

WYDZIAŁ MECHANICZNY POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ

ROZPRAWA DOKTORSKA

ROLA FLUORKU SODU W ZMIANACH WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH KOŚCI

Mgr inż. Przemysław Stróżyk

Promotor

Prof. dr hab. inż. Romuald Będziński

Słowa kluczowe:

- ☐ biomechanika
- ☐ tkanka korowa
- ☐ fluorek sodu
- ☐ gęstość
- ☐ ultradźwięki
- ☐ wytrzymałość
- ☐ emisja akustyczna
- ☐ metoda elementów skończonych

Wrocław, 2000

Podziękowania:

Prof. dr hab. inż. Romualdowi Będzińskiemu, promotorowi, za stworzenie warunków do ukończenia pracy, pomoc merytoryczną, cierpliwość i życzliwość.

SPIS TREŚCI

1. WPROWADZENIE	7
2. TKANKA KOSTNA – ZAGADNIENIA WYBRANE	11
2.1 FUNKCJA I BUDOWA	11
2.2 WŁASNOŚCI FIZYCZNE TKANKI KOSTNEJ	18
3. METODY POMIAROWE STOSOWANE DO OCENY	
WŁASNOŚCI FIZYCZNYCH TKANKI KOSTNEJ	24
3.1. WPROWADZENIE	24
3.2. METODY WYZNACZANIA MODUŁU YOUNGA	26
3.3. METODY ILOŚCIOWE W BADANIACH STRUKTURY KOSTNEJ.....	32
3.4. ZASTOSOWANIE EMISJI AKUSTYCZNEJ W BADANIACH TKANKI KOSTNEJ	35
4. FLUOR – ANALIZA WIEDZY	38
5. TEZA	49
6. PLAN PRACY	50
7. BADANIA DOŚWIADCZALNE	51
7.1 CEL, ZAŁOŻENIA I ZAKRES PRAC DOŚWIADCZALNYCH	51
7.2 BADANIA ROZPOZNAWCZE	55
7.2.1 PRZYGOTOWANIE PRÓBEK	54
7.2.2 BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWE	56
7.2.2.1 WYNIKI	57
7.2.2.2 OMÓWIENIE WYNIKÓW	59
7.2.3 BADANIA TKANKI KOSTNEJ Z ZASTOSOWANIEM EMISJI AKUSTYCZNEJ	60
7.2.3.1 OPIS URZĄDZENIA I STANOWISKA POMIAROWEGO	60
7.2.3.2 WYNIKI	63
7.2.3.3 OMÓWIENIE WYNIKÓW	67
7.3 BADANIA PODSTAWOWE	73
7.3.1 PRZYGOTOWANIE PRÓBEK	73
7.3.2 POMIAR WSPÓŁCZYNNIKA BMD	74
7.3.2.1 OMÓWIENIE WYNIKÓW	78

7.3.3 POMIAR GĘSTOŚCI FIZYCZNEJ TKANKI KOROWEJ	80
7.3.3.1 OMÓWIENIE WYNIKÓW	85
7.3.4 POMIARY ULTRADŹWIEKOWE	87
7.3.4.1 WYZNACZENIE PRĘDKOŚCI FALI ULTRADŹWIEKOWEJ	87
7.3.4.2 WYZNACZENIE MODUŁU YOUNGA	90
7.3.4.3 OMÓWIENIE WYNIKÓW	92
7.3.5 BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWO – AKUSTYCZNE	95
7.3.5.1 BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWE	96
7.3.5.2 OMÓWIENIE WYNIKÓW	99
7.3.5.3 BADANIA Z ZASTOSOWANIEM EMISJI AKUSTYCZNEJ	103
7.3.5.4 OMÓWIENIE WYNIKÓW	105
7.3.6 BADANIA MIKROSKOPOWE	109
7.3.6.1 OMÓWIENIE WYNIKÓW	111
8. ANALIZA NUMERYCZNA KOŚCI UDOWEJ CZŁOWIEKA	113
8.1 CEL I PRZEDMIOT PRZEPROWADZONYCH OBLICZEŃ	113
8.2 MECHANIKA STAWU BIODROWEGO	114
8.3 OBCIĄŻENIE STAWU BIODROWEGO	116
8.4 MODEL DYSKRETNY KOŚCI UDOWEJ	120
8.5 SCHEMAT OBCIĄŻENIA MODELU KOŚCI UDOWEJ	122
8.6 WYNIKI	125
8.7 OMÓWIENIE WYNIKÓW	131
9. PODSUMOWANIE	133
10. UZUPEŁNIENIE.....	138
10.1 TABELE	138
10.2 RYSUNKI	158
11. BIBLIOGRAFIA	163

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ

OZNACZENIE	WIELKOŚĆ
Amp	amplituda zdarzenia emisji akustycznej
BMD	gęstość densytometryczna tkanki korowej przed nasączeniem
BMD_{śr}	wartość średnia gęstości densytometrycznej tkanki korowej przed nasączeniem
BMD*	gęstość densytometryczna tkanki korowej po nasączeniu
BMD*_{śr}	wartość średnia gęstości densytometrycznej tkanki korowej po nasączeniu
b	szerokość próbki
EA	emisja akustyczna - skrót
E_A	energia zdarzenia emisji akustycznej
$\bar{E}_p$	pozorny moduł Younga – badania rozpoznawcze
E_p	pozorny moduł Younga – badania podstawowe
E_{pv}	moduł Younga wyznaczony na podstawie pomiarów ultradźwiękowych
$\bar{E}_{p-śr}$	wartość średnia pozornego modułu Younga – badania rozpoznawcze
E_{p-śr}	wartość średnia pozornego modułu Younga – badania podstawowe
E_{pv-śr}	wartość średnia modułu Younga wyznaczonego na podstawie pomiarów ultradźwiękowych
E_R	rzeczywista wartość modułu Younga
F	siła (obciążenie)
F_d	wartość doświadczalna (test F Fishera- Snedecora)
F_k	obciążenie niszczące – badania z zastosowaniem EA

F_o	obciążenie przy którym pojawił się pierwszy impuls akustyczny
F_{max}	obciążenie niszczące – badania rozpoznawcze
F_{st}	stężenie fluoru
F_t	wartość teoretyczna (test F Fishera- Snedecora)
G	moduł Kirchhoffa
h	wysokość próbki
I	moment bezwładności
L	długość próbki
L_p	rozstaw podpór
m_1	masa próbki
m_2	masa cieczy - roztwór soli fizjologicznej (0,9%NaCl)
n	liczność próby
Q	ciężar ciała
P_x, P_y, P_z	składowe sił pasma biodrowo - piszczelowego
$\overline{R}_{m. _sr}$	wytrzymałość doraźna – badania rozpoznawcze
RMS	średnia wartość skuteczna hitów
R^2	odchylenie kwadratowe
S	reakcja wypadkowa w stawie kolanowym
S_d	wartość doświadczalna (test Grubbsa)
S_t	wartość teoretyczna (test Grubbsa)
S_u^2	wariancje (badania ultradźwiękowe))
S_w^2	wariancje (badania wytrzymałościowe)
t_A	czas pomiaru - EA
t_d	zmienna losowa doświadczalna (test t – Studenta)
t_t	zmienna losowa teoretyczna (test t – Studenta)

$t_{v-śr}$	wartość średnia czasu przejścia fali ultradźwiękowej
$t_{(\alpha)}$	wartość zmiennej losowej na poziomie istotności α
V	prędkość fali ultradźwiękowej
V_{EA}	prędkość propagacji fali - EA
$V_{śr}$	wartość średnia prędkości fali ultradźwiękowej
σ	odchylenie standardowe
x, y, z	współrzędne kartezjańskie
$\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$	kąt między osiami układu a osią konstrukcyjną
ρ	gęstość fizyczna tkanki korowej przed nasączeniem
ρ_{NaCl}	gęstość roztworu soli fizjologicznej (0,9% NaCl)
$\rho_{śr}$	średnia gęstości fizycznej tkanki korowej przed nasączeniem
ρ^*	gęstość fizyczna tkanki korowej po nasączeniu
$\rho_{śr}^*$	średnia gęstość fizyczna tkanki korowej po nasączeniu
$\Delta\rho$	przyrost (zmiana) gęstości fizycznej tkanki korowej
$\Delta\rho_{śr}$	średni przyrost (zmiana) gęstości fizycznej tkanki korowej
μ	przedział ufności
ν	współczynnik Poissona
Φ_ε	gęstość energii odkształcenia

ROZDZIAŁ 1

WPROWADZENIE

Osteoporoza jest chorobą charakteryzującą się zmniejszoną masą kostną i miejscowymi ubytkami tkanki kostnej (trzonny kręgi, szyjka kości udowej), które prowadzą do zwiększenia ryzyka wystąpienia złamań a więc zmniejszenia aktywności ruchowej (*Badurski et al., 1994*). Jest to bardzo poważna choroba, która nie tylko zmniejsza ludzką aktywność, ale często jest przyczyną zgonów, a medyczne opisy nie podają jej bezpośredniej przyczyny (*Święcki et al. 1998*).

Światowa Organizacja Zdrowia zalicza osteoporozę razem z zawałem serca, rakiem i udarem mózgu do głównych chorób które są związane z trybem życia. Oznacza to, że poza udziałem czynników genetycznych mamy duży wpływ na ich powstawanie. Pomimo tego osteoporoza jest najczęściej spotykaną chorobą układu kostnego, w dużym stopniu uzależnioną od wieku, dotyczącą osób po 60 roku życia. Analiza częstotliwości występowania złamań osteoporotycznych w różnych krajach wskazuje na negatywny wpływ udogodnień cywilizacyjnych i dobrobytu na osteoporozę tzn. posiadanie samochodu, windy, ruchome schody, telewizja, siedzący tryb życia sprzyjają zanikowi aktywności fizycznej, a tym samym zwiększa się ryzyko wystąpienia osteoporozy (*Badurski et al., 1994*).

Jednym z najlepszych i najtańszych sposobów zapobiegania osteoporozie jest codzienna aktywność fizyczna, która sprzyja procesom wzmacniającym układ kostny człowieka – wysiłek fizyczny stymuluje tworzenie, a bierność pogłębia resorbcję kości (*Rogala et al. 1996*).

Ilość łóżek ortopedycznych zajmowanych w Polsce przez pacjentów ze złamaniami osteoporotycznymi dochodzi do 27% (*Niedziółka et al. 1993*). Tylko w samych Stanach Zjednoczonych, aż 25 mln ludzi jest chorych na osteoporozę, a wydatki na ich leczenie w 1993 roku wyniosły aż 10 mld dolarów (*Kanis, 1990*).

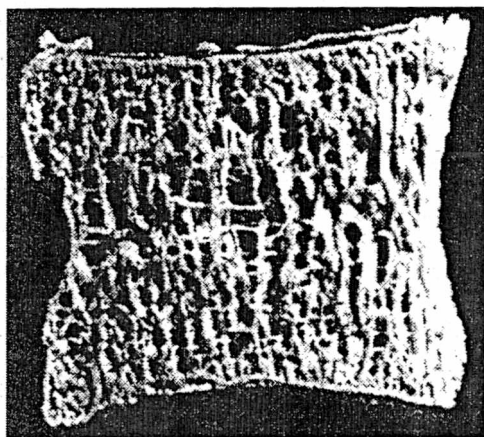
Riggs et al. (1986) podzielili osteoporozę na dwa podstawowe typy:

- typ I – jest związany z osteoporozą pomenopauzalną u kobiet, charakteryzuje się złamaniami trzonów kręgów i kości nadgarstka,

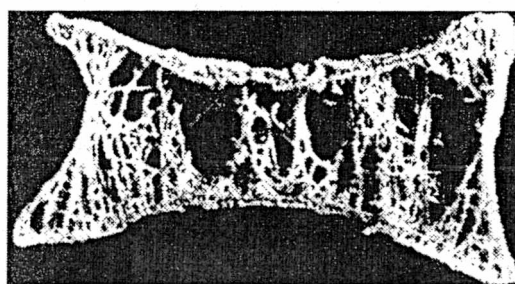
- typ II – jest związany z osteoporozą starczą, charakteryzującą się utratą tkanki kostnej, a najczęstszymi skutkami są złamania szyjki kości udowej.

Jak wspomniano na wstępie w trakcie osteoporozy następuje utrata masy kostnej tzw. zrzeszotnienie. Spada ilość beleczek kostnych i pojawia się deformacja w tkance gąbczastej rys. 1.1 oraz zwiększa się porowatość tkanki zbitej rys. 1.2.

a)

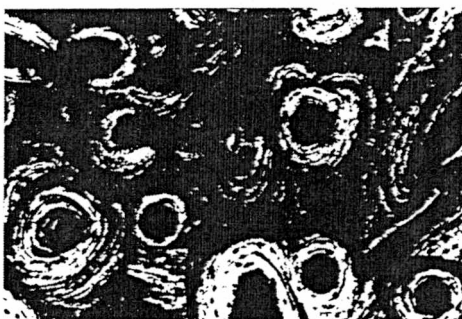


b)



Rys. 1.1 Kręgi kręgosłupa, a) krąg prawidłowy 63 – letniego mężczyzny, b) krąg 71-letniej kobiety z zaawansowaną osteoporozą (Badurski et al., 1994).

a)



b)



Rys. 1.2 Kość korowa z kanałami Haversa, a) kość prawidłowa, b) kość osteoporotyczna (Rogala et al., 1996)

Szybki wzrost porowatości i zmniejszenie gęstości kości prowadzi do spadku wytrzymałości tkanki kostnej na obciążenia zewnętrzne. Wśród licznych pozycji literaturowych przedstawiających wpływ gęstości i porowatości na właściwości wytrzymałościowe można w tym miejscu przytoczyć takich badaczy jak: Carter et al. 1976; Rice et al. 1988, Schaffler et al. 1988, którzy podejmowali

próby przedstawienia moduły sprężystości podłużnej Young'a jako funkcję porowatości i gęstości zarówno dla tkanki zbitej i gąbczastej.

Oslabienie układu kostnego związanego ze zmianami ilościowymi powoduje gwałtowny wzrost mikrouszkodzeń, które akumulując się w osłabionej kości prowadzą do złamań tzw. nie urazowych. Wynika z tego, że w kości osteoporotycznej mogą pojawić się mikropęknięcia przy obciążeniach, które w zdrowej tkance nie wywołują poważniejszych uszkodzeń (*Rogala et al., 1996*).

Ponieważ osteoporoza jest chorobą długotrwałą to wczesne jej wykrycie może zahamować ubytek tkanki oraz umożliwia rozpoczęcie leczenia.

Jednym z leków używanych w trakcie leczenia osteoporozy są związki chemiczne w skład których wchodzi fluor (fluorek sodu NaF). Fluorek sodu został po raz pierwszy użyty w 1961 roku i od tego czasu wykazuje się że poprawia bilans wapniowy kości. Fluorki są podawane łącznie z wapniem i witaminą D₃ w dawce 15÷30 mg/dzień. Należą do grupy stymulatorów kościotwórczych, sprzyjają mineralizacji i jednocześnie zmniejszają resorbcję kości. Przedawkowanie lub zwiększona ilość fluoru w organizmie może spowodować fluorozę i jednocześnie zmniejszenie wytrzymałości kości na obciążenia zewnętrzne (*Badurski et al., 1994*). Ze względu na wymienione zalety jakie posiada fluor był dodawany do wody pitnej np. we Wrocławiu. Jak wynika z obserwacji klinicznych (*Jędrzejuk et al., 1996*) picie wody zawierającej fluor poprawia tzw. wskaźnik wytrzymałości wyznaczany na podstawie pomiaru prędkości i tłumienia fali ultradźwiękowej.

W swojej pracy *Walsh et al. (1994)* podali wyniki jakie uzyskali podczas badań własności wytrzymałościowych kości nasączonych różnymi roztworami (woda destylowana, roztwór NaCl, Na₂HPO₄ i NaF). Wyniki badań jakie uzyskali w próbie ściskania dowiodły, że w próbkach nasączonych fluorkiem sodu (NaF) nastąpił wyraźny spadek wytrzymałości na ściskanie.

Analiza literatury wykazała, że wpływ fluoru na zmiany ilościowe i jakościowe tkanki zbitej nie został ostatecznie wyjaśniony, pomimo przeprowadzenia wielu badań klinicznych i doświadczalnych. Rezultaty badań dotyczące istoty zbitej wskazują na brak odpowiedzi na podstawowe pytania a mianowicie, jaką rolę spełnia fluor we własnościach mechanicznych tkanki zbitej, czy podnosi, czy też obniża np.: wartość modułu Younga?, czy tkanka zbita zmienia swoje cechy materiałowe pod działaniem fluoru tzn. staje się materiałem kruchym czy sprężysto – plastycznym. Ponadto, brakuje metodologii badań związanych z ca-

łościowym spojrzenia na zjawiska dotyczące wpływu fluoru na zmiany własności fizycznych tkanki zbitej. Podane uwagi świadczą o celowości przeprowadzonych badań, na podstawie których oceniano i analizowano wpływ fluoru na zmiany jakościowe i ilościowe istoty zbitej.

Podstawowym celem przedstawionej pracy było określenie wpływu fluorku sodu na zmiany jakościowe tkanki kostnej. Praca miała na celu znalezienie zależności między różnymi stężeniami fluorku a odpowiadającymi im efektami akustycznymi i własnościami wytrzymałościowymi, a także opracowanie kryteriów akustyczno – wytrzymałościowych.

Badania doświadczalne prowadzono w warunkach *in vitro* na próbkach przygotowanych z kości wołowych, pochodzących od jednego osobnika w celu zminimalizowania rozrzutów mierzonych wartości oraz ze względu na trudności z uzyskaniem dużej ilości jednakowych próbek ludzkich pod względem wieku, gęstości i porowatości.

Przedmiotem pracy była analiza zjawisk akustyczno – wytrzymałościowych jakie zachodzą pod wpływem obciążenia w tkance kostnej poddanej działaniu różnym stężeniom fluorku sodu.

Ze względu na złożoność przedstawionego zagadnienia zastosowano zarówno metody doświadczalne oraz symulację komputerową, które mogą przyczynić się do pogłębienia wiedzy dotyczącej zjawisk związanych ze zmianami jakościowymi tkanki kostnej pod wpływem związków chemicznych.

ROZDZIAŁ 2

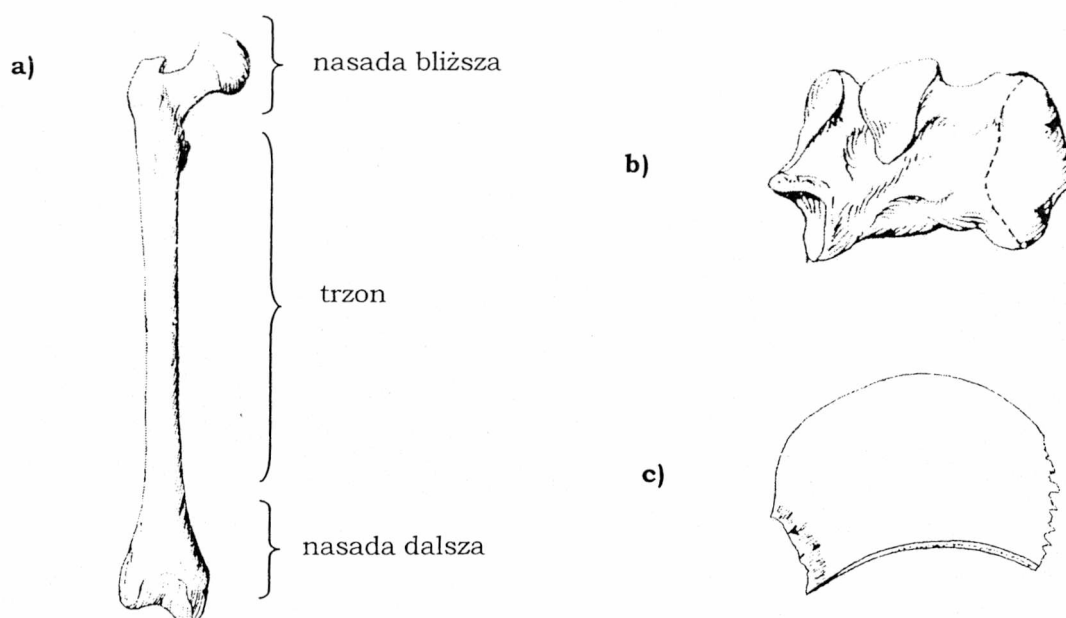
TKANKA KOSTNA – ZAGADNIENIA WYBRANE

2.1 FUNKCJA I BUDOWA

Kość jest wysoce wyspecjalizowaną odmianą tkanki łącznej, której poszczególne komórki otoczone są dużą ilością zmineralizowanej substancji międzykomórkowej. Będąc podstawowym składnikiem szkieletu tkanka kostna pełni funkcje mechaniczne, chroniąc jednocześnie ważne dla życia narządy, obecne w czaszce, klatce piersiowej i miednicy, oraz szpik. Oprócz pełnienia funkcji podporowych stanowi również magazyn soli mineralnych i odgrywa zasadniczą rolę w regulacji stężenia elektrolitów w ustroju (*Dziedzic-Gocławska, 1988*).

Pod względem kształtu kości dzieli się na;

- długie – np. kość udowa (rys.2.1a), ramieniowa, piszczelowa,
- krótkie – np. kość piętowa (rys. 2.1b),
- płaskie – np. pokrywa czaszki(rys. 2.1c).



Rys. 2.1 Podział kości ze względu na kształt: a) długie, b) krótkie i c) płaskie (*Sylwanowicz et al. 1978*)

Z mechanicznego punktu widzenia struktura kostna jest materiałem, w którym można wyodrębnić 5 zhierarchizowanych poziomów budowy (*Dziedzic-Gocławska, 1988*):

- budowa makroskopowa,
- budowa oraz układ osteonów i beleczek kostnych,
- budowa poszczególnych blaszek kostnych,
- submikroskopowe rozmieszczenie krystalitów i składników macierzy organicznej,
- struktura molekularna krystalitów i organicznych składników macierzy.

