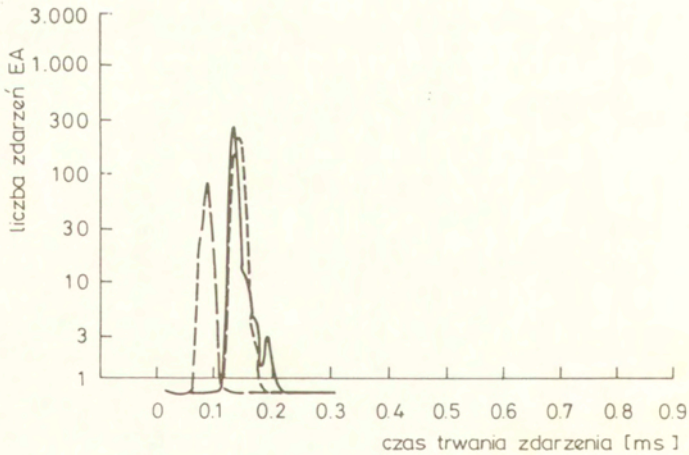
Rys. 10. Rozkład liczby zliczeń w zdarzeniach EA dla tej samej kości jak na rys. 9 [13].



Rys. 11. Rozkład amplitudy zdarzeń EA dla kości jak na rys. 9 [13].



Rys. 12. Rozkład energii zdarzeń EA dla kości jak na rys. 9 [13].



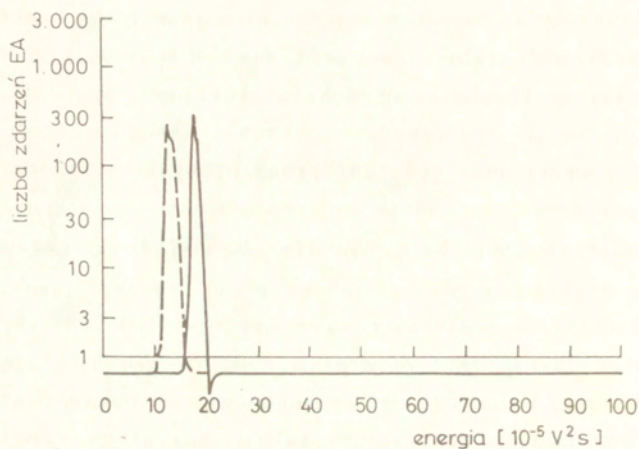
Rys. 13. Rozkład czasu trwania zdarzeń EA dla kości jak na rys. 9 [13].

tego samego pacjenta, przy możliwie tym samym zamocowaniu przetworników. Zauważono, że największe różnice między złamanymi a zdrowymi kończynami można zauważyć na wykresach EA: liczba zdarzeń/energia, co ilustrują rysunki 14 i 15.

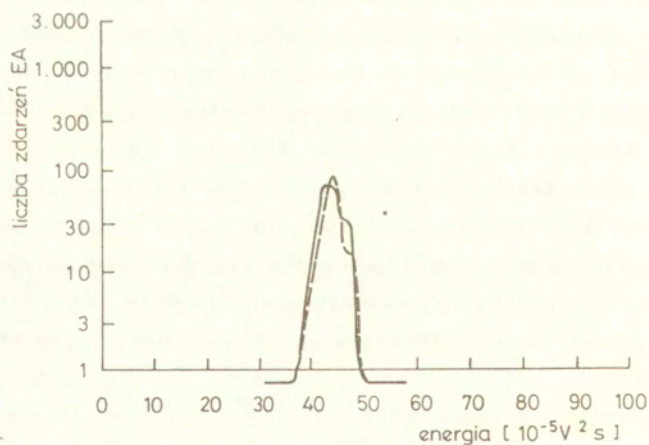
Pozwalają one na jednoznaczne wykrycie złamań zmęczeniowych. Należy jednak zauważyć, że kości wykazują efekt Kaisera, to znaczy, że nie można powtórzyć doświadczenia przy tej samej mocy wpuszczanego sygnału ultradźwiękowego. Moc jego musi być wtedy zwiększona, aby uzyskać znaczące sygnały EA.