Anatomiczny kształt i wielkość kości jako narządu oraz jej wewnętrzna organizacja są przykładem doskonałego przystosowania tkanki kostnej do przenoszenia obciążeń statycznych i dynamicznych związanych z funkcjami życiowymi organizmu.

Pierwszymi badaczami, którzy stwierdzili zależność między budową zewnętrzną i wewnętrzną kości a rozkładem pola naprężeń i odkształceń jakie pojawiają się w niej pod wpływem obciążeń zewnętrznych byli Mayer, Culman i Wolff (*Będziński, 1997*). Podaną powyżej zależność określa się prawem Wolffa zgodnie z którym: każda zmiana w kształcie i czynnościach kości bądź tylko zmiana w ich czynności prowadzi do pewnych określonych zmian w ich wewnętrznej strukturze, jak również do określonych zmian w zewnętrznym kształcie, zgodnie z matematycznymi prawami. Jak dowiodły badania ostatnich lat prawo Wolffa nie straciło na aktualności, lecz może być także rozszerzone o stwierdzenie, że wzajemna zależność pomiędzy funkcją i formą nie ogranicza się tylko do budowy anatomicznej i wewnętrznej organizacji tkanki kostnej, ale dotyczy także jej budowy mikroskopowej, ultrastruktury oraz zmian na poziomie molekularnym. Zaburzenia w wewnątrzkomórkowej syntezie kolagenu, a także w zewnętrznym procesie formowania się włókien kolagenu oraz zmiany w strukturze minerału prowadzą do ciężkich schorzeń tkanki kostnej (*Dziedzic - Gocławska, 1988*).

Kości, obok zębów, są najbardziej wytrzymałymi elementami organizmu. Są bardzo odporne na obciążenia zewnętrzne. Na ściskanie kość posiada największą wytrzymałość i nieco mniejszą na zginanie. W przypadku rozciągania wytrzymałość tkanki kostnej jest o około 40% mniejsza w stosunku do wartości otrzymywanych w próbie ściskania. Najmniejszą wytrzymałość struktura kost-

na posiada na skręcanie (*Yamada, 1970*). Wymienione wyżej własności mechaniczne kość zawdzięcza swojej budowie. Mianowicie jest zbudowana z trzech typów zróżnicowanych komórek: osteocytów - formujące kości, osteoblastów - tworzące kość, i osteoklastów - usuwające kość (*Dziedzic-Gocławska, 1988; Święcki, 1996*).

Osteocyty leżą w jamkach kostnych i poprzez sieć wypustek umieszczonych w kanalikach kostnych tworzą między sobą połączenia. Kontaktują się z sąsiadami oraz z leżącymi na powierzchni kości osteoblastami i naczyniami włosowatymi. Umożliwia to cyrkulację płynów ustrojowych (*Dziedzic-Gocławska, 1988*).

Osteoblasty powstają z populacji intensywnie dzielących się komórek osteogennych. Syntezują macierz organiczną kości aktywnie angażując się w procesy jej mineralizacji. Leżą na powierzchni tworzącej się kości w postaci okrągłych lub owalnych komórek o średnicy od 20 do 30 μm . Ultrastruktura osteoblastów wskazuje, że są one komórkami wydzielniczymi. Łączą kolagen, niekolagenowe białko i inne składniki macierzy organicznej kości. Gdy zakończą swój cykl tworzenia macierzy, która otacza je ze wszystkich stron, wówczas stają się osteocytami (*Dziedzic-Gocławska, 1988*).

Osteoklasty są dużymi (20 ÷ 100 μm) komórkami leżącymi na powierzchni resorbowanej kości. Wchłaniają zarówno minerał, jak i macierz organiczną tkanki kostnej. Wynikiem skoordynowanej działalności osteoklastów i osteoblastów jest modelowanie i wewnętrzna przebudowa kości. Proces ten zachodzi w miejscach aktywnej przebudowy tkanki kostnej i trwa ze zmiennym nasileniem przez całe życie osobnicze (*Dziedzic-Gocławska, 1988*).

W tkance kostnej poszczególne komórki oddzielone są dużą ilością zmineralizowanej substancji międzykomórkowej, w skład której wchodzi:

- substancje organiczne zwane macierzą kostną (ok. 25%),
- sole wapnia (ok. 50%),
- woda (ok. 25%).

Wartości te są wartościami średnimi dla dojrzałej kości zbitej. Podlegają zmienności osobniczej, mogą również ulegać zmianom w przebiegu procesów dojrzewania i starzenia się kości, a także w przebiegu schorzeń tkanki kostnej.

Okolo $30 \div 35\%$ suchej masy odtłuszczonej tkanki kostnej stanowi część organiczną, której podstawowym składnikiem jest białko fibrylarne (o średnicy $800 \div 1000 \text{ \AA}$) tzw. kolagen (ok. 90%), występujący w postaci włókien (o średnicy $1 \div 4 \text{ \mu m}$) o uporządkowanej strukturze (Uklejewski, 1992). Włókna kolagenowe ze względu na swoją budowę charakteryzują się znaczną wytrzymałością, zwłaszcza na rozciąganie i zrywanie oraz warunkują szczególne własności biochemiczne tkanki kostnej (Dziedzic-Goćławska, 1988).

Podstawowym składnikiem minerału (ok. $60 \div 75\%$ części nieorganicznej) kości jest hydroksyapatyt o wzorze stechiometrycznym $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, krystalizujący w układzie heksagonalnym – graniastosłup rombowy o wymiarach sieciowych $a = 9,432 \text{ \AA}$, $c = 6,88 \text{ \AA}$, (Świątki, 1992).

Ponieważ hydroksyapatyt jest komórką sieciową w układzie heksagonalnym wskazuje to na dużą ilość podstawień izomorficznych. Stwierdzono, że wyłapuje jony metali przez wymianę lub absorpcję. Wymiana dokonuje się w taki sposób aby zmniejszyć potencjał termodynamiczny i poprawić symetrię komórki sieciowej hydroksyapatytu. Jedną z możliwości jest wymiana grupy OH^- na grupę F^- co umożliwia powstanie stabilnej struktury pod względem termodynamicznym i zapewnia pełną symetrii komórki sieciowej tzw. fluoroapatyt o wzorze stechiometrycznym $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$ – (Świątki et al., 1998).

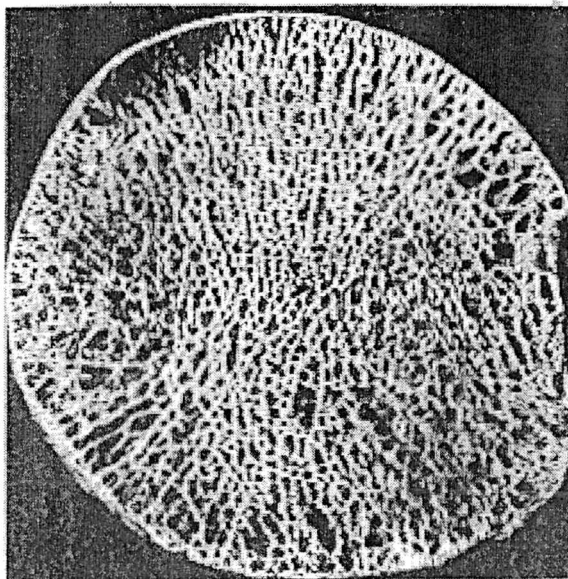
Histologicznie wyróżnia się dwa typy tkanki kostnej:

- pierwotną – o budowie grubo włóknistej,
- dojrzałą (zastępującą kość pierwotną) – drobno włóknistą, o budowie blaszkowej.

Ze względu na ilość tkanki kostnej w stosunku do ilości obecnego w niej szpiku kostnego wyróżnia się kość gąbczastą - istota gąbczasta - oraz kość zbitą - istota zbita - (Dziedzic-Goćławska, 1988).

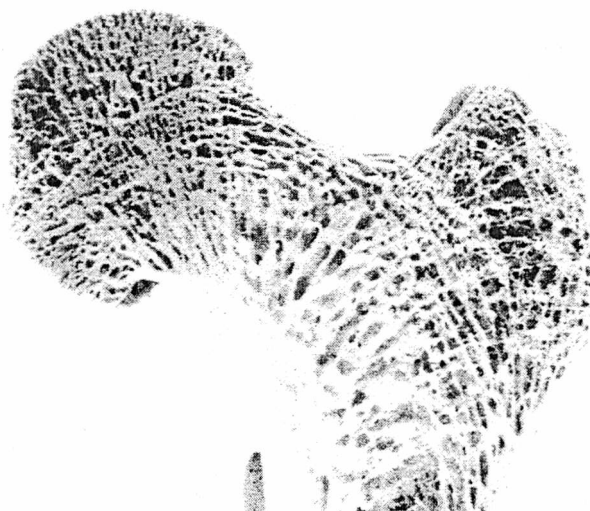
Tkanka kostna gąbczasta zbudowana jest z blaszek kostnych, które tworzą widoczną makroskopową sieć rozgałęzionych beleczek (rys. 2.2). wypełnionych szpikiem kostnym. Powierzchnie beleczek są pokryte śródkostną, w której znajdują się komórki osteogenne (osteocyty). Istota gąbczasta występuje w nasadach i w częściach przynasadowych kości długich, stanowi zrąb kości krótkich i śródkość kości płaskich. W nasadach układ beleczek jest wysoce

uporządkowany co zapewnia dużą wytrzymałość mechaniczną, tych fragmentów kości, przy niewielkiej masie (Dziedzic-Gocławska, 1



Rys. 2.2 Tkanka gąbczasta – przekrój poprzeczny przez szyjkę kości udowej człowieka (Będziński, 1997)

Przy cyklicznie powtarzających się obciążeniach związanych z codzienną aktywnością fizyczną człowieka beleczki kostne dostosowują swoje przestrzenne ułożenie do najczęściej występującego rozkładu naprężeń głównych jaki pojawia się w tkance gąbczastej (rys. 2.3). Najwyraźniej jest to widoczne w nasadach kości długich np: w stawie biodrowy kości udowej człowieka (Będziński, 1997; Marciniak, 1992).

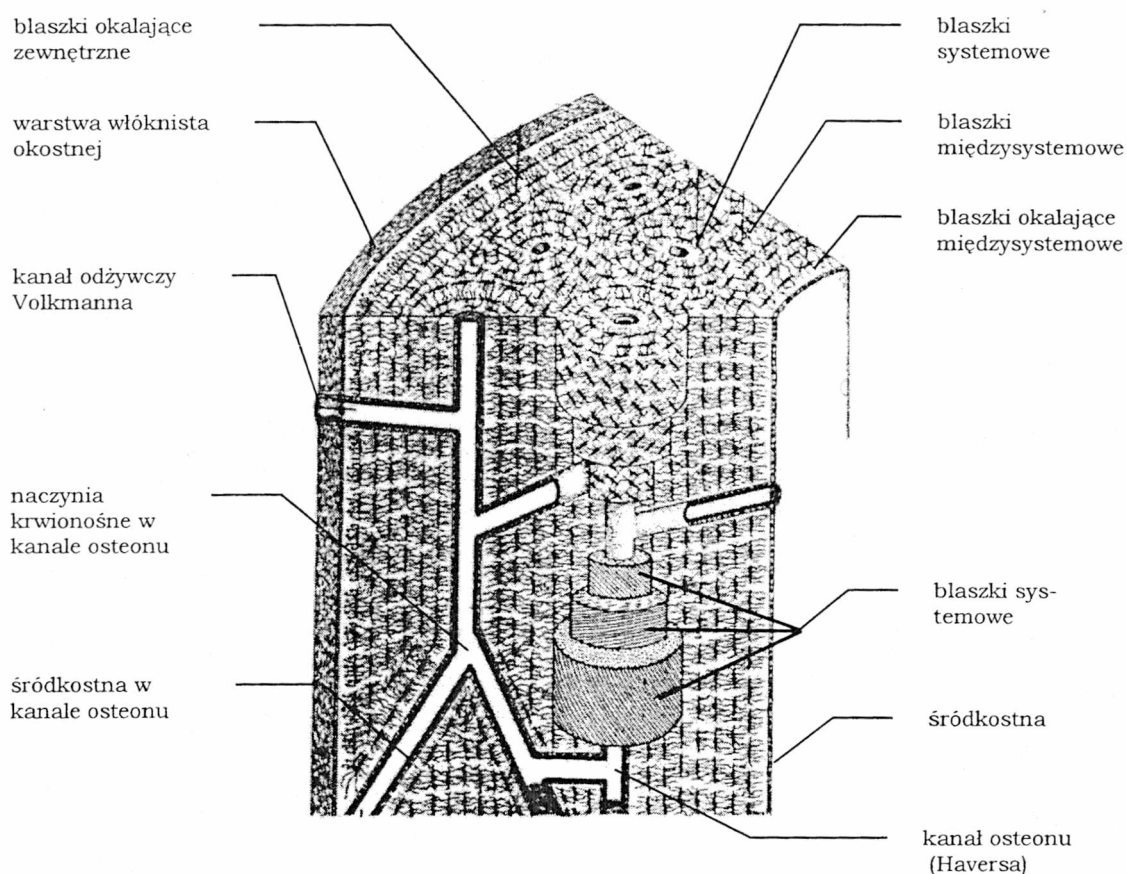


Rys. 2.3 Rozkład beleczek kostnych tkanki gąbczastej w nasadzie bliższej kości udowej (staw biodrowy) człowieka (Sobotta, 1996)

Tkanka korowa (rys. 2.4) składa się z czterech rodzajów blaszek kostnych (Dziedzic-Gocławska, 1988):

- blaszki podstawowe zewnętrzne,
- blaszki podstawowe wewnętrzne,
- blaszki systemowe (kanał Haversa),
- blaszki międzysystemowe.

Elementem podstawowym tkanki korowej jest osteon (kanał Haversa) o średnicy około 200 μm . Składa się z kilku do kilkunastu koncentrycznie rozmieszczonych blaszek kostnych położonych wokół osteonu. Typowy kanał Haversa przebiega od powierzchni zewnętrznej kości do wewnątrz w postaci spirali. Długość osteonu przyjmuje się jako odległość między kolejnymi rozgałęzieniami i wynosi około 500 μm . Kierunek osi osteonu niewiele różni się od kierunku długiej osi trzonów kości długich (Uklejewski, 1992).

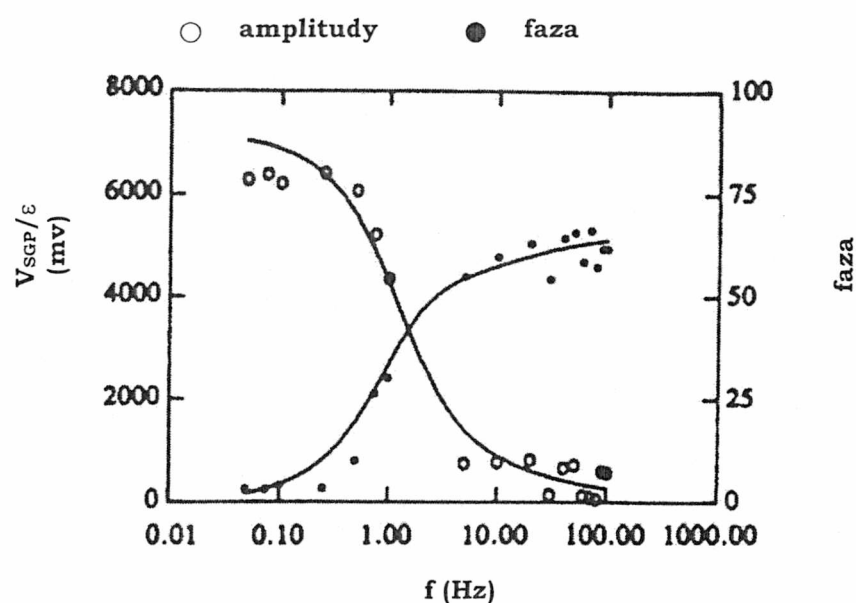


Rys. 2.4 Schemat budowy tkanki korowej (Dziedzic - Gocławska, 1988).

Interesującym zjawiskiem występującym w tkance kostnej są generowane ładunki elektryczne na powierzchni kości, pod wpływem obciążenia zewnętrznego. Na przykład w czasie zginania można zaobserwować, że po stronie wypukłej (rozciąganie) pojawiają się ładunki dodatnie a po stronie wklęsłej (ściskanie) ładunki ujemne. Występowanie ładunków elektrycznych uruchamia w tkance kostnej mechanizmy zmniejszające odkształcenia do tzw. minimalnego poziomu odkształceń efektywnych (w zagadnieniach inżynierskich podobne zjawiska obserwuje się w laminatach aktywnych z warstwami piezoelektrycznymi – Kurnik *et al.*, 1997), a tym samym uaktywniają się procesy prowadzące do przebudowy struktury kostnej (Uklejewski, 1994).

Mechanizm powstawania potencjałów elektromechanicznych w mokrej tkance kostnej zbitej został zaproponowany przez Salzsteina, ale tylko przy uwzględnieniu efektu elektrokinetycznego (Salzstein *et al.* 1987, część I i II).

Scott *et al.*, (1990) podjęli próbę zweryfikowania doświadczalnie teorii Salzsteina, prowadząc badania na wilgotnych próbkach kostnych (nasączanych przed badaniem w 0,9% roztworze soli fizjologicznej NaCl) wykorzystujące do tego celu zginanie czteropunktowe. Na podstawie otrzymanych rezultatów autorzy stwierdzili dobrą zgodność wyników doświadczalnych z przewidywaniami teoretycznymi Salzsteina (rys. 2.5).



Rys. 2.5 Wykres amplitud i faz iloraz potencjału elektromechanicznego do odkształcenia (V_{SGP}/ϵ) jako funkcję częstotliwości obciążenia (f) otrzymanych dla wilgotnych próbek tkanki kostnej zbitej wołowej. Krzywe teoretyczne wg teorii Salzsteina et al. przedstawiono linią ciągłą (Scott *et al.*, 1990)

Sygnały elektryczne jakie powstają w wyniku odkształceń mechanicznych w tkance korowej wpływają również na komórki kościotwórcze i kościogubne (Rogala *et al.*, 1996), zmieniając ich kształt i strukturę (Uklejewski, 1994).

Stwierdzono również, że ładunki ujemne sprzyjają tworzeniu nowej tkanki kostnej na powierzchni złamanej kości, a ładunki dodatnie są związane tzw. gubieniem kości mając tym samym wpływ na powstawanie i przebieg osteoporozy (Świecki, 1992 – cytując Bussetta).

Starkebaum *et al.* (1979) prowadzili pomiary natężenia pola elektrycznego w okolicach pojedynczego osteonu za pomocą mikroelektrody o średnicy 5 μm . Na podstawie otrzymanych wyników autorzy stwierdzili, że

- natężenie pola elektrycznego w pobliżu kanału Haversa było 40 razy większe niż wartość między końcami całych próbek,
- wartość natężenia pola elektrycznego na blaszkach kostnych osteonu były tego samego rzędu (0,4 mV) co wartości stosowane podczas elektrostymulacji wykorzystywanej w leczeniu złamań.

Innym, równie ciekawym, zjawiskiem występującym w tkance kostnej jest piezoelektryczność odkryta przez japońskich badaczy w 1957 roku (Świecki, 1996).

Efekt piezoelektryczny w kości jest związany z tzw. wstępną polaryzacją piezoelektryczną kolagenu w naprężonych wstępnie blaszkach kostnych. Uważa się, że opisane zjawisko jest mechanizmem stymulującym powstawanie potencjałów elektrokinetycznych Zeta w mokrej kości zbitej, a tym samym warunkującym funkcjonowanie mechanizmów generujących potencjały elektromechaniczne w kości (Uklejewski, 1994).

2.2 WŁASNOŚCI FIZYCZNE TKANKI KOSTNEJ

Z informacji podanych w poprzednim rozdziale wynika, że tkanka zbita i gąbczasta wykazują istotne różnice między sobą w budowie makroskopowej oraz różnią się od tradycyjnych materiałów stosowanych w zagadnieniach inżynierskich.

Tkanka kostna dzięki specyficznym własnościom (biochemiczne, elektro-mechaniczne) może zmieniać swoją strukturę, dostosowując się do zmiennych warunków obciążenia jakie występują podczas codziennej aktywności fizycznej.

Znajomość podstawowych własności wytrzymałościowych tkanki kostnej (moduł sprężystości podłużnej, współczynnik Poissona, wytrzymałość na ściskanie, rozciąganie) umożliwia ocenę pól naprężeń i odkształceń w kości pod wpływem obciążeń zewnętrznych oraz na odpowiednie zaprojektowanie materiałów (kompozyty, ceramiki), z których wykonuje się urządzenia ortopedycznych wspomagających procesy leczenia np. płytki do zespolenia odłamów kostnych czy zastępowanie naturalnych stawów sztucznymi.

Jedną z pierwszych pozycji literaturowych, w której w sposób obszerny przedstawione dane dotyczące np. wytrzymałości kości, modułów Younga, jest praca Yamady (1970).

Podane w poniższych tabelach wartość należy traktować jako wartości orientacyjne ze względu na zróżnicowanie anatomiczne próbek wykorzystanych w badaniach wytrzymałościowych tzn. miejsce wycięcia, wilgotność, płeć wiek, środowisko, aktywność fizyczna, przebyte choroby.

Podstawowe dane dotyczące zmian własności wytrzymałościowych tkanki kostnej zbitiej człowieka w funkcji wieku podano w tabeli 2.1

Tabela 2.1 Średnie wartości wielkości mechanicznych tkanki zbitiej kości udowej dorosłego człowieka Yamada (1970)

Wielkość	Wartość
Wytrzymałość na ściskanie	162,0 [MPa]
Wytrzymałość na zginanie	160,0 [MPa]
Wytrzymałość na rozciąganie	109 [MPa]
Wytrzymałość na skręcanie	54,1 [MPa]
Graniczne wydłużenie	135%
Graniczne odkształcenie skręcające	0,027

Natomiast w tabeli 2.2 w celach porównawczych podano średnie wartości wytrzymałości na rozciąganie i moduł Younga tkanki zbitiej w stanie wilgotnym i wysuszonym dla kości kończyny dolnej i górnej. Jak można zauważyć tkanka kostna pozbawiona płynów fizjologicznych (sucha) wykazuje wyższe wartości własności mechanicznych.

Tabela 2.2 Średnie wartości wytrzymałości na rozciąganie i modułu Younga otrzymane dla wilgotnej i wysuszonej tkanki kostnej zbitej osób między 20 a 39 rokiem życia *Yamada (1970)*

Rodzaj kości	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]		Moduł Younga [GPa]	
	kość wilgotna	kość sucha	kość wilgotna	kość sucha
kończyna dolna				
udowa	124	154	17,6	20,6
piszczelowa	143	174	18,4	21,0
strzałkowa	149	179	18,9	21,5
kończyna górna				
ramieniowa	125	158	17,5	20,4
promieniowa	152	183	18,9	21,8
łokciowa	151	181	18,8	21,6

W zależności od rodzaju rozpatrywanych zagadnień, i ze względu na złożoną budowę, proponowane są różne modele kości jako materiału. Dla wielu przypadków technicznych tkankę kostną można traktować jako liniowy anizotropowy materiał sprężysty. Tkanę zbitą traktuje się jako materiał transwersalnie izotropowy, natomiast istotę gąbczastą jako materiał ortotropowy (*Uklejewski, 1992*).

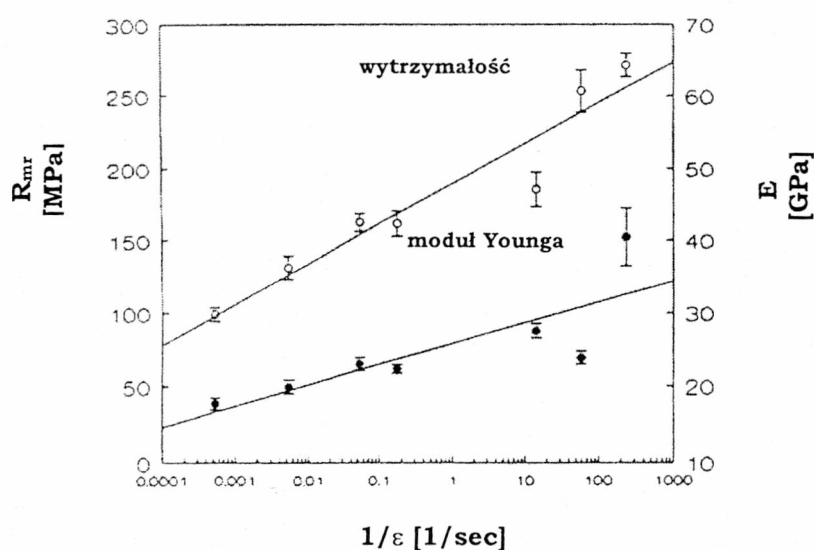
Tkanę zbitą trzonów kości długich, ale nie przenoszącą obciążeń skręcających, można traktować jako izotropowy materiał sprężysty. Jest to ważne spostrzeżenie ponieważ umożliwia stosowanie liniowych modeli sprężystych wykorzystujących standardowe równania konstytutywne teorii sprężystości (*Uklejewski, 1992 cytując Huiskesa*).

Własności materiałowe tkanki kostnej najczęściej wyznacza się na podstawie badań ultradźwiękowych (*Ashman et al. 1984; Lang, 1970; Yoon i Katz, 1976*) ponieważ jest metodą umożliwiającą wyznaczenie stałych sprężystości w trzech wzajemnie prostopadłych kierunkach na jednej próbce, co jest bardzo trudne w klasycznych metodach wytrzymałościowych. W tabeli 2.3 podano wartości technicznych stałych sprężystości dla tkanki zbitej, wyznaczonych na podstawie badań wytrzymałościowych i pomiarów ultradźwiękowych (*Van Burskirk et al., 1981*).

Tabela 2.3 Techniczne stałe sprężystości kości zbitej człowieka otrzymane na podstawie badań mechanicznych i ultradźwiękowych – kierunki główne pokrywają się z odpowiednio z kierunkiem promieniowym, obwodowym i długiej osi trzonu kości udowej - (Van Buskirk et al., 1981)

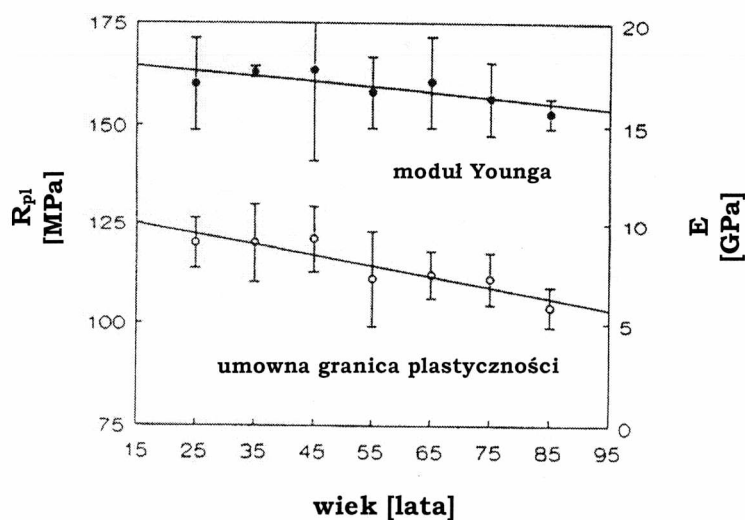
Metoda pomiarowa	mechaniczna	ultradźwięki
Założona symetria	transwersalno izotropowy	ortotropia
E_1 [GPa]	11,50	13,00
E_1 [GPa]	11,50	14,40
E_3 [GPa]	17,00	21,50
G_{12} [GPa]	3,60	4,75
G_{13} [GPa]	3,28	5,85
G_{23} [GPa]	3,28	6,56
ν_{12}	0,58	0,37
ν_{13}	0,31	0,24
ν_{23}	0,31	0,22
ν_{21}	0,58	0,42
ν_{31}	0,46	0,40
ν_{32}	0,46	0,33

Ponieważ tkanka kostna należy do materiałów lepkosprężystych to właściwości wytrzymałościowe i moduł sprężystości podłużnej zależą od prędkości odkształcania materiału. Na rys. 2.6 przedstawiono zmiany wytrzymałości na rozciąganie i modułu Younga w zależności od szybkości odkształcania.



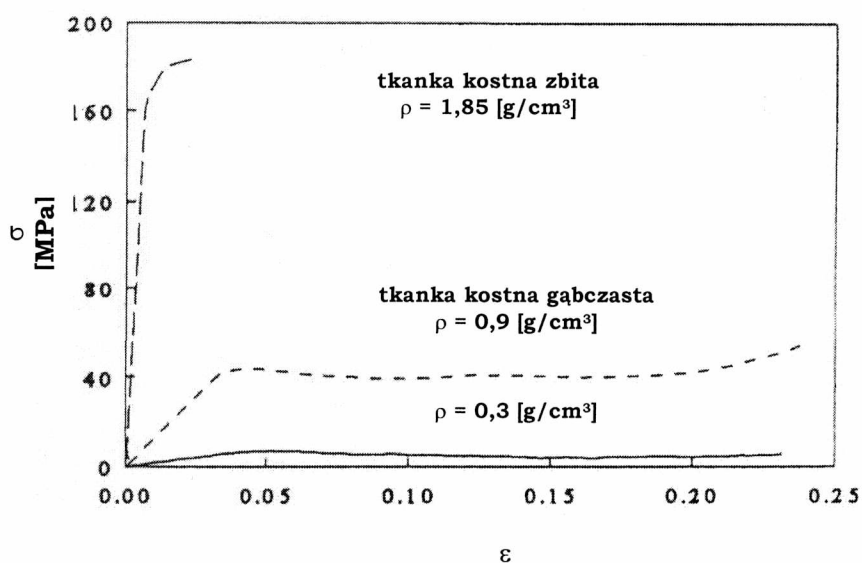
Rys. 2.6 Wykres przedstawiający wpływ prędkości odkształcania ($1/\epsilon$) na wartość wytrzymałości na rozciąganie (R_{mr}) i modułu Younga (E) tkanki kostnej zbitej (Hayes, 1991)

Własności materiałowe tkanki kostnej również są związane z wiekiem (rys. 2.7) i okazuje się że co 10 lat – między 20 a 90 rokiem życia - następuje 2% spadek wytrzymałości na rozciąganie oraz wartość modułu Younga tj. odpowiednio - od wartości 120 MPa w trzeciej dekadzie życia do 105 MPa w dziewiątej dekadzie i z 17 GPa do 15,6 GPa (Hayes, 1991).

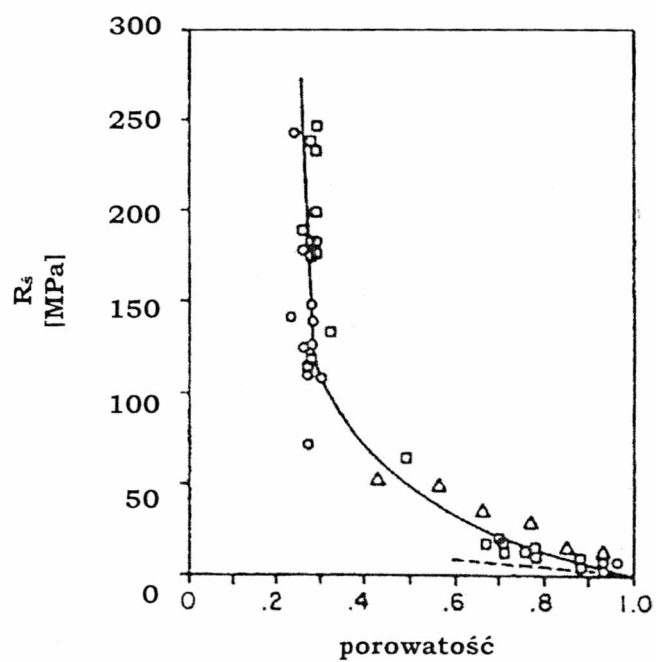


Rys. 2.7 Umowna granica plastyczności (R_{pl}) i moduł Younga (E) tkanki korowej człowieka jako funkcja wieku (Hayes, 1991)

Zmniejszenie odporności tkanki kostnej na obciążenia zewnętrzne jest także związane ze zmianami (spadkiem) gęstości fizycznej kości (rys. 2.8) a tym samym ze wzrostem porowatości (rys. 2.9) materiału w wyniku czynników chorobotwórczych np. osteoporoza.



Rys. 2.8 Charakterystyka naprężeniowo (σ) – odkształceniowa (ϵ) dla tkanki korowej i gąbczastej w zależności od wartości gęstości fizycznej (Hayes, 1991)



Rys. 2.9 Wpływ porowatości objętościowej tkanki kostnej na wytrzymałość na ściskanie (R_s) (Rogala et al., 1996).

ROZDZIAŁ 3

METODY POMIAROWE STOSOWANE DO OCENY WŁASNOŚCI FIZYCZNYCH TKANKI KOSTNEJ

3.1 WPROWADZENIE

Znajomość własności materiałowych tkanki kostnej (tkanka zbita i gąbczasta) takich jak moduł sprężystości Younga, czy moduł sprężystości Kirchhoffa oraz współczynnik Poissona są pomocne do oceny zmian jakie zachodzą kości pod wpływem czynników chorobotwórczych oraz starzenia się materiału. Pozwalają na ocenę stopnia degradacji kości (zmiana struktury - porowatość, zmiana stopnia mineralizacji) przez porównanie własności materiałowych badanych kości z własnościami wyznaczonymi dla kości zdrowych. Pomiaru stałych materiałowych umożliwiają także ocenę innych własności fizycznych tkanki kostnej wykorzystując ich wzajemnych korelacje. Znajomość własności materiałowych pozwala także na oszacowanie pola naprężenia i odkształcenia w kości pod wpływem obciążeń zewnętrznych np. metodami numerycznymi, a tym samym na odpowiedni dobór implantów, stabilizatorów i materiałów. Oczywiście, że wyznaczenie wartości własności materiałowych kości, w sposób jednoznaczny, jest trudne ze względu na dużą liczbę czynników wpływających na te własności (wiek, środowisko, przebyte choroby, budowa tkanki kostnej, metoda i warunki pomiaru itd.).

Według *Jacksona (1992)* kość jest zaliczana do grupy ceramików biologicznych, które podobnie jak wszystkie materiały ceramiczne są materiałami względnie kruchymi i sztywnymi. Takie własności materiału stwarzają problemy związane z wykonaniem próbek i ich badaniem np.

- problemy przy maszynowej obróbce,
- próbki są trudne do uchwycenia w szczękach maszyn testujących,
- materiał pęka w sposób katastroficzny,
- obciążenia powodują małe przemieszczenia wymagające użycia czułych przyrządów pomiarowych.

Istnieje również kilka zalet, charakteryzujące ten typ materiału np.:

- umożliwia zastosowanie standardowych teorii zakładających liniową sprężystość,
- umożliwia zastosowanie klasycznych metod pomiaru wielkości mechanicznych,
- charakteryzuje się względną powtarzalność wyników w porównaniu z innymi materiałami biologicznymi.

Wymienione wyżej zalety umożliwiają zastosowanie do opisu materiału klasycznych równań teorii sprężystości (*Gabryszewski, 1987*) ale w typowych zagadnieniach inżynierskich.

Ceramiki biologiczne nie zawierają tak dużo wody jak inne materiały biologiczne ale ich wilgotności ma istotny wpływ na własności mechaniczne. Dlatego badania powinny być prowadzone w warunkach zbliżonych do naturalnych. Można to osiągnąć kontrolując wilgotność w czasie wykonywania próbek oraz podczas ich badania. Najlepsze wyniki można uzyskać podczas badania w komorach pozwalających na całkowite zanurzenie próbki w roztworze soli fizjologicznej i utrzymanie odpowiedniej temperatury. Przed badaniem próbki powinno przechowywać się w obniżonej temperaturze ($-5^{\circ}\text{C} \div -20^{\circ}\text{C}$).

Evans, (1973) i *Pelker et al., (1984)* dokonali obserwacji wpływu suszenia na własności mechaniczne kości. Stwierdzili, że suszenie zwiększa moduł sprężystości, wytrzymałość na rozciąganie i zginanie oraz powoduje wzrost kruchości i obniżenie odporności na obciążenia dynamiczne. *Currey, (1988a)* badał wpływ suszenia i ponownego nawilżania kości na moduł Younga i wytrzymałość na zginanie trójpunktowe. Wykazał, że ponowne namoczenie nie ma istotnego wpływu na wartość modułu Younga a wytrzymałość na zginanie jest zredukowana o 5% w próbkach ponownie nawilżanych.

Typy i wymiary próbek stosowanych do wyznaczania własności mechanicznych kości zostały opisane przez *Yamadę, (1970)* i *Jacksona, (1992)*. Przed wykonaniem próbki należy rozważyć następujące czynniki:

- miejsce pobrania materiału w odniesieniu do całego rozpatrywanego elementu np. zewnętrzna lub wewnętrzna powierzchnia kości,
- kierunek wycięcia próbki (ma to istotne znaczenie w przypadku anizotropii materiału),

- kształt i wymiary próbki (zdeteminowane najczęściej wymiarami materiału rodzimego i metodą badawczą).

3.2 METODY WYZNACZANIA MODUŁU YOUNGA

Rodzaje i wymagania dotyczące maszyn badawczych, uchwytów oraz podstawowe równania pozwalające na obliczenie wartości modułów sprężystości podłużnej zostały opisane przez *Yamadę (1970)* i *Jacksona (1992)*.

Do najpopularniejszych metod wyznaczania modułów sprężystości kości należą standardowe badania wytrzymałościowe.

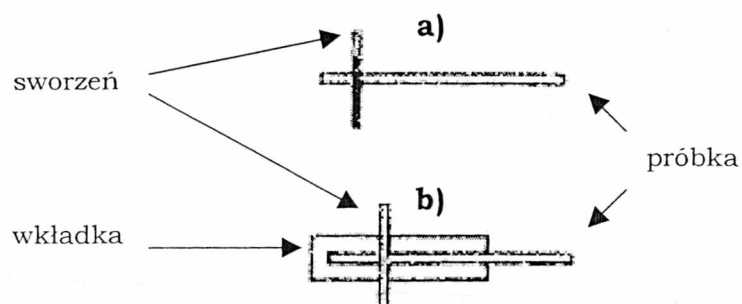
Jedną z najczęściej używanych metod badawczych służących do wyznaczenia modułu Younga jest proste rozciąganie i ściskanie (*Schaffler et al., 1988; Currey, 1988b; Carter et al. 1976; Keller, 1994*). Podstawowym, równaniem, które wykorzystuje się dla zakresu liniowo-sprężystego (*Dyląg et al. 1996*) jest:

$$\sigma = \varepsilon \cdot E \quad (3.1)$$

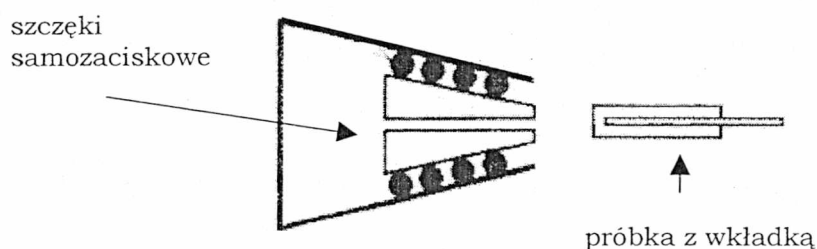
Badania takiego materiału jakim jest kość (tkanka zbita i gąbczasta) wymagają zaprojektowania odpowiednich uchwytów mocujących próbkę w maszynie wytrzymałościowej. Przykładem mogą być uchwyty zaproponowane przez *Jacksona, (1992)* stosowane w badaniach tkanki kostnej. Na rys. 3.1 i 3.2 przedstawiono uchwyty służące do mocowania próbek o przekroju kwadratowym lub prostokątnym. Próbki w próbie rozciągania są najczęściej obciążane przez:

- sworzeń (rys. 3.1a) – należy uwzględnić osłabienie przekroju próbki,
- sworzeń z równoczesnym zastosowaniem wkładek wykonywanych z aluminium lub miedzi (rys. 3.1b).

Jeżeli wykorzystuje się uchwyty samozaciskowe (rys. 3.2) również należy stosować wkładki, ponieważ zabezpiecza to próbki przed ich zgnieciem. Zastosowanie wkładek wymaga odpowiedniego wyprofilowania ich końców tak aby zapewnić łagodne (bez karbu) przejście z przekroju poprzecznego próbki na przekrój poprzeczny części uchwytowej.

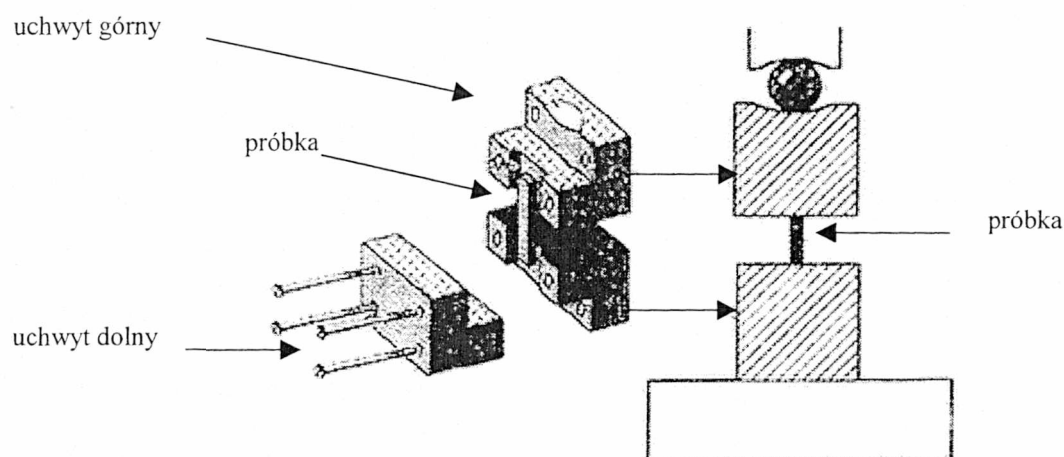


Rys. 3.1 Uchwyty stosowane do mocowania próbek w próbie rozciągania: a) za pomocą sworznia, b) za pomocą sworznia i wkładki, Jackson, (1992).



Rys. 3.2 Sposób mocowania próbek w szczękach samozaciskowych w próbie rozciągania Jackson, (1992).

W przypadku stosowania badań opartych na próbie ściskania należy tak dobrać długość do szerokości i szerokość do głębokości próbki (w przypadku próbek o przekroju prostokątnym) aby wyeliminować zjawiska związane z wyboczeniem. Próbę ściskania można przeprowadzić bezpośrednio na próbkach umieszczonych bezpośrednio między siłownikiem a czujnikiem siły lub wykorzystać specjalne uchwyty np.: pokazane na rys. 3.3



Rys. 3.3 Uchwyt stosowany do mocowania próbek w próbie ściskania Jackson, (1992).

Przyrządem pomiarowym stosowanym, w próbie rozciągania i ściskania, do pomiaru wydłużenia lub skrócenia jest ekstensometr, który mocuje się na próbce. W przypadku stosowania tensometru należy uwzględnić zjawiska związane z jego mocowaniem. Ponieważ jest przyklejany do powierzchni próbki to mogą wystąpić miejscowe wzmocnienia materiału ze względu na porowatość struktury kostnej co może mieć istotny wpływ na jakość otrzymanych wyników.