Emisja akustyczna znalazła również zastosowanie przy wydłużaniu kończyn u dzieci z nierówną długością kończyn. Stosuje się metodę wydłużania krótszej kończyny przez wywołanie naprężeń rozciągających w płytce wzrostu przy pomocy specjalnej aparatury. Zastosowane zewnętrznie rozciąganie o regulowanej sile jest przenoszone śrubami wprowadzonymi w obręb kości. W ten sposób można uzyskać przedłużanie kości do 1 mm/dzień, ale grozi to oderwaniem płytki wzrostu od pozostałej kości (epiphysis), co powoduje trwałe kalectwo. Dlatego wprowadza się zwykle mniejsze naprężenia zewnętrzne zapewniające znacznie bezpieczniejsze przeprowadzanie zabiegu (0,25 mm/dzień). Najlepszym zabezpieczeniem jest jednak sygnalizowanie niebezpieczeństwa przy pomocy emisji akustycznej. Zamocowanie przetwornika EA bezpośrednio na aparaturze rozciągającej (metalowej), połączonej śrubami bezpośrednio z kością, zapobiega tłumieniu sygnałów EA przez tkankę miękką. A naprężana kość zachowuje się jak inny materiał kruchy: przed stanem krytycznym wysyła intensywne sygnały EA w wyniku narastania mikropęknięć. Monitorowane sygnały EA dają wskazówkę kliniczną konieczności zmniejszenia (lub całkowitego zaniechania) naprężania kończyny. Reakcja aparatury może być zautomatyzowana.

Przeprowadzono również próby oceny rozluźnienia sztucznego stawu kolanowego z kością. Staw taki, o skomplikowanej konstrukcji, jest wykonywany całkowicie lub częściowo z metalu i zespajany z kością przy pomocy tworzywa polimerycznego, "cementu" z metakrylanu metylu. Spoiwo to wykazuje liczne wady, a między innymi powstawanie wysokiej



Rys. 14. Rozkład energii zdarzeń EA dla ludzkich kości piszczelowych:  
 ----- prawa kość (złamana), - - - lewa kość (zdrowa) [13].



Rys. 15. Rozkład energii zdarzeń EA dla ludzkich kości piszczelowych,  
 obie kości złamane: ----- prawa kość, - - - lewa kość [13].

temperatury w trakcie wiązania, co uszkadza tkankę kostną [14]. Może to być przyczyną trudności w prawidłowym zamocowaniu stawu. Sprawdza się je zwykle rentgenograficznie, co pozwala na wykrywanie nieszczelności we wzajemnym połączeniu sztucznego stawu i kości. Ale nie zawsze. Zastosowanie emisji akustycznej w trakcie ruchu pacjenta (szczególnie przy wchodzeniu na schody, kiedy uzyskuje się 3-krotne dynamiczne przeciążenie) sygnalizuje również ewentualne nieprawidłowości w zamocowaniu stawu. Nie uzyskano jednak pewności w dotychczasowych badaniach, czy wzmocniona EA jest w każdym przypadku oznaką obluźowania sztucznego stawu.

## 5. PERSPEKTYWY ROZSZERZENIA ZASTOSOWAŃ EMISJI AKUSTYCZNEJ W ORTOPEDII

Wymienione w poprzednim rozdziale przypadki zastosowania EA w praktyce ortopedycznej nie występują zbyt często, za wyjątkiem oceny przebiegu zrostania złamania. Zarysowują się jednak dalsze możliwości. Do nich zaliczyć w pierwszym rzędzie należy ocenę osteoporozy. Występuje ona bardzo często u pacjentów w zaawansowanym wieku, szczególnie u pacjentek w okresie menopauzy, ale zjawia się również w młodym wieku [15]. Określana jest przez ortopedów jako utrata składników mineralnych kości, której konsekwencją jest łatwość złamań kości tracących swą naturalną wytrzymałość mechaniczną. Ten proces chorobowy, do końca nie wyjaśniony, jest wykrywalny rentgenograficznie dopiero przy 30% ubytku związków wapnia w kościach, a więc nie pozwala na uchwycenie początkowego stadium choroby. Pośrednie metody chemiczne nie dają również przekonującej odpowiedzi na zaistnienie początku osteoporozy. Natomiast współczesne spojrzenie na obecność faz krystalicznych w kościach ujawnia nie tylko opisany w rozdziale 2 fakt istnienia w nich zdefektowanego hydroksyapatytu, ale także wzrost jego zdefektowania z obniżaniem pH otoczenia (płyny tkankowe) aż do stanu równowagi:  $\text{Ca}_3(\text{HPO}_4)(\text{PO}_4)_2(\text{OH}) + \text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ , osiąganego przy  $\text{pH} = 5,5$ . Być może sprzyja temu [10]