Często stosowaną metodą wykorzystywaną do wyznaczania wartości modułu Younga jest zginanie. Najczęściej stosuje się zginanie trójpunktowe, zwłaszcza jeżeli prowadzi się badania porównawcze (*Currey, 1988a i 1988b*). Do wyznaczenia wartości modułu Younga (*Dyląg et al. 1996*) stosuje się równanie podane poniżej:

$$E = \frac{F}{x} \frac{L_p^3}{48 I} \quad (3.2)$$

Oczywiście należy podkreślić, że otrzymane wartości modułu Younga na podstawie równania 3.2 nie są wartościami ścisłymi. Jest to związane z tym, że w zginaniu trójpunktowym, w środkowej części belki oprócz momentu gnącego, występują siły poprzeczne, które mają istotny wpływ na uzyskane wartości modułu Younga. Na podstawie zginania trójpunktowego można wyznaczyć wartość ścisłą korzystając z równania podanego poniżej (*Dyląg et al. 1996*):

$$x = \frac{FL^3}{48 EI} + \frac{\alpha FL}{4 GA} \quad (3.3)$$

pod warunkiem, że jest znana wartość modułu Kirchhoffa lub zmniejszając rozstaw podpór i kolejna dla każdego rozstawu wyliczyć moduł Younga z równania 3.2, a następnie graficznie przedstawić obliczone wartości modułu w funkcji (h/L_p) - otrzymane punkty powinny być zgodne z zależnością:

$$\frac{1}{E} = \frac{1}{E_R} + \frac{1,2}{G} \left(\frac{h}{L_p} \right)^2 \quad (3.4)$$

Metoda wyznaczania modułu Younga (w sensie ścisłym) w sposób opisany powyżej jest obszernie przedstawiona w pracy *Jacksona, (1992)*.

Przy zachowaniu odpowiednich warunków geometrycznych w próbie zginania trójpunktowego tzn. (h/L_p) otrzymane wartości modułu Younga (równanie 3.2) mogą odbiegać od wartości wyznaczonych na podstawie równania 3.3 o 4% (błąd oszacowany przez autora na podstawie danych dotyczących ścisłych wartości modułu Younga dla tkanki zbitej- *Van Buskirk et al., 1981*). Dla zapewnienia tak małego błędu należy przyjąć wartość parametru $(h/L_p) = 1/10$ według *Jackson, (1992)* lub $(h/L_p) = 1/16$ według *Yamady, (1970)*.

Aby wyeliminować błędy związane z występowaniem sił poprzecznych w zginaniu trójpunktowym stosuje się zginanie czyste. W zginaniu czteropunktowym przyjmuje się rozstaw podpór zewnętrznych (L_z) tak aby pokrył 9/10 długości próbki, a wewnętrznych (L_w) tak aby pokryć 3/4 rozstawu zewnętrznego. Do wyznaczenia modułu Younga stosuje się zależność podaną poniżej (*Dyląg et al. 1996*):

$$E = \frac{F}{x} \cdot \frac{L_1(3L_p^3 - 4L_1^2)}{48I} \quad (3.5)$$

Ciekawą metodą, którą można zaadoptować do badań struktur kostnych, a stosowaną w analizie ośrodków porowatych wypełnionych cieczą są doświadczenia zaproponowane przez Biota i Willisa. Ich istota sprowadza się do pomiaru zmian objętości porowatej próbki poddanej obciążeniu hydrostatycznemu. Należy zaznaczyć, że sformułowane przez Biota równania konsolidacji i występujące w nich stałe materiałowe odnoszą się do składników ośrodka rozróżnialnych z fizycznego punktu widzenia czyli tzw. składników fizycznych. Obszerny opis podanych doświadczeń można znaleźć w pracy (*Kaczmarek i Kubik, 1985*).

Innym znaczącym sposobem wyznaczania modułów sprężystości są badania ultradźwiękowe. Ukazało się wiele prac (*Bonfield et al, 1982; Ashman et al., 1984; Lipson et al., 1984; Gawda et al. 1988*) wskazujących na możliwość wyznaczenia współczynników sprężystości kości poprzez pomiar propagacji różnego typu fal ultradźwiękowych. Autorzy wymienionych prac wykazują, że

metody ultradźwiękowe wykorzystywane do badania kości (traktowanej jako materiał kompozytowy, niejednorodny, charakteryzujący się strukturą anizotropową) umożliwiają uzyskanie większej ilości informacji o tym materiale niż dotychczas stosowane metody. Do zalet tej metody badań można zaliczyć łatwość przygotowania próbek i ich małe rozmiary. Równaniem ogólnym, które wiąże prędkość fali ultradźwiękowej, moduł sprężystości Younga i gęstość fizyczną materiału wyraża się wzorem:

$$E = V^2 \cdot \rho \quad (3.6)$$

Ashman et al. (1988) zmieniając parametry fali ultradźwiękowej wyznaczyli strukturalny moduł sprężystości (moduł sprężystości badanej próbki traktowanej jako połączenie materiału z wewnętrznymi pustakami) oraz materiałowy moduł sprężystości (moduł sprężystości materiału kostnego w ścisłym znaczeniu - bez uwzględnienia wnęk).

W literaturze można również spotkać równania opisujące moduł sprężystości Younga w funkcji porowatości, stopnia mineralizacji czy gęstości fizyczną tkanki kostnej. Związek między sztywnością kości a jej różnymi innymi własnościami materiałowymi pozwala na oszacowanie modułu sprężystości w przypadku, gdy bezpośredni pomiar jest niemożliwy lub gdy interesują nas zmiany wartości modułu w obszarze mniejszym niż wymiary standardowych próbek.

Najczęściej szuka się korelacji między modulem Younga a gęstością fizyczną kości ρ . Klasycznym równaniem (Carter et al. 1976, cytując Mcelhaney, 1970) opisującym tę zależność jest:

$$E = K \rho^n \quad (3.7)$$

gdzie K i n są stałymi wyznaczanymi doświadczalnie

Natomiast w pracy Schafflera et al. (1988) podano równanie otrzymane na podstawie wyników z próby ściskania, w następującej postaci:

$$E = 0.09 \rho^{7.4(3)} \quad [\text{GPa}] \quad (3.8)$$

gdzie: współczynnik 7,4 odnosi do tkanki zbitej, natomiast współczynnik 3 do tkanki gąbczastej

Wyniki badań *Cartera et al. (1976)* wskazują na wartość wykładnika n równą 3. *Rice et al. (1988)* opracowując statystycznie wyniki badań pochodzących z wielu źródeł stwierdzili, że wykładnik n równa się 2. Do podobnych wniosków doszli *Hodkinson et al. (1992)*. Natomiast *Ashman et al. (1988)* wykorzystując pomiary ultradźwiękowe stwierdzili, że wartość wykładnika n jest mniejsza od 2 oraz, że równanie przedstawiające zależność modułu Younga od gęstości fizycznej może być funkcją liniową w postaci:

$$E = a + bp \quad (3.9)$$

gdzie a i b są stałymi wyznaczanymi doświadczalnie

Ten sam typ zależności wyznaczyli w swoich badaniach *Deligianni et al., (1991)*. *Schaffler et al., 1988* wyznaczyli również zależność między modułem Younga a porowatością (P) oraz udziałem objętościowym matrycy kości ($1-P$) w postaci ogólnej:

$$\begin{aligned} E &= 3.66P^{-0.55} \quad [\text{GPa}] \\ E &= 33.88 (1-P)^{10.92} \quad [\text{GPa}] \end{aligned} \quad (3.10)$$

Podobny związek modułu Younga z udziałem objętościowym potwierdziły badania *Curreya (1988b)*, który także wyznaczył korelację między modułem sprężystości podłużnej a ilością wapnia (Ca) stwierdzając, że jest to zależność nieliniowa dająca opisać się równaniem:

$$E = d \cdot (\text{Ca})^{n1} \quad (3.11)$$

Wyraźnie nieliniową zależność między tymi dwiema zmiennymi udokumentowały również badania *Curreya (1990)*. Łączny wpływ udziału matrycy kości i wapnia opisują natomiast najlepiej równania wyprowadzone przez *Curreya (1988b)*:

$$E = a_1 + b_1(Ca) + c_1(1 - P) \quad (3.12)$$

lub

$$E = a_2(Ca)^{b_2}(1 - P)^{c_2} \quad (3.13)$$

gdzie $a_1, a_2, b_1, b_2, c_1, c_2$ - stałe doświadczalne.

Currey et al. (1990) wyznaczyli, w próbie rozciągania, także zależność między modułu Younga a twardością (używając metody Vickersa), stwierdzając, że jest to zależność prawie liniowa:

$$E = a_3 + (b_3 \cdot TV) \quad (3.14)$$

gdzie k przyjmuje wartość 1.2

Evans et al. (1990), badając kości rozmaitych gatunków zwierząt, wykazali z kolei, że jest to zależność nieliniowa, którą najlepiej opisuje równanie:

$$TV = a_4 + b_4 E^m \quad (3.15)$$

gdzie m przyjmuje wartość 2.0

Podane powyżej równanie zostało wyznaczone na podstawie wyników otrzymanych po przeprowadzeniu próby rozciągania i pomiaru twardości metodą Vickersa.

Podejmowane są również próby weryfikacji zależności empirycznych i wyznaczania wartości modułu sprężystości Younga na drodze teoretycznej wykorzystując np. metody numeryczne (*van Rietbergen et al. 1995; Müller et al. 1996*) lub w połączeniu z doświadczeniem (*Williams 1982; Mente, 1987; Rice et al. 1988; Gibson, 1982*).

3.3 METODY ILOŚCIOWE W BADANIACH STRUKTURY KOSTNEJ

(*Badurski, 1994; Thustowicz, 1997*)

Do metod ilościowych stosowanych w diagnostyce tkanki kostnej zalicza się następujące metody wykorzystujące:

- zdjęcia rentgenowskie
- ultradźwięki - ultrasonograf
- densytometria

Zdjęcia rentgenowskie układu kostnego umożliwiają rozpoznanie osteoporozy w zaawansowanych przypadkach, jakim jest zmniejszenie gęstości kości o około 40% w stosunku do wartości jaką posiada zdrowa kość. Ocena zdjęć rentgenowskich dostarcza wyłącznie informacji o wymiarach lub objętości tkanki kostnej, a nie przedstawia rzeczywistej gęstości.

W badaniach wykorzystujących ultradźwięki osłabienie fali, przechodzącej przez kość, zależy nie tylko od struktury i gęstości materiału, ale również od rozkładu beleczek kostnych w tkance gąbczastej, ich spójności przepuszczalności i porowatości tkanki kostnej. Pomiary ultrasonograficzne polegają na przepuszczeniu przez badaną kości (najczęściej jest to kość piętowa) fali o częstotliwości 0,5 MHz. Po analizie komputerowej dane są przedstawiane w następującej formie:

- SOS (speed of sound) – prędkość fali ultradźwiękowej [m/s],
- BUA (broadband ultrasound attenuation) – współczynnik tłumienia fali ultradźwiękowej [db/MHz],
- STIFFNESS – wskaźnik wytrzymałości, wyznaczony na podstawie SOS i BUA, wyrażony w procentach w stosunku do wartości obliczonych u młodych, zdrowych osób.

Do badań densytometrycznych, umożliwiających oznaczenie masy kostnej, zalicza się między innymi następujące metody diagnostyczne:

- SPA (Singel Photon Absorptiometry) – absorcjometria wiązki fotonów o jednolitej energii
- DPA (Dual Photon Absorptiometry) - absorcjometria wiązki fotonów o dwóch różnych energiach,
- QCT (Quantitative Computed Tomography) – ilościowa tomografia komputerowa,
- DEXA (Dual Energy X-ray Absorptiometry) - absorcjometria wiązki promieniowania rentgenowskiego o dwóch różnych energiach.

Badania przedstawionymi metodami ujawniają zmniejszenie zawartości minerałów w tkance kostnej w porównaniu do norm wiek i płci oraz rasy. W zależności od użytej metody diagnostycznej wyniki badań są przedstawione w postaci różnych jednostek pomiarowych, czyli bezpośrednie porównanie uzyskanych rezultatów jest praktycznie niemożliwe. Najczęściej używanymi jednostkami pomiarowymi do oznaczania masy kostnej są:

- BMD (bone mineral density) – gęstość kości odniesiona do pola powierzchni, wyrażona w g/cm lub g/cm²,
- BMC (bone mineral content) – zawartość składników mineralnych w kości wyrażona w g/cm³ lub mg/ml.

Dla ułatwienia interpretacji uzyskane wyniki są odnoszone do wartości spotykanych u osób zdrowych. Najczęstszymi wskaźnikami są:

- %Young Adult – porównuje uzyskane wartości ze spodziewanymi u osób zdrowych tej samej płci między 20 a 40 rokiem życia,
- %Age – Matched – porównuje uzyskane wartości ze spodziewanymi wartościami w grupie kontrolnej o tym samym wieku i płci.

Zasada pomiarów densytometrycznych polega na prześwietlaniu tkanki kostnej (trzonek kręgosłupa lędźwiowego, szyjka kości udowej, kości przedramienia) wiązką promieniowania jonizującego, który ulega częściowemu pochłonięciu i rozproszeniu przez badaną kość. Energia wiązki po przejściu przez badaną strukturę jest osłabiona proporcjonalnie do porowatości kości. Im większa gęstość tym większe osłabienie wiązki. Promień po przejściu przez tkankę pada na detektor, w którym wyzwala impuls w postaci prądu elektrycznego. Następnie impuls jest przesyłany do komputera i przeliczony na jednostkę gęstości, a wynik jest podawany w postaci współczynników BMD i BMC.

Badania densytometryczne są jedną z najlepszych metod diagnostycznych stosowanych do oceny i analizy zmian ilościowych struktury kostnej. Jednak okazuje się, że rezultaty pomiarów mogą być prawidłowe pomimo zaawansowanej osteoporozy. Wynika to przede wszystkim z ograniczeń technicznych oraz istnienia całej gamy innych czynników obniżających masę kostną np.:

- zmiany zwyrodnieniowe,
- zwapnienia wiążadeł,
- pęknięcia kręgosłupa (ta sama ilość kości mieści się w mniejszej objętości),
- ilość tkanki tłuszczowej,
- nadczynność przytarczycy,
- niewydolność nerek,
- nowotwory,
- osteoporoza miejscowa.

3.4. ZASTOSOWANIE EMISJI AKUSTYCZNEJ W BADANIACH TKANKI KOSTNEJ

Emisja akustyczna (EA) stanowi po badaniach ultradźwiękowych drugą szeroką dziedzinę zastosowań metod akustycznych w badaniach materiałów, konstrukcji i struktur biologicznych. Zjawisko EA polega na powstawaniu fal sprężystych wewnątrz lub na zewnątrz powierzchni badanego ośrodka pod wpływem naprężeń mechanicznych, termomechanicznych lub przemiany polimorficznej. Zapoczątkowane procesy deformacyjne przebiegają w skali mikro i makroskopowej, powodując w efekcie emisję akustyczną w postaci ciągu impulsów o zmiennej wartości amplitudy sygnału. Od rodzaju procesu zachodzącego w ośrodku i jego kinetyki zależy struktura czasowa sygnałów EA. Zależność między szybkością generowania sygnałów akustycznych a procesami mikropęknięć ma następującą postać (*Ranachowski et al. 1996*):

$$\frac{dN_t}{dt} = N_a \cdot \frac{dN_e}{dt} \quad (3.16)$$

gdzie: N_t jest liczbą sygnałów, N_e jest liczbą procesów pęknięcia, N_a jest stałą detekcji

Zastosowanie emisji akustycznej równocześnie z badaniami wytrzymałościowymi umożliwia obserwowanie i rejestrowanie między innymi takich parametrów jak:

- amplitud zdarzeń akustycznych np. w momencie zniszczenia
- energię impulsu
- miejsce i czas pojawienia się pierwszego zdarzenia emisji akustycznej – bardzo precyzyjnie
- rozprzestrzenianie się mikropęknięć
- obciążenie przy którym pojawił się np. pierwszy impuls akustyczny.

Prowadzenie badań wytrzymałościowych, a w szczególności przy trójpunktowym zginaniu, z jednoczesną rejestracją EA pozwala na pogłębienie znajomości procesów deformowania i niszczenia materiału. Pomiar umożliwia wyznaczenie siły progowej F_0 , przy której pojawia się ciągła emisja akustyczna i obciążenia niszczącego F_k . Związek między F_0 i F_k jest podawany w formie równania liniowego (charakterystycznego dla danego materiału) o ogólnej postaci (*Raabe et al., 1991; Ranachowski et al. 1996*):

$$F_k = aF_0 + b \quad (3.17)$$

gdzie: a , b , – są współczynnikami zależnymi od materiału, struktury i warunków doświadczenia

Emisja akustyczna należy do metod badawczych, które są coraz częściej stosowane w zagadnieniach związanych z biomechaniką. Ze względu na dużą czułość oraz nieinwazyjny charakter pomiarów jest stosowana w diagnostyce ortopedycznej oraz służy do oceny zmian struktury kostnej. Jednak jej pełne wykorzystanie wymaga przeprowadzenia szeregu badań i pomiarów doświadczalnych zarówno w warunkach *in vitro* jaki i *in vivo*.

W ortopedii jest wykorzystywana jako narzędzie diagnostyczne umożliwiające określenie ryzyka wystąpienia pęknięć w kościach. W pracach (*Orth et al. 1998; Schwalbe et al. 1999*) przedstawiono wyniki badań, które wskazują że pęknięcia w strukturze kostnej mogą się pojawić przy obciążeniach cyklicznych (związanych z codzienną aktywnością) zwłaszcza w przypadku działania momentem skręcającym. Emisję akustyczną wykorzystuje się również do oceny połączeń kość – proteza. Przykładem może być praca (*Davies et al. 1996*), w której podano rezultaty badań związanych z jakością połączenia kości – cement – trzpień endoprotezy stawu biodrowego.

Pomiary przeprowadzono w warunkach *in vitro* wykorzystując naturalne kości pochodzące ze zwłok i symulując różne obciążenia. Wyniki otrzymane na podstawie zastosowanie EA wskazują, że obluzowanie trzpienia w kanale kości udowej jest związane z mikropęknięciami cementu na skutek zmęczenia połączenia między trzpieniem a cementem. Do podobnych wniosków doszli (*Sugiyama et al. 1989*) badając wpływ tylko momenty skręcającego na stopień obluzowania się trzpieni w kanale kości udowej.

Jednym z ciekawszych zastosowań emisji akustycznej w ortopedii jest kontrolowanie procesu usuwania starego cementu z kanału kości udowej (*Schmidt et al. 1994*). Ponieważ jak stwierdzają autorzy w trakcie wykonywania tych czynności (w warunkach szpitalnych) dochodzi do uszkodzenia i osłabienia kości.

Badania z zastosowaniem emisji akustycznej są także wykorzystywane do oceny zmian struktury kostnej po wpływie czynników chorobotwórczych np.: osteoporoza.

W pracy (*Leichter et al. 1990*) porównywano sygnały EA i wytrzymałość kości (tkanka gąbczasta) ludzi chorych z wynikami uzyskanymi dla kości ludzi zdrowych. Badania przeprowadzono na 12 próbkach pobranych z kości zdrowych, 31 próbkach kości ludzi chorych na osteoporozę i 6 przypadkach związanych ze zmianami zwyrodnieniowymi. Próbki były pobierane z szyjki kości i głowy kości udowej. Stwierdzono, że własności mechaniczne kości osteoporotycznej różniły się od zdrowych tak w zakresie przed jak i po przekroczeniu granicy plastyczności. Dla kości ze zmianami zwyrodnieniowymi różnice występowały tylko w zakresie sprężystym. Tempo zdarzeń EA przed granicą plastyczności jak i poza nią było istotnie wyższe dla obu rodzajów kości chorych. Średnia amplituda zdarzeń EA była również wyższa dla próbek chorych. Podobne wyniki otrzymali (*Hasegawa et al. 1993*) z tą różnicą, że badania prowadzili na całych kręgach kręgosłupa lędźwiowego.

Fischer et al. 1986 badali wpływ szybkości odkształcenia na wartości amplitud zdarzeń emisji akustycznej jakie pojawiły się w tkance zbitej badanej w próbie ściskania. Otrzymane rezultaty wskazują, że przy niższych prędkościach (0,0001 1/s) pojawiło się więcej impulsów akustycznych ale o niższych amplitudach niż przy prędkości 0,01 1/s.

Jak wynika z przytoczonych zastosowań emisja akustyczna jest metodą, która umożliwia ocenę zmian własności jakościowych i ilościowych przez określenie zależności między sygnałem akustycznym a własnościami mechanicznymi. Jako jedna z metod stosowanych w biomechanice stwarza dodatkowe możliwości dzięki którym można lepiej poznać zachowanie się tkanki kostnej podczas procesu obciążania (określić miejsce i czas impulsu, jego amplitudę i energię), badać wpływ procesów chorobotwórczych związanych ze zmianami struktury kostnej oraz określić wpływ pierwiastków chemicznych na jakość materiału.

ROZDZIAŁ 4

FLUOR – ANALIZA WIEDZY

Fluor należy do grupy halogenów w układzie okresowym wykazując dużą reaktywność. Ma spośród nich najmniejszą masę i promień jonowy. Dlatego bardzo łatwo wnika do komórek w wyniku dużego powinowactwa do wielu pierwiastków (głównie do metali – Mg, Mn, Fe, Al, Mo, Cu i Zn – *Waldbott, 1983*) i związków chemicznych zmieniając ich własności (*Machoy, 1987*). Jeżeli podaż niewielkich dawek fluoru przekracza zdolności wydalnicze organizmu, to zostaje odłożony w układzie kostnym w postaci fluorku magnezu i wapnia (*Ignacak et al., 1991; Machoy, 1987*) powodując kalcifikację kości, zębów oraz torebek stawowych i więzadeł ze względu na powinowactwo do wapnia (*Waldbott, 1983*).

Fluor odkładany w tkance kostnej powoduje również wymianę grupy $(OH)^-$ w hydroksyapatycie – $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ – na grupę $(F)^-$ co powoduje powstanie nowego związku zwanego fluoroapatytem – $Ca_{10}(PO_4)_6F_2$ – (*Świącki et al., 1998*). Z termodynamicznego punktu widzenia jest bardziej trwały niż hydroksyapatyt (*Świącki et al., 1998*), mniej rozpuszczalny, ma większą krystaliczność (*Czerwinski et al., 1981*).

Wymienione wyżej własności fizykochemiczne fluoru mają istotny wpływ (przy dużych stężeniach fluoru w tkance kostnej) na zmiany jakościowe struktury kostnej – powoduje zaburzenia metabolizmu kości nasilając procesy kostnienia i kościotworzenia (*Gedalia et al., 1973; Singer et al., 1974*). Zmiany te są najbardziej widoczne w przypadku tzw. fluorozy endemicznej dotyczącej osób mieszkających w strefach w wysokim stopniu skażenia powietrza i wody związkami fluoru tj. $1,2 \div 25$ ppm (*Badurski et al., 1994*). W pracy *Czerwinskiego et al., (1981)* podano, że ilość fluoru w wodzie pitnej powinna być w przedziale $0,5 \div 1,0$ ppm, wyższe stężenia są uważane za toksyczne.

Ogniska naturalnej endemii fluorozy opisywane były w wielu krajach, szczególnie często w USA i w Indiach, a także w Polsce w okolicach Malborka (*Badurski, 1994*) i na Górnym Śląsku (*Czerwinski et al., 1991; Ignacak et al., 1991; Kędryna et al., 1992*).

Zatrucia fluorem są przede wszystkim spowodowane przez przemysł tj. huty żelaza i aluminium, zakłady chemiczne, a także przez wykorzystywanie węgla jako środka opałowego (*Ignacak et al., 1991*).

W pracach *Czerwinskiego et al., (1981 i 1991)*, na podstawie prowadzonych badań i obserwacji stwierdzono ograniczenia ruchowe kręgosłupa, barków i bioder u osób zatrutych związkami fluoru. Zaobserwowano również wyższe wskaźniki korowe kości długich, a pierwsze objawy fluorozy zostały zauważone dopiero po 10 latach. Jednak ze względu na osobniczą zmienność zmiany u niektórych osób pojawiły się już po kilku latach, również były osoby u których nie zaobserwowano zmian zwyrodnieniowych nawet po 20 latach. W wymienionych pracach stwierdza się, że fluor należy uważać za czynnik patogeny zmian zwyrodnieniowych.

W pracy *Ignacka et al., (1991)* przedstawiono wyniki badań jakie prowadzono u osób zamieszkałych w Chorzowie i okolicach Skawiny. Stwierdzono, że u osób starszych narażonych na większe ilości fluoru występuje fluoroza kostno – szkieletowa u 50% badanych. Jednak w przypadku Chorzowa, w którym była 10 krotnie przekroczona dawka fluoru (dopuszczalne średnioroczne stężenie fluoru dla okolic Chorzowa wynosi $16 \mu\text{g}/\text{m}^3$) zaobserwowano mniejszy wpływ związków fluoru na układ kostny niż u mieszkańców Skawiny w której dawka była przekroczona 2-3 krotnie. Autorzy sugerują, że złagodzenie skutków zwyrodnieniowych u mieszkańców Chorzowa było związane z solami magnezu, które, jak stwierdził również *Marier (1980 i 1990)*, są antagonistyczne względem fluoru. Także w pracy *Kędryna et al., (1992)* wykazano, że sole magnezu lub mieszaniny węglanu magnezu i wapnia prowadzą do zmniejszenia dolegliwości, jednak nie usuwają osteofluorozy. Jeżeli jednak ilość fluoru nie przekracza normy (odpowiedni dla każdego kraju) to zauważono zmniejszenie częstości złamań w układzie kostnym w porównaniu z obszarami o bardzo niskim stężeniu fluoru (*Badurski et al., 1994*)

Na potwierdzenie „pozytywnego” działania związków fluoru, zawartego w wodzie pitnej, na strukturę kostną można w tym miejscu przytoczyć spostrzeżenia poczynione przez *Leone’a et al., (1955)*. Leone i jego współpracownicy przeprowadzili 10 – letnie obserwacje kliniczne na dwóch grupach pacjentów (osoby dorosłe) żyjących na terenach o różnym stężeniu fluoru w wodzie pitnej. W grupie pierwszej badano osoby mieszkające na terenach (Cameron-Texas) o niskiej ilości fluoru w wodzie pitnej tj. 0,4 ppm. Natomiast w grupie drugiej

prowadzono badania u mieszkańców Bartlett (Texas) spożywających wodę o zawartości fluoru 8 ppm. Wpływu związków fluoru na tkankę kostną oceniano na podstawie zdjęć rentgenograficznych. Najważniejsze wnioski otrzymane na podstawie badań można streścić w następujący sposób:

- przy zawartości fluoru około 8 ppm w wodzie pitnej zaobserwowano wzrost gęstości istoty gąbczastej z zachowaniem charakterystycznego ułożenia beleczek kostnych,
- stwierdzono wzrost grubości tkanki zbitej i okostnej z niejednoznacznym zwężeniem jamy szpikowej,
- prowadzone obserwacje kliniczne na 237 pacjentach, którzy pili wodę o stężeniu 8 ppm fluoru, nie wykazały negatywnego wpływu na zmiany jakościowe struktury kostnej,
- picie fluorowanej wody może mieć korzystny wpływ na w pełni uformowany układ szkieletowy oraz może sprzyjać zahamowaniu osteoporozy.

Podobnych stwierdzeń dostarczyła praca *Jędrzejuk et al., (1996)*, w której zamieszczono wyniki obserwacji klinicznych prowadzonych na mieszkańcach Wrocławia spożywających wodę o stężeniu 1mg/l związków fluoru (dla okolic Wrocławia stężenie fluoru w wodzie pitnej wynosi 0,5 mg/l). Na podstawie wyników otrzymanych po przeprowadzeniu pomiarów ultradźwiękowych na kości piętowej, autorzy wnioskuje, że fluor zawarty w wodzie poprawia tzw. wskaźnik wytrzymałości BUA - stosunek prędkości fali ultradźwiękowej do jej tłumienia przez strukturę kostną.

Pierwsze doniesienia dotyczące klinicznego zastosowania związków fluoru sięgają początku lat 60 – siątych. Od czasów opublikowania pracy przez *Rich i Ensnicka* w 1961 fluor stał się jednym z podstawowych pierwiastków chemicznych wykorzystywanych w leczeniu skutków osteoporozy pomenopauzalnej. Autorzy wykazali, że związki oparte na fluorze mają bardzo duży wpływ na wzrost masy tkanki kostnej (tkanka gąbczasta) i nie powodują żadnych negatywnych skutków w strukturze kostnej. Obecnie wykazuje się, że fluor tylko redukuje utratę masy kostnej w okresie pomenopauzalnym (*Gambacciani et al., 1993; Riggs et al., 1992*) oraz redukuje i równocześnie zapobiega ponownym pęknięciu trzonów kręgosłupa lędźwiowego (*Gennari et al., 1993; Pouilles et al., 1991; Ringe et al., 1993; Reginster et al., 1993*).

Jednak w ostatnich dwóch dekadach pojawiły się doniesienia, że fluor pomimo pozytywnego wpływu na strukturę kostną (istota gąbczasta) i zmniej-

szenia ilości złamań trzonów kręgosłupa lędźwiowego również wykazuje negatywne oddziaływanie na strukturę kostną (*Riggs et al.*, 1990; *Søgaard et al.*, 1994 i 1995).

Jedną z najczęściej stosowanych metod diagnostycznych w badaniach klinicznych, umożliwiającą ocenę zmian ilościowych struktury kostnej są pomiary densytometryczne (*Affinito et al.*, 1993; *Boivin et al.*, 1993; *Gambacciani et al.*, 1995; *Sebert et al.*, 1995), pozwalające na wyznaczenie wartości współczynnika BMD (gęstość radiologiczna lub densytometryczna).

Pomiary densytometryczne są wykonywane, w warunkach in vivo, na trzonach kręgosłupa lędźwiowego (*Kleerekoper et al.*, 1991; *Pouilles et al.* 1991; *Rizzoli et al.*, 1995; *Zerwekh et al.* 1994), na szyjce kości udowej (*Pouilles et al.* 1991; *Rizzoli et al.*, 1995; *Thiebaud et al.*, 1994), na krętarzu – okolicy stawu biodrowego – (*Pouilles et al.* 1991; *Riggs et al.*, 1990) oraz na trzonie kości udowej (*Rizzoli et al.*, 1995). Równolegle z pomiarami radiologicznymi wykonuje się badania wytrzymałościowe, w warunkach in vitro, tkanki kostnej tj. ściskanie – (*Lafage et al.*, 1995; *Richards et al.*, 1994) i zginanie trójpunktowe (*Pytlik et al.*, 1998). Strukturą kostną, którą najczęściej poddaje się badaniom niszczącym jest istota gąbczasta, zazwyczaj pobierana od pacjentów z talerza biodrowego – biopsja – (*Lundy et al.*, 1995; *Søgaard et al.*, 1994) oraz z trzonów kręgosłupa (*Lafage et al.*, 1995; *Søgaard et al.*, 1995) w przypadku badań prowadzonych na zwierzętach.

W badaniach doświadczalnych, sporadycznie, przedmiotem badań jest również tkanka zbita – na ogół całe trzony kości udowych zwierząt (*Bohatyrewicz et al.*, 1999; *Pytlik et al.*, 1998).

Obserwacje kliniczne związane z wpływem fluoru na zmiany struktury kostnej, prowadzi się na grupach kobiet w okresie pomenopauzalnym z zaawansowaną osteoporozą w wieku 50÷75 lat przez okres 2÷5 lat, stosując dawki 13,2 – 100 mg/dziennie związków opartych na fluorze (*Gambacciani et al.*, 1995; *Lundy et al.*, 1995). Jednak stosowanie dużych dawek związków fluoru (60÷90 mg/dziennie) z jednej strony nie redukuje pęknięć trzonów kręgosłupa (zwłaszcza w długim okresie leczenia) a z drugiej podnosi wartość współczynnika BMD aż o 35% (*Riggs et al.*, 1990; *Kleerekoper et al.*, 1989). *Eanes et al.* (1979) i *Wolinsky et al.* (1972) zauważyli, że nowo powstała struktura kostna traci na elastyczności (staje się bardziej krucha), a wzrost masy nie koniecznie wiąże się ze wzrostem wytrzymałości. Natomiast stosowanie niskich dawek flu-

oru (50 mg/ dziennie) ale w krótkim okresie (2 lata) ma pozytywny wpływ na zmniejszenie ilość złamań kręgów (*Mamelle et al., 1988*).

Heaney et al., (1989) stwierdzają, że kość zawierająca fluor ma większą wytrzymałość na ściskanie, ale słabsza jest na rozciąganie. Jednak oddziaływanie związków fluoru na strukturę kostną wciąż nie jest do końca określone, z jednej strony zwiększa masę a z drugiej zmienia własności mechaniczne (osłabia). Ponadto fluor jest przyczyną problemów gastrologicznych pacjentów (10÷40%), którym podaje się ten związek w trakcie leczenia osteoporozy.

Pouilles et al., (1991) prowadzili 2 – letnie obserwacje na 52 pacjentkach z pomenapauzalną osteoporozą stosując 50 mg/dziennie NaF (fluorek sodu). W badaniach oceniano zmiany masy kostnej (BMD) w kręgach kręgosłupa (L3 i L4), w szyjce kości udowej i w okolicach krętarza. Na podstawie otrzymanych rezultatów autorzy stwierdzili, że wystąpił wzrost BMD o 5,5% w trzonach kręgosłupa (istota gąbczasta), natomiast nie zauważyli znaczących zmian BMD w szyjce kości udowej i na krętarzu. Ponadto sugerują, że fluor nie wywołuje negatywnych zmian związanych z mineralizacją w strukturze kostnej.

Thiebaud et al., (1994) również prowadzili 2 – letnie badania kliniczne nad rolą fluoru w zmianach masy kostnej w kręgosłupie i stawie biodrowym (szyjka kości udowej). Podstawowym narzędziem wykorzystanym w pomiarach zmian ilościowych tkanki kostnej były pomiary densytometryczne. Obserwacje, podobnie jak poprzednio, prowadzono na grupie kobiet z wyraźną osteoporozą. Pacjentkom podawano przez okres leczenia 20÷30 mg /dziennie fluoru. Przedstawione przez autorów, wyniki wskazują na 12,5% wzrost wartości masy tkanki kostnej gąbczastej w trzonach kręgosłupa (L3), natomiast w przypadku szyjki kości udowej nie zauważono istotnych zmian ($\pm 0,5\%\div 1\%$).

Zerwekh et al., (1994) także prowadzili 2 – letnie obserwacje nad wpływem fluoru na zmiany wartości współczynnika BMD tkanki gąbczastej w trzonach kręgosłupa lędźwiowego (L2÷L4). W badaniach podawali pacjentkom po 25 mg SRNaF (slow fluoride) dwa razy dziennie. Na podstawie pomiarów densytometrycznych, histologicznych i biochemicznych autorzy wykazali wzrost masy kostnej ale o przeciętnej jakości z jednoczesnym zmniejszeniem złamań (pęknięć) trzonów kręgosłupa lędźwiowego.

Riggs et al., (1990) prowadzili badania na osobach z zaawansowaną osteoporozą i z pęknięciami trzonów kręgosłupa. W trakcie leczenia stosowali 34

mg/dziennie związków fluoru. Otrzymane rezultaty wskazują na znaczący wzrost wartości BMD w trzonach kręgosłupa (35%), szyjce kości udowej (12%) i krętarzu (10%) ale spadek w trzonie kości udowej (4%). Ponadto wyniki badań sugerują, że ilość złamań trzonów kręgosłupa była znacznie mniejsza zarówno w grupie kontrolnej jak i w grupie w której podawano fluor. Jednak autorzy stwierdzają, że nowo powstała tkanka kostna może mieć gorszą jakość. Przypuszczają, że wytrzymałość układu szkieletowego jest rezultatem równowagi między zmianami jakościowymi (zmniejszenie wytrzymałości) a wzrostem masy (wzrost wytrzymałości). Podobne wyniki i wnioski można zauważyć w pracy *Affinito et al.*, (1993). Autorzy prowadzili obserwacje kliniczne przez 12 miesięcy na 52 pacjentkach w wieku ($52,4 \pm 6,7$) podając im 20 mg/dziennie fluoru a otrzymane rezultaty porównywano z wynikami grupy kontrolnej (osoby o małym stopniu degradacji struktury kostnej związanej z osteoporozą). Z obserwacji autorów wynika, że po 6 miesiącach podawania związków fluoru wystąpił 4,25% wzrost wartości BMD w tkance gąbczastej, natomiast po 12 miesiącach nie stwierdzili żadnych znaczących zmian BMD w stosunku do wartości otrzymanych po półrocznym cyklu leczenia. Stwierdzili, że ilość złamań trzonów kręgosłupa była mniejsza w okresie leczenia, zarówno w grupie kontrolnej i badanej. Pomimo że, w grupie, w której podawano fluor było znacznie mniej pęknięć niż w grupie kontrolnej, autorzy sugerują że nowo uformowana kość ma niższą wytrzymałość. Przypuszczają, że być może niskie dawki fluoru ($15 \div 25$ mg/dziennie) mogłyby mieć „bezpieczny” wpływ na spowolnienie utraty masy kostnej i zmniejszenie ilości pęknięć.

Kleerekoper et al., (1991) badali wpływ fluoru na zmniejszenie ryzyka złamań trzonów kręgosłupa u kobiet z zaawansowaną osteoporozą stosując wysokie dawki tj. 75 mg/dziennie. Rezultaty jakie otrzymali po zakończeniu badań wskazują, że podawanie fluoru nie miało wyraźnego wpływu na opóźnienie osteoporozy a ilość pęknięć trzonów kręgosłupa tylko nieznacznie zmalała. Autorzy przypuszczają, że nowo powstała kość miała niewłaściwą jakość tzn. była źle zmineralizowana i mogła mieć istotny wpływ na wytrzymałość tkanki gąbczastej. Artykuł kończy się stwierdzeniem, że do czasu kiedy zostanie wyjaśniony wpływ fluoru na zmiany jakościowe i ilościowe jego zastosowanie powinno być wstrzymane.

Søgaard *et al.*, (1994) prowadzili obserwacje przez 5 lat na pacjentach z osteoporozą, podając im 40÷60 mg/dziennie fluorku sodu. Zmiany jakościowe w tkanki kostnej (istota gąbczasta) oceniali na podstawie badań wytrzymałościowych (ściskanie). Przedmiotem ich pracy była tkanka gąbczasta pobierana z talerza biodrowego (biopsja) po rocznym i 5 – letnim cyklu leczenia. Uzyskane rezultaty wskazują, że po roku podawania fluoru nastąpiło wyraźne obniżenie wartości obciążenia niszczącego (F_{max}) w stosunku do wartości początkowej tzn. z 57,5 N na 40,8 N oraz wytrzymałości (σ_{max}) z 1,48 MPa na 1,07 MPa. Po 5 latach leczenia stwierdzili 45÷58% redukcję obciążenia niszczącego (F_{max}) i wytrzymałości (σ_{max}) w stosunku do wartości otrzymanych przed rozpoczęciem badań tzn. z 62,1N na 26,3 N a σ_{max} z 1,62 MPa na 0,7 MPa. Na zakończenie autorzy stwierdzają, że długotrwałe podawanie fluoru redukuje własności wytrzymałościowe w tkance kostnej gąbczastej, ale pobranej z talerza biodrowego oraz rozważają zakończenie stosowania fluoru w leczeniu osteoporozy. Ponadto sugerują, że przyczyną redukcji zmian jakościowych struktury kostnej mogą być zaburzenia w procesach metabolicznych spowodowanych przez znaczne nagromadzenie się fluoru w kości.

W badaniach wytrzymałościowych (ściskanie) prowadzonych przez Søgaard *et al.*, (1995) na szczurach wykazano, że podawanie fluoru (10,6 mg/kg/dziennie) sprzyja zwiększeniu masy kostnej, ale nie polepsza wytrzymałości i jakości tkanki kostnej. Badania przeprowadzono na próbkach wyci-nanych z środkowej części trzonów kręgosłupa lędźwiowego (tkanka gąbczasta).

Również badania wytrzymałościowe (ściskanie i zginanie trójpunktowe) prowadzone przez Lafage *et al.*, (1995) na świnkach morskich doprowadziły autorów do wniosku, że fluor miał negatywny wpływ na własności wytrzymałościowe tkanki gąbczastej w kręgach lędźwiowych (L2-L4). W przypadku trzonów kości udowej nie zauważyli negatywnego oddziaływania fluoru na tkankę zbitą. Podobnie jak Riggs *et al.*, (1990) i Søgaard *et al.*, (1994) przypuszczają, że działanie fluoru na strukturę kostną jest związane z delikatną równowagą między korzystnym wzrostem masy a szkodliwymi zmianami jakościowymi, które prowadzą do redukcji wytrzymałości. Graniczną dawką, przy której zaobserwowano pozytywny wpływ związków fluoru na jakość tkanki kostnej, było 0,25mg/kg/dziennie - przy dawce maksymalnej 2mg/kg/dzień.

Innym przykładem badań prowadzonych na zwierzętach może być praca *Pytlika et al.*, (1998) poświęcona wpływowi fluorku sodu na rozwój osteopenii wywołanej owariektomią u samic szczurów. W pracy łącznie z pomiarami makrometrycznymi i histometrycznymi oraz oceną zawartości substancji mineralnych prowadzono również badania wytrzymałościowe kości udowej szczurów podczas zginania trójpunktowego. W badaniach wykorzystano trzy grupy zwierząt: kontrolne, owariektomizowane oraz owariektomizowane, którym podawano fluorek sodu w dawce 1 mg/kg. Ocenę zmian w układzie kostnym przeprowadzono w dwóch przedziałach czasowych, tj. po 3 i 6 tygodniach od wykonania owariektomii. Wnioski jakie podali autorzy pracy dotyczą tylko aspektów medycznych a mianowicie – podawanie fluoru u szczurów owariektomizowanych zapobiega rozwojowi osteopenii. Natomiast na podstawie rezultatów jakie otrzymano z badań wytrzymałościowych wynika, że po trzech tygodniach podawania fluorku sodu następuje wzrost obciążenia niszczącego o 22,28% w stosunku do grupy kontrolnej, przy tej samej wartości ugięcia. Jednak po sześciu tygodniach podawania fluorku sodu wartości obciążenia niszczącego była wyższa od wartości w grupie kontrolnej tylko o 12,93%, a ugięcie spada o 19%. Można zauważyć, że „długotrwałe” podawanie fluorku sodu może spowodować wzrost wytrzymałości na zginanie tkanki kostnej jednak podane wyniki nie są na tyle pełne aby można było to jednoznacznie stwierdzić.

Kolejną publikacją, w której oceniano wpływ związków fluoru na własności wytrzymałościowe struktury kostnej jest praca *Bohatyrewicza et al.*, (1999). Przedmiotem przeprowadzonego eksperymentu były trzony i szyjki kości udowych szczurów. Do badań doświadczalnych przygotowano cztery grupy zwierząt, którym podawano, przez 6 tygodni, fluoru w wodzie pitnej, tj. grupa I – 0 mg/l, grupa II – 8 mg/l, grupa III – 30 mg/l i grupa IV – 60 mg/l. Własności wytrzymałościowe (np. obciążenie niszczące – F_{max} , sztywność – (F/x)) tkanki kostnej oceniano na podstawie badań wykorzystujących ideę zginania trójpunktowego. Na podstawie uzyskanych rezultatów autorzy stwierdzają że, długo trwale podawanie dużych dawek fluoru (60 mg/l) powodują obniżenie jakości trzonów i szyjek kości udowej, natomiast małe dawki (8 mg/l) podnoszą sztywność w szyjce kości udowej. Jednak (*przyp. autora*) z danych podanych w pracy wynika, że sztywność wzrasta wraz ze wzrostem stężenia fluoru zarówno w szyjkach i trzonach kości udowej tzn. dla trzonu F/x rośnie od 0,281 do 0,360 N/ μ m – 28%, dla szyjek F/x rośnie od 0,283 do 0,328 N/ μ m – 16%. Na-

tomiast obniżeniu ulega wartość $F_{\max}$ zarówno w trzonach jak i w szyjkach, odpowiednio z 138,6 do 130,8 N – 6%, z 104,1 do 101,4 N – 2,6%.