spadek przepuszczalności ścianek naczyń krwionośnych w kanale Haversa. Faktem jest natomiast, że zdefektowany hydroksyapatyt

- a) jest słabszy mechanicznie,
- b) łatwiej rozpuszczalny w roztworach wodnych [16] niż hydroksyapatyt stechiometryczny.

Emisja akustyczna powinna być uzależniona zarówno od zdefektowania, jak i braku hydroksyapatytu. Sugeruje to, że może być znacznie czulszym narzędziem badania niż prześwietlenia rentgenowskie. Sprawdzenie tego wymaga jednak szerokich badań pacjentów osteoporotycznych, podejrzanych o osteoporozę i porównawczo zdrowych.

Inne możliwości zastosowań EA w ortopedii są związane z wykrywaniem wszelkich miejsc słabych w obrębie szkieletu kostnego. A więc cyst, nowotworów ... Należy podkreślić, że sprawdzanie organizmu emisją akustyczną nie stwarza dla niego żadnego niebezpieczeństwa, w przeciwieństwie do innych używanych obecnie metod.

## 6. BIBLIOGRAFIA

1. Ranachowski J., Rejmund F., Librant Z., Badanie ośrodków kruchych metodą emisji akustycznej na przykładzie ceramiki i betonów, IPPT, Warszawa, 1992.
2. Griffith A.A., Phenomena of Rupture and Flow in Solids, Phil. Trans. Roy. Soc., A, 221, 163-198, 1920.
3. Irvin G.R., Analysis of Stresses and Strains near the End of a Crack Traversing a Plate, J. Appl. Mech., 24, 361-364, 1974.
4. Steif P.S., Dollar A., Model of Fibre-Matrix Interfacial Debonding, J. Am. Ceram. Soc., 75, 1694-1696, 1992.
5. Charles R.J., Static Fatigue of Glass, J. Appl. Phys., 29, 1349-1360, 1958.
6. Wiederhorn S.M., Mechanisms of Subcritical Cracks Growth in Glass, Pract. Mech. Ceram., 4, 549-580, 1978.



7. Ranachowski J., Librant Z., Rejmund F., Brittle Matrix Composites, Elsevier, London - New York, 1986.
8. Ranachowski J., Rejmund F., Emisja akustyczna w procesie kruchego pęknięcia ceramiki, Prace IPPT, 27, Warszawa (1993).
9. Święcki Z., Bioceramika dla ortopedii, IPPT, Warszawa, 1992.
10. Brown P.W., Phase Relationships in the Ternary System  $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-H}_2\text{O}$  at 25°C, I. Am. Ceram. Soc., 75, 17-22, 1992.
11. Toriyama M. et al, Synthesis of Hydroxyapatite by an Oxydative Decomposition Method of Calcium Chelate, I. Ceram. Soc. Jap., 100, 950-954, 1992.
12. Popovics S., Structural Model Approach to Trio-Phase Composite Materials, Am. Cer. Soc. Bull., 48, 1060-1064, 1969.
13. Wright M., Binazzi R. et al, Acoustic Emission Research in Biomedical Engineering, 447-465.
14. Laing P.G., Compatibility of Biomaterials, Orthop. Clin. North Am., 4, 249-273, 1973.
15. A. Milewicz, Patogeneza osteoporozy pomenopauzalnej, II Wrocławskie Sympozjum Reumatologiczne, 29. 01. 1993.
16. Fulmer M.T. et al, Formation of Calcium Deficient Hydroxyapatite at Near-physiological Temperature, Mater. Med., 3, 299-305, 1992.