Jedną z ciekawszych prac dotyczących związku między fluorem a własnościami mechanicznymi struktury kostnej jest praca *Walsh'a et al., (1994)*. Badania struktur kostnych zostały przeprowadzone w warunkach *in vitro* a próbki (istota zbita wycinana z kości wołowych) były nasączone związkami chemicznymi (woda destylowana, 0,9% roztwór soli fizjologicznej, roztwór Na_2HPO_4 i roztwór NaF) dopiero po wycięciu. Na podstawie przeprowadzonej próby ściskania stwierdzili, że wytrzymałość na ściskanie i moduł Younga w grupie nasączonej fluorkiem sodu spadły o 40% w stosunku do pozostałych związków, natomiast pojawił się wzrost gęstości fizycznej tkanki kostnej. Jako jedni z nielicznych podjęli się próby wytłumaczenia gwałtownego spadku własności wytrzymałościowych w próbkach nasączonych fluorem. Przypuszczają, że wytrzymałość tkanki kostnej zbitej polega na przyciąganiu się dodatnio naładowanego hydroksyapatytu z białkami nie kolagenowymi. Ponieważ fluor zawarty w kości powoduje wymianę grupy $(\text{OH})^-$ w hydroksyapatycie na grupę $(\text{F})^-$ to jest możliwa zmiana znaku ładunku elektrycznego na granicy fluoroapatyt – białko nie kolagenowe co może spowodować spadek własności mechanicznych struktury kostnej.

Jak postulują *Święcki et al., (1998)* nie tylko zmiana znaku ładunku elektrycznego hydroksyapatytu może spowodować obniżenie wytrzymałości ale również tworzenie się luk w jego sieci, szczególnie jeżeli ich zagęszczenie doprowadza do powstania dyslokacji.

Z podanych powyżej informacji, związanych z oddziaływaniem związków fluoru na struktury kostne, stwierdzono że:

- fluor stymuluje procesy kościotwórcze niezależnie o tego, czy jest podawany w sposób kontrolowany np. w postaci leków, czy też wchłaniany samodzielnie przez organizm np. z wdychanym powietrzem lub piciem wody zawierającej fluor,
- oddziaływanie fluoru na układ kostny jest osobniczo zmienne, co jest związane z płcią, wiekiem i środowiskiem – dotyczy to zarówno osób mieszkających na terenach przemysłowych jak i leczonych związkami fluoru (osteoporoza),

- duże niekontrolowane nagromadzenie fluoru w układzie kostnym wiąże się ze zmianami zwyrodnieniowymi prowadzącymi do ograniczeń ruchowych i występowanie osteofluorozy,
- podawanie związków fluoru w czasie leczenia osteoporozy prowadzi do zmian ilościowych i jakościowych struktury kostnej – zwłaszcza w istocie gąbczastej. Pomimo licznych prac dotyczących zmian w układzie kostnym spowodowanych podawaniem – w sposób kontrolowany - fluoru, wciąż istnieją wśród badaczy tego zjawiska rozbieżności i to w kwestii podstawowej: Czy fluor zwiększając gęstość fizyczną kości (przede wszystkim istoty gąbczastej) równocześnie pogarsza własności mechaniczne kości ?, czy jest możliwe , w warunkach in vivo bądź in vitro ustalenie takiej dawki progowej fluoru, która jednocześnie zapewni wzrost masy tkanki kostnej z zachowaniem odpowiednich własności mechanicznych nowo powstałej kości? W tym miejscu należy podkreślić, że prawdopodobnie ze względu na osobniczą zmienność dawki będą musiały być określone dla wąskiej grupy osób o zbliżonych „parametrach” np. wiek, płeć, środowisko a przede wszystkim wstępna zawartość fluoru w układzie kostnym.
- podstawową strukturą kostną, którą wykorzystuje się do oceny i analizy zmian jakościowych i ilościowych jest tkanka kostna gąbczasta. Ma to swoje uzasadnienie ponieważ jest podstawową strukturą przenoszącą obciążenia w trzonach kręgosłupa i w szyjce kości udowej.
- ilość informacji związanych ze zmianami ilościowymi i jakościowymi struktury kostnej (tkanka kostna zbita i gąbczasta) w funkcji zawartości fluoru jest nie wystarczająca - brakuje danych dotyczących własności mechanicznych np. pozorny moduł Younga czy współczynnik Poissona, które są wielkościami podstawowymi w zagadnieniach biomateriałowych i biomechanicznych umożliwiającymi odpowiednie zaprojektowanie materiału i konstrukcji wspomagającej procesy leczenia układu kostnego,
- w literaturze istnieje mało informacji na temat charakteru odpowiedzi materiału na obciążenia zewnętrzne aż do zniszczenia tzn. czy kość o zwiększonej zawartości fluoru staje się materiałem o większej sztywności i pęka w sposób kruchy (są takie przypuszczenia w stosunku do istoty gąbczastej, brak w przypadku tkanki kostnej zbitej), czy też staje się materiałem z przewagą plastyczności o innym mechanizmie pęknięcia w stosunku do struktury zdrowej,

- podstawowym narzędziem umożliwiającym ocenę zmian struktury kostnej są pomiary desytmetryczne (obserwacje kliniczne) oraz badania wytrzymałościowe prowadzone na tkance kostnej gąbczastej (w przypadku pacjentów) i zbitej (na próbkach zwierzęcych)
- brak jest równań empirycznych umożliwiających powiązanie zmian jakościowych z ilościowymi, w wyniku oddziaływania związków fluoru na strukturę kostną np. moduł Younga jako funkcja stężenia (zawartości lub dawki) fluoru lub jako funkcja zmian gęstości. Oczywiście w literaturze są podawane związki między modułem Younga a gęstością tkanki kostnej wskazujące że wzrost gęstości fizycznej wiąże się z zwiększeniem własności wytrzymałościowych (np. moduł Younga), lecz w przypadku zwiększonej zawartości fluoru w tkance kostnej mogą okazać się mylące.

ROZDZIAŁ 5

TEZA

Analiza literatury dotycząca zagadnień związanych z wpływem związków fluoru na tkankę kostną zbitą była podstawą do zaproponowania następującej tezy pracy:

Wzrost zawartości fluoru w tkance zbitej wiąże się z wzrostem jej gęstości fizycznej i zmianą właściwości mechanicznych.

ROZDZIAŁ 6

PLAN PRACY

Ponieważ przedstawiona teza dotyczy zmian ilościowych i jakościowych tkanki korowej to do jej zweryfikowania wykorzystano zarówno kliniczne jak i mechaniczne metody pomiarów oraz dodatkowo wykorzystano symulację numeryczną.

Przeprowadzone badania doświadczalne pozwoliły na ocenę oraz analizę zmian jakościowych i ilościowych w tkance kostnej wywołanych fluorkiem sodu. Eksperymenty wykonano na modelach fizycznych (preparaty biologiczne), według następującego planu pracy:

I. POMIARY UMOŻLIWIAJĄCE OCENĘ ZMIAN ILOŚCIOWYCH

- ☐ densytometria,
- ☐ ważenie,
- ☐ analiza składu chemicznego,

II. POMIARY UMOŻLIWIAJĄCE OCENĘ ZMIAN JAKOŚCIOWYCH

- ☐ ultradźwięki,
- ☐ badania wytrzymałościowe,
- ☐ emisja akustyczna

Natomiast analizę numeryczną przeprowadzono wykorzystując własny model dyskretny kości długiej (kość udowa człowieka) dla jednego schematu obciążenia i utwierdzenia oraz pięciu grup materiałowych. Symulację numeryczną wykorzystano do oceny i analizy zmian gęstości energii odkształcenia, jakie mogą zostać wywołane zwiększoną zawartością fluoru w układzie kostnym człowieka.

ROZDZIAŁ 7

BADANIA DOŚWIADCZALNE

7.1 CEL, ZAŁOŻENIA I ZAKRES PRAC

DOŚWIADCZALNYCH

Celem przeprowadzonych badań doświadczalnych była ocena i analiza zmian jakościowych i ilościowych struktury kostnej (tkanka korowa) pod wpływem wybranych związków chemicznych. Badania umożliwiły określenie zmian wybranych wielkości mechanicznych i akustycznych tkanki kostnej pod działaniem roztworów o różnym stężeniu fluorku sodu (NaF). Rezultaty wykonanych pomiarów dały podstawy do opracowania metody, która byłaby pomocna do oceny wpływu związków chemicznych, w warunkach *in vitro*, na własności fizyczne kości. Na podstawie przeprowadzonych pomiarów podjęto również próbę znalezienia korelacji między różnymi stężeniami fluorku sodu a wybranymi wielkościami reprezentującymi zmiany ilościowe i jakościowe tkanki korowej.

Ustalenie związków między wpływem fluorku sodu a własnościami mechanicznymi i akustycznymi tkanki kostnej wymagało przygotowania odpowiedniego materiału badawczego oraz zaplanowania eksperymentu.

Materiałem badawczym w przeprowadzonych testach były kości wołowe (ze względu na trudności w uzyskaniu jednorodnego materiału ludzkiego i na podobieństwo od strony biologiczne), które pobrano od jednego osobnika w celu zapewnienia jak najlepszej jednorodności po względem wieku, środowiska, przebytych chorób i gęstości fizycznej. Ponieważ próbki, przeznaczone do badań, wycinano z trzonów kości o zbliżonym schemacie obciążenia (kość ramieniowa i udowa) umożliwiło to przyjęcie następującego założenia - materiał wyjściowy przeznaczony do „modyfikacji” fluorkiem sodu, posiada zbliżone własności fizyczne w obrębie trzonu np. moduł sprężystości podłużnej Younga, nie zależnie od kości tzn. kość ramieniowa i udowa. Przyjęcie wyżej wymienionego założenia umożliwiło stworzenie grupy kontrolnej (nasączonej 0,9% roztworem soli fizjologicznej – NaCl), do której odnoszono wyniki badań po nasączeniu tkanki korowej roztworami o różnym stężeniu fluorku sodu.

Podstawowym doświadczeniem w przeprowadzonych badaniach była próba wytrzymałościowa, w której wykorzystano schemat zginania trójpunktowego. Ponieważ eksperyment miał na celu porównanie w tych samych warunkach materiałów nasączonych roztworami o różnym stężeniu fluorku sodu to w badaniach doświadczalnych można zastosować zginanie trójpunktowe. Jednak należy dodać, że uzyskane wartości np. moduł Younga czy wytrzymałości na zginanie, powinny być traktowane jako parametry porównawcze a nie wielkości ściśle, ponieważ w zginaniu trójpunktowym równocześnie z momentem gnącym występuje siła tnąca dodatkowo wpływająca na wartość ugięcia próbki. W związku z tym wartości modułu Younga i wytrzymałości określano odpowiednio słowem *pozorny i doraźna*.

Zginania trójpunktowego zostało również wykorzystane w trakcie rejestracji zdarzeń emisji akustycznej (EA) jakie pojawiły się w tkance korowej pod wpływem obciążenia. Emisja akustyczna miała na celu znalezienia zależności między różnymi stopniami „modyfikacji” materiału fluorkiem sodu a efektami akustycznymi tj. amplituda, energia, czas pojawienia się impulsu akustycznego oraz obciążenia przy którym wystąpiło pierwsze znaczące zdarzenie akustyczne związane z mikropęknięciem materiału.

W związku z tym, że pomiary doświadczone prowadzono na materiale biologicznym w warunkach *in vitro* to prace badawcze podzielono na dwa etapy

- etap pierwszy – badania rozpoznawcze,
- etap drugi – badania podstawowe.

Celem badań rozpoznawczych było:

- opracowanie metody przygotowania próbek,
- dobranie odpowiednich parametrów maszyny wytrzymałościowej (prędkość dojazdu siłownika do próbki, prędkość przesuwu siłownika w trakcie wykonywania pomiarów)
- określenie wpływu 0,9% roztworu soli fizjologicznej (NaCl) i detergentu na własności mechaniczne próbek tzn. czy istnieje możliwość wymiany płynów w przypadku niedoboru jednego z nich,
- przeprowadzenie badań wytrzymałościowych umożliwiających wyznaczenia takich parametrów jak:
 - określenie wartości obciążenia niszczącego kości podczas zginania trójpunktowego,
 - wyznaczenie wartości pozornego modułu Younga,

- wyznaczenie wytrzymałości doraźnej na zginanie,
- przeprowadzenie pomiarów z zastosowaniem emisji akustycznej w trakcie zginania trójpunktowego w celu:
 - ustalenie parametrów urządzenia - poziom dyskryminacji,
 - dobrania optymalnego kształtu falowodów oraz sposób ich mocowania,
 - określenia możliwości identyfikacji zdarzeń emisji akustycznej

Badania podstawowe struktury kostnej rozszerzono w stosunku do rozpoznawczych o takie pomiary jak:

- pomiar gęstości densytometrycznej (BMD) i fizycznej – przed i po nasączeniu,
- pomiar prędkości rozchodzenia się fali ultradźwiękowej – przed i po nasączeniu,
- analiza mikroskopowa – po nasączeniu.

Pomiary wartości współczynnika BMD i gęstości fizycznej przeprowadzono przed i po nasączeniu materiału roztworami o różnym stężeniu fluorku sodu. Celem tych pomiarów było ustalenie czy nasączenie próbek w warunkach *in vitro* fluorkiem sodu wpłynie w istotny sposób na zmiany BMD i gęstości fizycznej tkanki korowej.

Pomiary z zastosowaniem ultradźwięków wykonano w celu określenia prędkości rozchodzenia się fali w tkance kostnej oraz wyznaczenia modułu Younga dla różnych stężeń fluorku sodu.

Wybór wyżej wymienionych metod pomiarowych został podyktowany tym, że:

- pomiary współczynnika BMD i zastosowanie ultradźwięków (współczynnik BUA) należą do najczęściej stosowanych pomiarów w badaniach diagnostycznych zmian struktury kostnej wywołanych czynnikami chorobotwórczymi np. osteoporoza,
- zastosowanie w badaniach eksperymentalnych, do celów porównawczych, zginania trójpunktowego umożliwiło ocenę zmian jakościowych tkanki korowej oraz próbę znalezienia zależności empirycznych między własnościami mechanicznymi materiału (pozorny moduł Younga) a współczynnikiem BMD, gęstością fizyczną, stężeniem roztworów, zawartością fluoru w kości oraz z wartościami modułu Younga otrzymanego na podstawie pomiarów ultradźwiękowych,

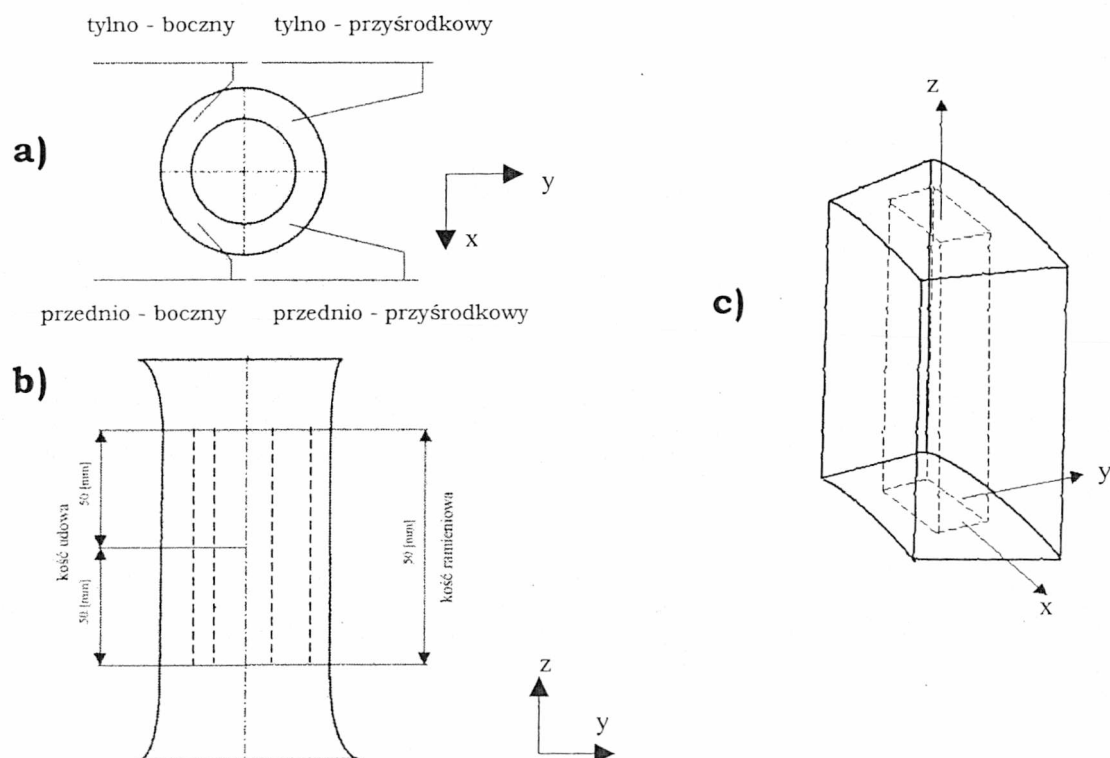
- zastosowanie emisji akustycznej pozwoliło na uzyskanie dodatkowych informacji związanych z zmianami jakościowymi struktury kostnej wywołanymi fluorkiem sodu, ponieważ przypuszcza się, że fluor nagromadzony w tkance kostnej sprzyja jej kruchości (rozdz. 4).

7.2 BADANIA ROZPOZNAWCZE

7.2.1 PRZYGOTOWANIE PRÓBEK

W badaniach rozpoznawczych materiałem badawczym były kości wołowe ramieniowe i udowe. Przed wycięciem próbek, kości zostały oddzielone od tkanki miękkiej i schłodzone w zamrażarce w temperaturze -18°C . Próbki do badań wytrzymałościowych i emisji akustycznej (EA) były wycinane ze środkowej części trzonów (rys. 7.1a). Z każdego obszaru trzonu kości (rys. 7.1b) wycinano po 3 próbki. Z kości udowej otrzymano 24 próbki – po 12 na każdy poziom (rys. 7.1a), a z kości ramieniowej 12. Próbką miało kształt prostopadłościanu o następujących wymiarach nominalnych: długość $L = 50$ mm oraz wymiary przekroju poprzecznego $b \times h = 4 \times 4$ mm. Przyjęte wymiary wynikają z zastosowanych metod i urządzeń pomiarowych. Wymiary rzeczywiste próbek podano w tabeli 10.1÷2 (rozdz. 10). Do wycinania próbek zastosowano frezarkę z tarczą diamentową, natomiast do szlifowania stosowano szlifierkę. Podczas wycinania materiał był chłodzony 0,9% roztworem soli fizjologicznej (NaCl) w celu zabezpieczenia warstwy wierzchniej materiału przed zmianami mikrostruktury pod wpływem wysokiej temperatury. Próbki przed kolejnym procesem obróbki były owijane bibułą filtracyjną i zanurzone również w NaCl dla zachowania odpowiedniej wilgotności. Po obróbce próbki ponownie schłodzono do temperatury -18°C .

Do badań doświadczalnych, po wstępnej weryfikacji, wykorzystano łącznie 34 próbki tj. 19 badaniach w wytrzymałościowych i 12 w badaniach z zastosowaniem emisji akustycznej. Próbki użyte do badań wytrzymałościowych podzielono na 4 grup (tabela 7.1) - w zależności od rodzaju roztworu przeznaczonego do nasączenia materiału.



Rys. 7.1 Schemat wycinania próbek z trzonów kości udowych i ramieniowych: a) przekrój poprzeczny z zaznaczonymi obszarami wycinania próbek, b) podział trzonu na poziomy cięcia, c) miejsce wycinania próbki z ścianki trzonu.

Roztwór o maksymalnym stężeniu fluorku sodu odpowiadał 3 – letniemu okresowi podawania fluoru w trakcie leczenia osteoporozy, przy dziennej dawce $20 \div 30$ mg dziennie (Rosiek, Majer, Walsh *et al.* 1994). Próbki nasączone 0,9% roztworem soli fizjologicznej (NaCl) były grupą kontrolną, do której odnoszono otrzymane wyniki. Wszystkie próbki, nie zależnie od roztworu, były nasączone w temperaturze otoczenia (22°C) przez 72 godziny na podstawie wskazówek podanych w pracy Walsh *et al.* (1994).

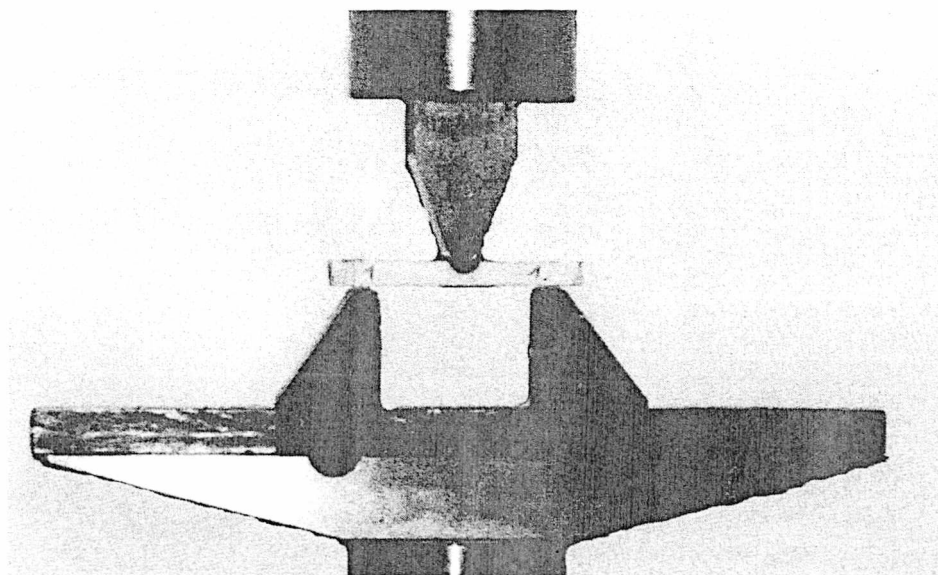
W badaniach tkanki korowej z zastosowaniem emisji akustycznej próbki były nasączone tylko 0,9% roztworem soli fizjologicznej (NaCl).

Tabela 7.1 Grupy i odpowiadające im roztwory

Numer grupy	Rodzaj roztworu
1	0,9% NaCl
2	detergent
3	$0,002 \text{ mol/dm}^3 \text{ NaF}$
4	$2 \text{ mol/dm}^3 \text{ NaF}$

7.2.2 BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWE

Badania przeprowadzono na maszynie typu MTS 858.02 MINI BIONIX wykorzystując układ uchwytów do zginania trójpunktowego (rys. 7.2).



Rys. 7.2 Stanowisko badawcze

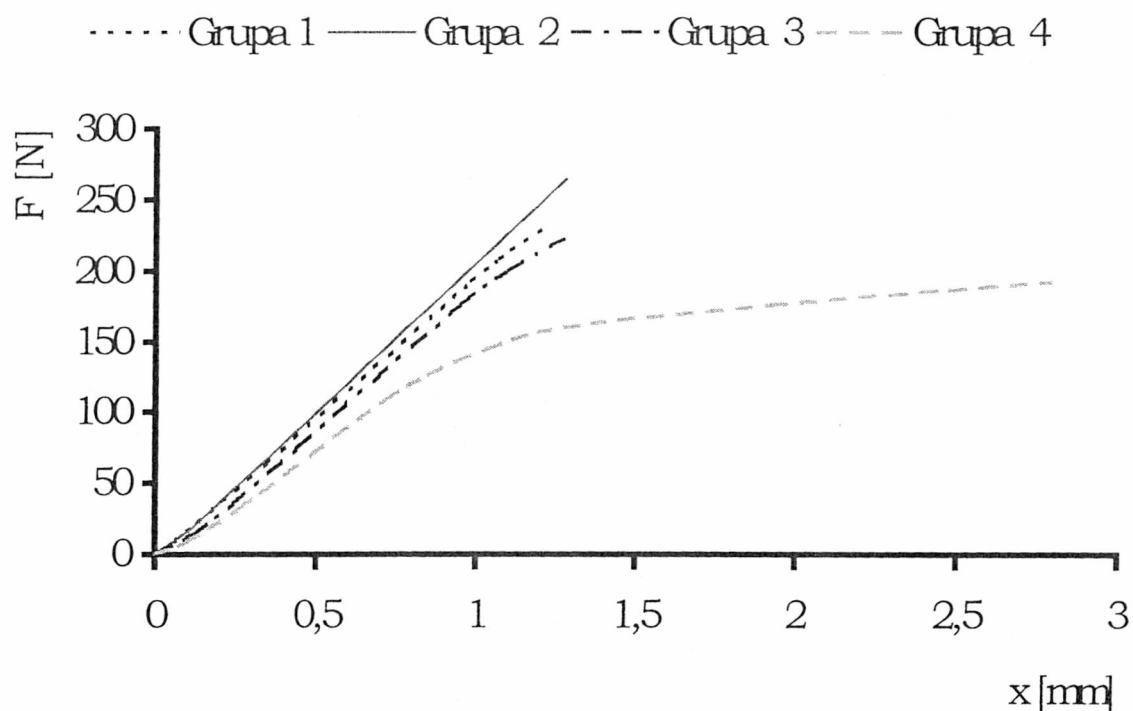
Ponieważ w trakcie zginania trójpunktowego na ugięcie wpływają zarówno moment gnący jak i siła tnąca to należy przyjąć taki stosunek wysokości próbki (h) do rozstawu podpór (L_p) aby błąd związany z nie uwzględnienia ścinania w obliczeniach pozornego modułu Younga był jak najmniejszy. W związku z tym, że długość nominalna próbek wynosiła $L = 50$ mm to przyjęto, że w trakcie prowadzenia badań wytrzymałościowych rozstaw podpór będzie wynosił $L_p = 42$ mm co przy wysokości nominalnej próbek $h = 4$ mm, zapewniło wartość stosunku h/L_p jak $1/10$. Dla podanych warunków geometrycznych błąd wynikający z wyznaczenia wartości pozornego modułu Younga na podstawie równania 3.2 (rozdz. 3.2), w stosunku do wartości otrzymanej na podstawie równania 3.3 (rozdz. 3.2) był równy 4%. Obliczenia szacunkowe błędu wykonano na podstawie danych materiałowych tkanki kostnej podanych w tabeli 2.3 (rozdz. 2.2).

Podpory i stempel miały promień $r = 2,5$ mm, co zapewniło, że w trakcie obciążenia nie wystąpiło zjawisko wgniecenia w miejscu styku próbki z podpórą i stemplem. Prędkość siłownika w czasie dojazdu do próbki wynosiła $0,2$ mm/min, a w trakcie obciążania $0,5$ mm/min. Przed ostatecznym badaniem próbka była obciążana siłą 10 N, przy której zerowano przemieszczenie siłownika. Pomiary prowadzono aż do zniszczenia próbek.

W związku z tym, że prowadzone doświadczenia miały charakter porównawczy, a przedmiotem badań był materiał biologiczny (tkanka korowa) to przyjęto – dla zapewnienia jednakowych warunków pomiarowych – że kierunek obciążania (prostopadły do długiej osi próbki) dla wszystkich próbek będzie ten sam tj. promieniowo w taki sposób aby zwrot siły (F) był skierowany do środka trzonu kości.

7.2.2.1 WYNIKI

Na rys. 7.3 przedstawiono charakterystyczne wykresy $F = f(x)$ dla czterech grup próbek, które otrzymano na podstawie przeprowadzonych badań wytrzymałościowych.



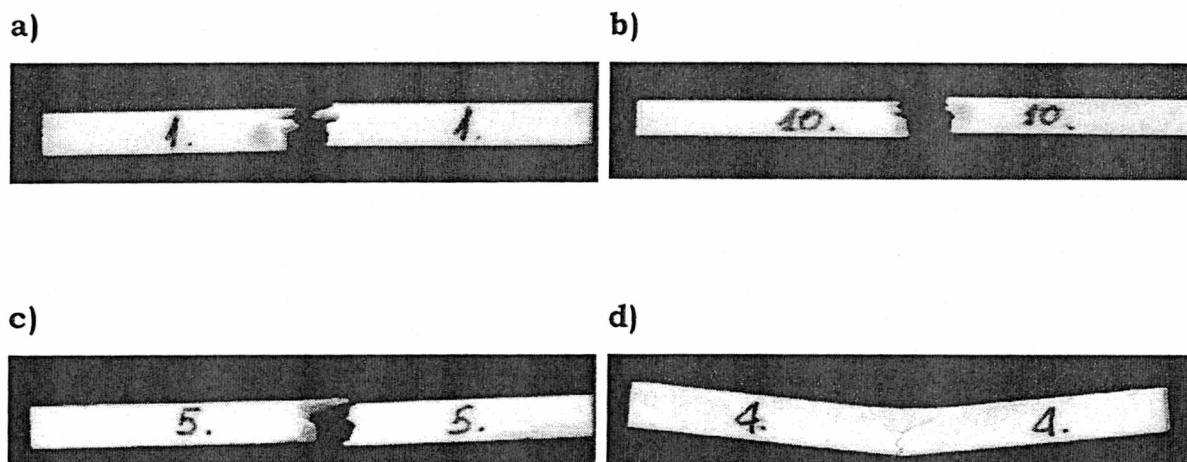
Rys. 7.3 Wykresy funkcji $F = f(x)$ tkanki korowej dla czterech badanych grup próbek

Pozorny moduł sprężystości Younga ($\bar{E}_p$), dla zakresu liniowego, wyliczono na podstawie równania 3.2 (rozdz. 3.2). W tabeli 7.2 zestawiono wyniki uzyskane podczas badań wytrzymałościowych. Dla każdej próbki podano wartości siły niszczącej ($F_{\max}$), pozornego moduły Younga ($\bar{E}_p$), wytrzymałości doraźnej na zginanie ($\bar{R}_{m-\acute{s}r}$) oraz wartości średnie $\bar{E}_{p-\acute{s}r}$ i $\bar{R}_{m-\acute{s}r}$.

Tabela 7.2 Wartość siły niszczącej $F_{\max}$, pozornego moduły Younga $\bar{E}_p$, wytrzymałości doraźnej na zginanie $\bar{R}_m$ oraz wartości średnie $\bar{E}_{p-\text{śr}}$ i $\bar{R}_{m-\text{śr}}$

Numer grupy	Numer próbki	$F_{\max}$ [N]	$\bar{E}_p$ [GPa]	$\bar{E}_{p-\text{śr}}$ [GPa]	$\bar{R}_m$ [MPa]	$\bar{R}_{m-\text{śr}}$ [MPa]
1	1N	238,0	15,0	14,7	223,0	198,3
	8N	uszkodzona				
	3	193,6	12,4		179,0	
	9	208	15,6		192,0	
2	10N	185	12,1	15,2	170,0	203,3
	11N	241,6	17,1		223,0	
	12N	196,8	14,4		188,5	
	1	240,0	16,6		225,0	
	2	227,0	16,0		212,0	
3	4N	194,5	12,9	13,2	182,0	184,6
	5N	185,6	12,5		170,0	
	6N	195,2	11,8		183,0	
	8	208,0	14,3		195,0	
	7	209,6	14,4		193,0	
4	7N	uszkodzona		8,8		140,6
	9N	171,2	9,5		151,0	
	4	193,0	10,2		176,5	
	5	109,6	8,6		100,0	
	6	148,0	7,0		135,0	

Na rys. 7.6 przedstawiono charakterystyczne zdjęcia przełomów próbek reprezentujących odpowiednią grupę (rodzaj i stężenie roztworu) jakie otrzymano po badaniach wytrzymałościowych.

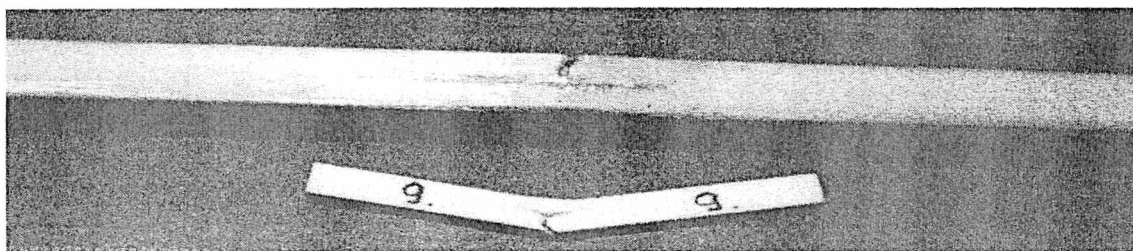


Rys. 7.6 Charakterystyczne przełomy próbek jakie otrzymano po badaniach wytrzymałościowych a) grupa 1 – roztwór 0,9% NaCl, b) grupa 2 – detergent, c) grupa 3 – 0,002 mol/dm³ roztwór NaF, d) grupa 4 – 2 mol/dm³ roztwór NaF.

7.2.2.2 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Na podstawie przeprowadzonych badań wytrzymałościowych tkanki korowej, w warunkach in vitro, stwierdzono że:

- niewielka różnica między średnimi wartościami pozornego modułu Younga i wytrzymałości doraźnej w grupach nr 1 i 2 (odpowiednio 3,5% = 0,5 GPa i 2,5% = 5 MPa) wskazuje, że zarówno 0,9% roztwór soli fizjologicznej NaCl oraz detergent, mają podobny wpływ na własności mechaniczne tkanki korowej i mogą być stosowane zamiennie,
- wyniki ($\bar{E}_{p-sr}$ i $\bar{R}_{m.-sr}$) otrzymane w grupach nr 3 i 4 świadczą o ujemnym wpływie fluorku sodu (NaF) na własności mechaniczne tkanki korowej. Wartość $\bar{E}_{p-sr}$ dla grupy nr 3 była niższa o 10% (1,5 GPa) w stosunku do grupy nr 1 a $\bar{R}_{m.-sr}$ o 7% (13,7 MPa), natomiast w grupie nr 4 stwierdzono aż 40% (5,9 MPa) spadek wartości $\bar{E}_{p-sr}$ a $\bar{R}_{m.-sr}$ o 29% (58,3 MPa)
- różnice, w wartościach $\bar{E}_{p-sr}$ i $\bar{R}_{m.-sr}$, jakie zaobserwowano między poszczególnymi grupami również miały swoje odniesienie w zachowaniu się materiału w procesie obciążania. Na rys 7.3 można zauważyć, że próbki nasączone 2 mol/dm³ NaF zachowywały się jak materiał sprężysto – plastyczny z dużą przewagą cech plastycznych w stosunku do pozostałych grup, natomiast próbki z pozostałych grup wykazywały podobne zachowanie – zbliżone do materiałów kruchych.
- przełomy jakie otrzymano po badaniach wytrzymałościowych dla materiału z grupy nr 1, 2 i 3 (rys. 7.4 a, b, c) miały podobny charakter wskazujący na typowy złom kruchy. W przypadku grupy nr 4 (rys. 7.4 d) stwierdzono odmienny sposób pęknięcia tzn. pęknięcie kruche w próbkach występowało po stronie rozciągającej, natomiast po stronie ściskającej tworzył się przegub plastyczny. Na wysokości warstwy obojętnej zauważono szczeliny biegnące wzdłuż próbki – prawdopodobnie związane z rozrywaniem materiału. Charakter przełomu próbek związanych z grupą nr 4 przypomina sposób pęknięcia materiałów włóknistych podczas trójpunktowego zginania (rys. 7.5) np. kompozyt zbrojony jednokierunkowo, z tą różnicą, że w kompozycie pęknięcie jest inicjowane po stronie ściskającej, a węzeł plastyczny tworzy się po stronie rozciąganej.

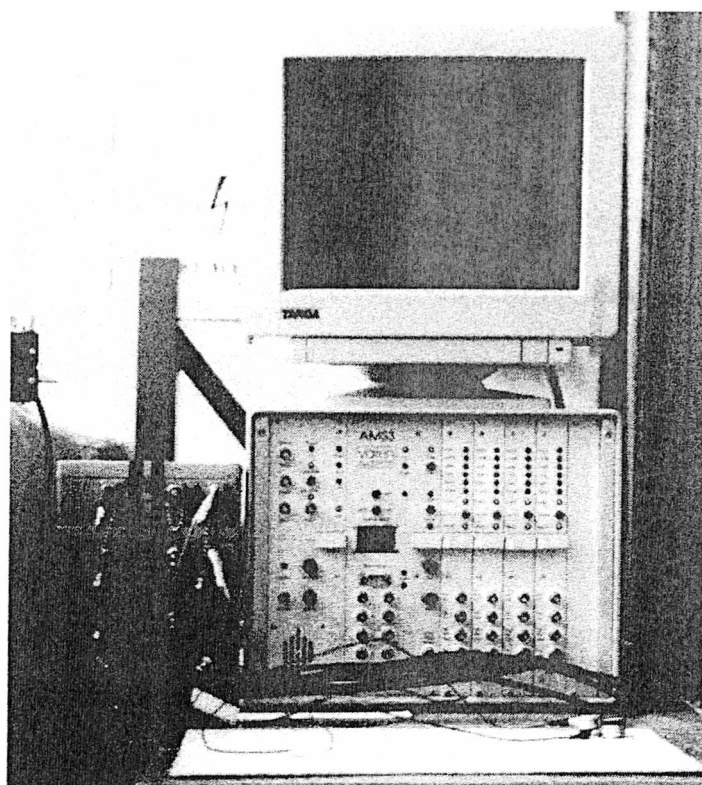


Rys. 7.5 Porównanie przełomów kompozytu zbrojonego jednokierunkowo (*Bełzowski- zbiory prywatne*) z przełomem tkanki korowej (grupa nr 4) otrzymanymi po badaniach wykorzystujących ideę zginania trójpunktowego.

7.2.3 BADANIA TKANKI KOSTNEJ Z ZASTOSOWANIEM EMISJI AKUSTYCZNEJ

7.2.3.1 OPIS URZĄDZENIA I STANOWISKA POMIAROWEGO

Do analizy i rejestracji emisji akustycznej (EA) wykorzystano urządzenie firmy Vallen (rys. 7.6) dysponuje czterema czujnikami typu SE-150M. Czujniki mają w zakresie od 100 do 500 kHz charakterystykę częstotliwościowo-amplitudową dość płaską z pewnym maksimum w okolicy 150 kHz o wysokości około 7 dB ponad średni poziom charakterystyki.

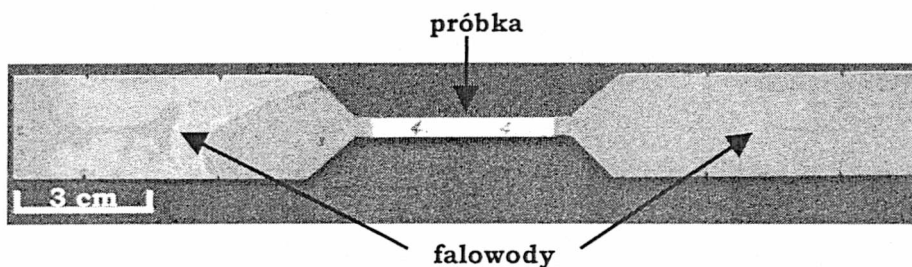


Rys. 7.6 Urządzenie do rejestracji zdarzeń emisji akustycznej firmy Vallen

Szerokość stopki czujnika wynosi 0,8 cala (około 20 mm). Sygnał z czujnika podawany był na nisko szumowy przedwzmacniacz z płaską charakterystyką, a następnie na układ procesora AMS-3 do wzmocnienia i obróbki sygnału.

Całkowite wzmocnienie sygnału wynosiło 40,7 dB, przy poziomie odcięcia 34 dB - jednakowe we wszystkich kanałach wybrano jako optymalne do badań gdyż jak wykazały wstępne obserwacje badany materiał emitował bardzo słaby sygnał dlatego zdecydowano się na bardzo niski poziom dyskretyzacji.

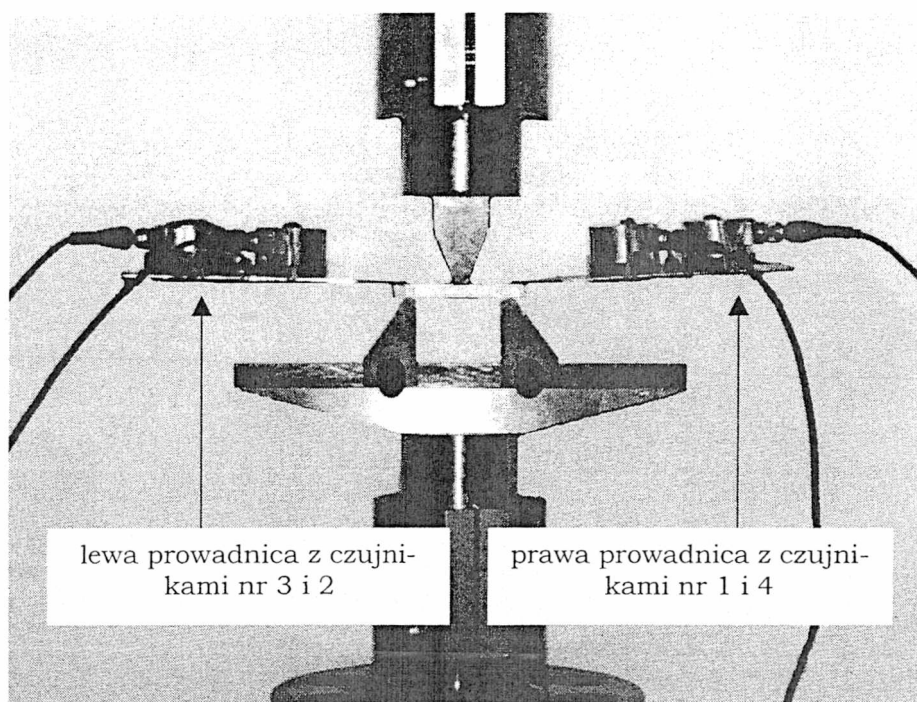
Ze względu na małe rozmiary próbek były trudności z bezpośrednim mocowaniem czujników i lokalizacją źródła emisji, tak więc do próbek doklejono przewodnice (falowody) akustyczne mające kształt wioselek, tak że czujniki zostały umieszczone parami na przewodnic po obu stronach próbki. Falowody (rys. 7.7) miały kształt dopasowany z jednej strony do szerokości próbki, a z drugiej miały szerokość umożliwiającą na stabilne umocowanie czujników EA. Każdy falowód miał długość 8 cm i był przyklejany (za pomocą klej cyjanoakrylowego firmy Bondini) do górnej powierzchni próbki (od strony stempla) na powierzchni 16 mm².



Rys. 7.7 Widok próbki z przyklejonymi falowodami od strony siłownika

Do obciążania próbek w trakcie rejestracji zdarzeń akustycznych wykorzystano maszynę wytrzymałościową typu MTS 858.02 MINI BIONIX z kompletem uchwytów do zginania trójpunktowego (rys. 7.8).

Rozmieszczenie czujników było następujące: czujniki nr 1 i 2 symetrycznie po obu stronach próbki we wzajemnej odległości 100 mm. Czujniki nr 3 i 4 - podobnie, a ich odległość wynosiła 160 mm. Czujnik nr 1, rejestrujący przebiegi czasowe sygnału, był po tej samej stronie co czujnik nr 3 (rys. 7.8).

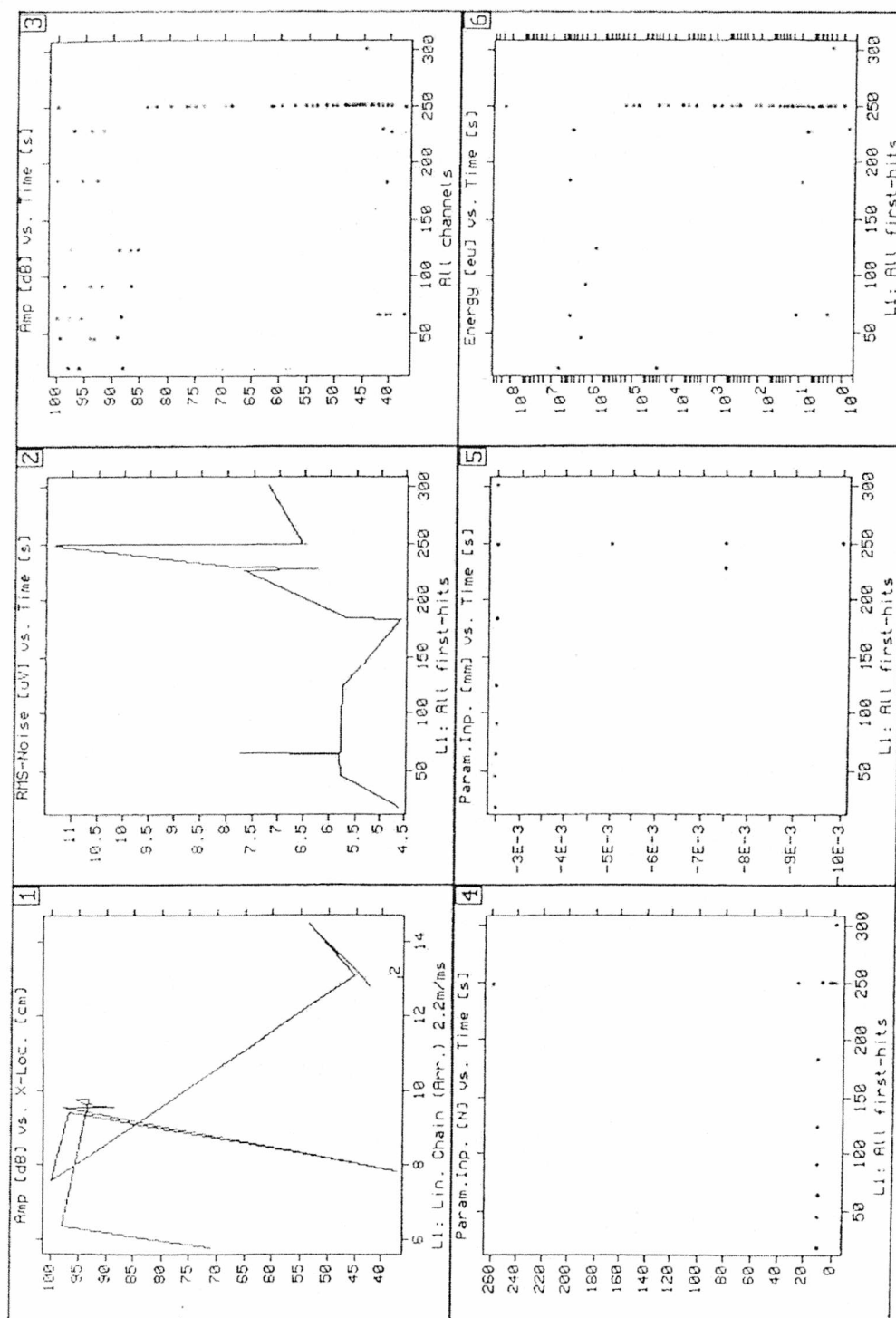


Rys. 7.8 Stanowisko pomiarowe wykorzystane do pomiarów i rejestracji zdarzeń emisji akustycznej w trakcie zginania trójpunktowego

Każdorazowo przed rozpoczęciem właściwego obciążania próbki były obciążane wstępnie siłą około 10 N, w celu usunięcia możliwych luzów i zapewnienia powtarzalnych warunków eksperymentu. Przy takim obciążeniu wykonywano test ołówkowy (polega na łamaniu grafitu w ściśle określony sposób – *Pszonka et al., 1998*), w celu określenia długości pomiarowej próbki.

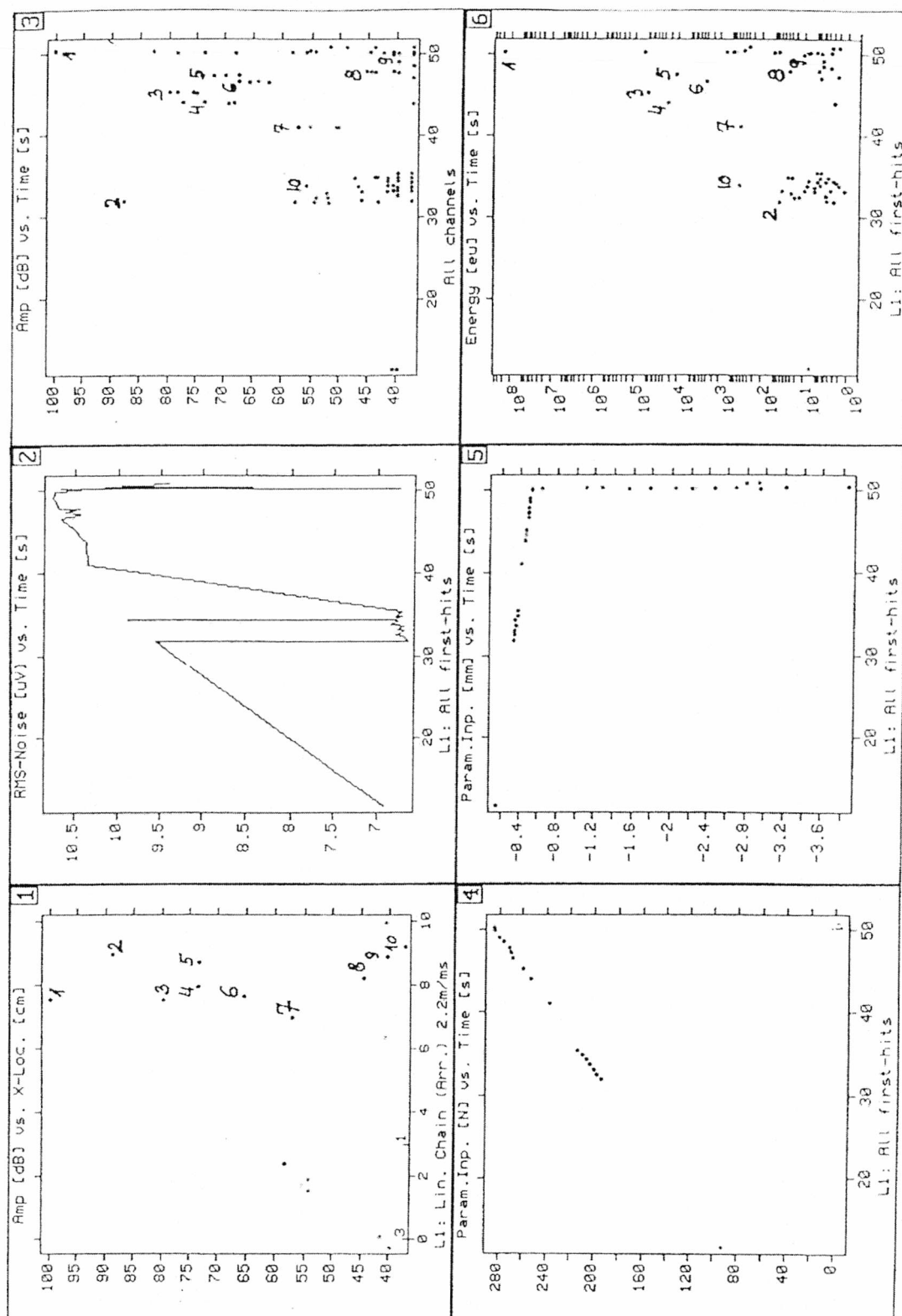
7.2.3.2 WYNIKI

Na rys. 7.9 przedstawiono typowy zestaw wykresów jaki otrzymano po przeprowadzeniu rejestracji zdarzeń emisji akustycznej (EA) w trakcie zginania trójpunktowego. Na zestawie podane są następujące wielkości: $\text{Amp} = f(L_p)$ rys. 1.13.1, $\text{RMS} = f(t)$ rys. 1.13.2, $\text{Amp} = f(t)$ rys. 1.13.3, $F = f(t)$ rys. 1.13.4, $x = f(t_A)$ rys. 1.13.5 i $E_A = f(t_A)$.



Rys. 7.9 Typowy zestaw wykresów z pomiarów zdarzeń emisji akustycznej (EA).

Na rys. 7.10 przedstawiono identyfikację energetyczną siły poszczególnych zdarzeń EA jakie zostały zarejestrowane na długości próbki (próbka 2t), natomiast w tabeli 7.3 zestawiono wartości amplitudy, energii i opis tych sygnałów zgodnie z numeracją podaną na rysunku.



Rys. 7.10 Identyfikacja energetyczna poszczególnych zdarzeń emisji akustycznej (EA).

Tabela 7.3 Identyfikacja energetyczna poszczególnych zdarzeń emisji akustycznej (EA)

Numer zdarzenia	Amp [dB]	E _A [eu]	Uwagi o zdarzeniu EA
1	100	$2,7 \cdot 10^8$	końcowe zniszczenie
2	88	$7 \cdot 10^1$	związane z falowodem
3	80	$1 \cdot 10^5$	w miejscu pęknięcia
4	73	$3,6 \cdot 10^4$	obok pęknięcia 3 mm
5	73	$2,3 \cdot 10^4$	obok pęknięcia 7 mm
6	66	$4,5 \cdot 10^3$	w miejscu pęknięcia
7	57	$5,5 \cdot 10^2$	obok pęknięcia 5 mm
8	45	$4 \cdot 10^1$	obok pęknięcia 3,5 mm
9	41	$2 \cdot 10^1$	obok pęknięcia 7 mm
10	37	$5 \cdot 10^2$	związane z falowodem

W celach porównawczych na rys. 7.11 podano charakterystykę amplitudowo-energetyczną zdarzeń EA związanych z zaburzeniami pochodzącymi od czujnika nr 2. Wartość sygnałów zestawiono w tabeli 7.4 zgodnie z numeracją podaną na rysunku.

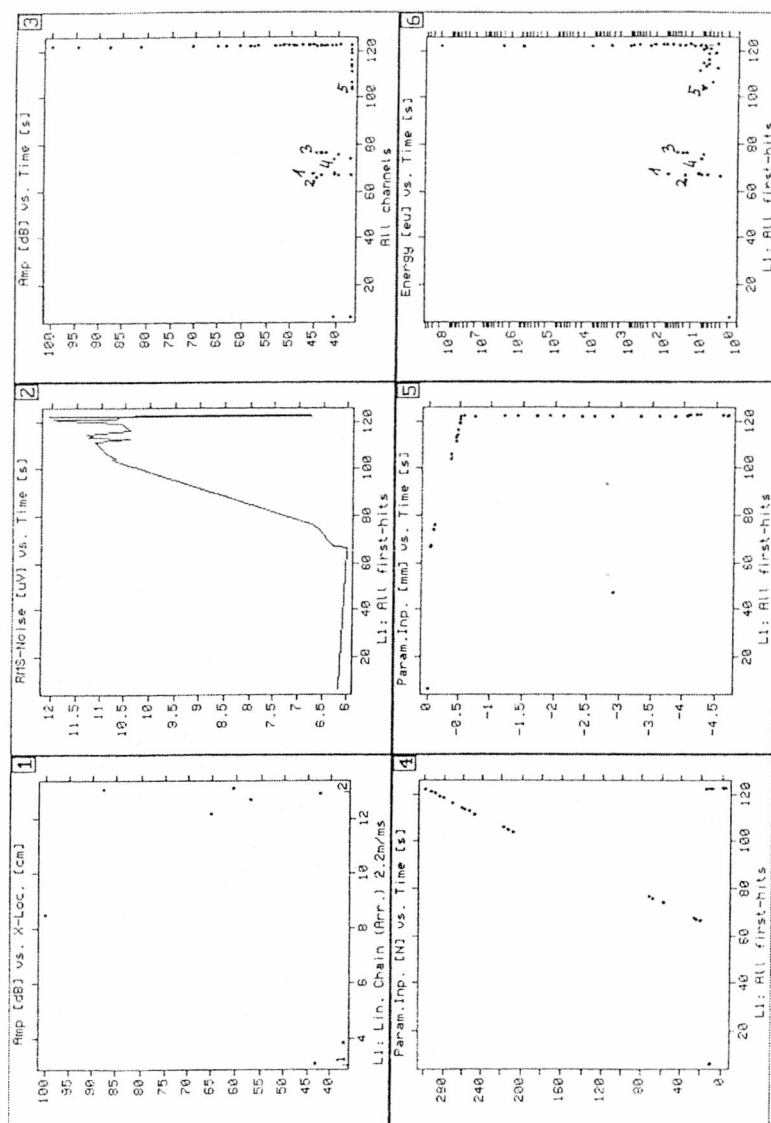
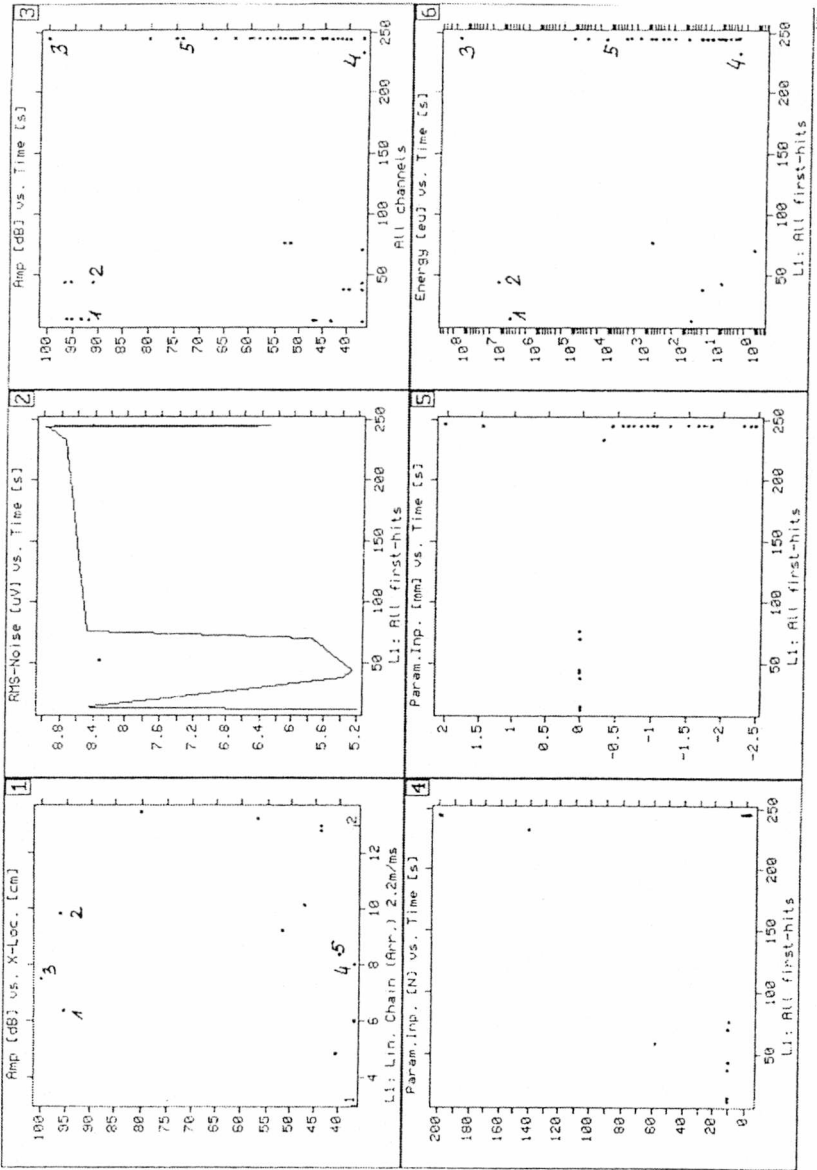
**Rys. 7.11** Impulsy zdarzeń emisji akustycznej (EA) z okolicy czujnika nr 2.

Tabela 7.4 Amplituda i energia zdarzeń emisji akustycznej (EA) dla czujnika nr 2

Numer zdarzenia	Amplituda [dB]	Energia [eu]
1	46	$7 \cdot 10^1$
2	45	$3 \cdot 10^1$
3	45	$4 \cdot 10^1$
4	41	$1 \cdot 10^1$
5	37	$1 \cdot 10^1$

Na rys. 7.12 przedstawiono, dla porównania, zdarzenia EA związane z testem ołówkowym (zdarzenie nr 1 i 2) oraz z pierwszym pęknięciem (zdarzenie nr 4) i zniszczeniem próbki (zdarzenie nr 3). W tabeli 7.5 podano wartości amplitudy oraz energie wymienionych impulsów.



Rys. 7.12 Porównanie amplitudowo-energetyczne zdarzeń związanych z testem ołówkowym i innymi zdarzeniami EA.

Tabela 7.5 Energia i amplituda zdarzeń emisji akustycznej (EA) i innych zdarzeń otrzymanych po przeprowadzeniu testu ołówkowego

Numer zdarzenia	Amplituda [dB]	Energia [eu]	Uwagi o zdarzeniu EA
1	96	$5 \cdot 10^6$	test ołówkowy
2	97	$1,2 \cdot 10^7$	test ołówkowy
3	100	$1,5 \cdot 10^8$	zniszczenie
4	37	$1,2 \cdot 10^0$	w okolicy pęknięcia
5	40	$1,3 \cdot 10^4$	tuż przed pęknięciem

W związku z tym, że równocześnie z rejestracją zdarzeń (EA) prowadzono rejestrację siły i ugięcia próbki to również wyznaczono wartości pozornego modułu Younga ($\bar{E}_p$) i wytrzymałości doraźnej na zginanie ($\bar{R}_m$) – tabela 7.6.

Tabela 7.6 Wartość pozornego modułu Younga $\bar{E}_p$, wytrzymałości doraźnej na zginanie $\bar{R}_m$ oraz wartości średnie $\bar{E}_{p-śr}$ i $\bar{R}_{m-śr}$

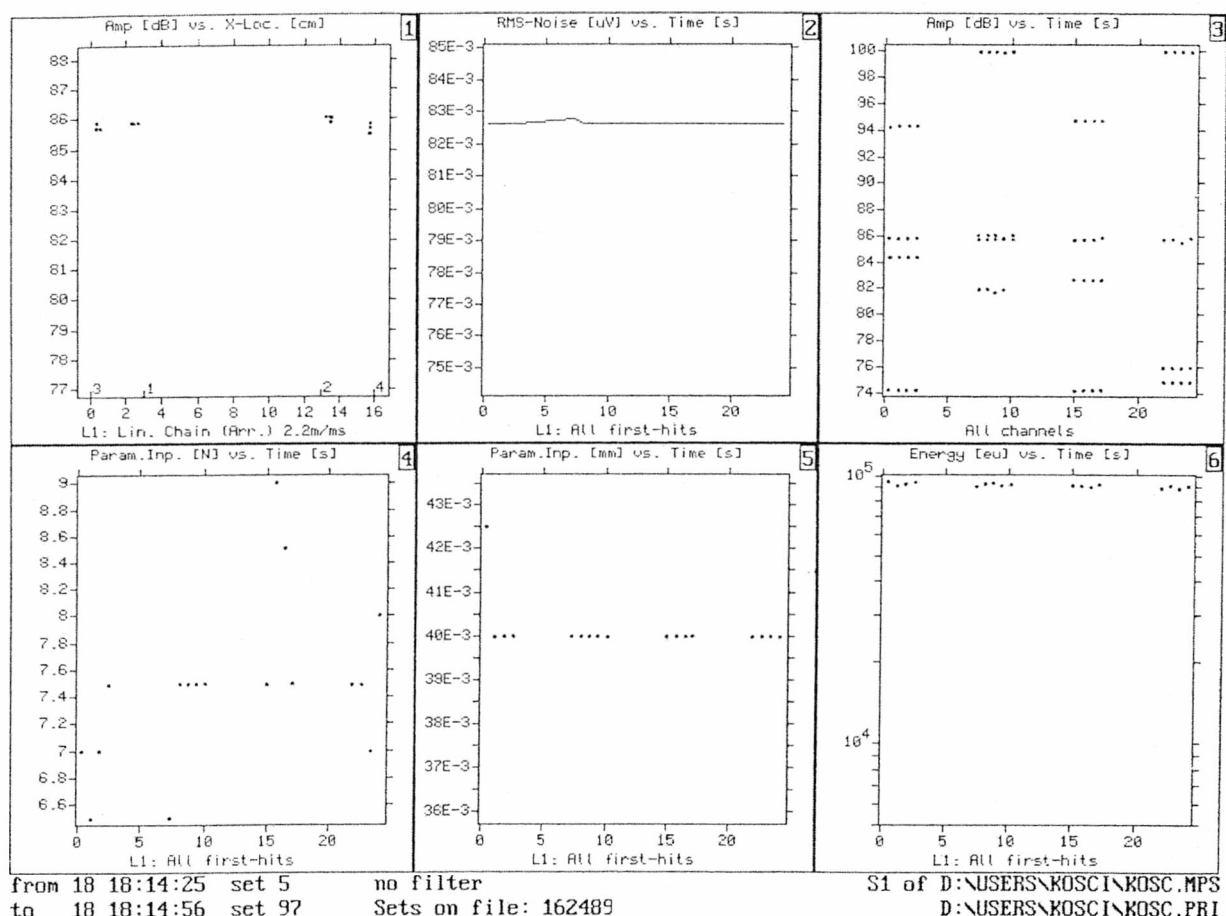
Numer próbki	$\bar{E}_p$ [GPa]	$\bar{E}_{p-śr}$ [GPa]	$\bar{R}_m$ [Mpa]	$\bar{R}_{m-śr}$ [Mpa]
5p1	14,9	17,66	232,6	218,35
8p2	18,5		255,3	
10p3	18,7		231,3	
11p4	19,2		239,0	
1z5	15,1		176,6	
2z6	18,6		261,9	
4z7	15,0		195,4	
7z8	17,2		253,1	
1t9	17,7		216,0	
2t10	15,1		154,0	
5t11	19,9		223,0	
8t12	22,1		182,0	

7.2.3.3 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Badania propagacji fali wprowadzonej przez układ czujników (impuls szpilkowy o wysokości 86 dB - autokalibracja) wykazały, że prędkość fali w tkance korowej wynosiła około 2700 m/sek .

Sygnały wzorcowe wykazywały znaczne odbicia, tak że sygnał pierwotny dochodził do 100 dB, ale występowały też sygnały "widma" - odbite o amplitudzie 40 ÷ 45 dB (rys. 7.14),. Tak znaczny spadek dla sygnałów wtórnych, gwarantował, że właściwe zdarzenia emisyjne nie dawały sygnałów duplikowanych.

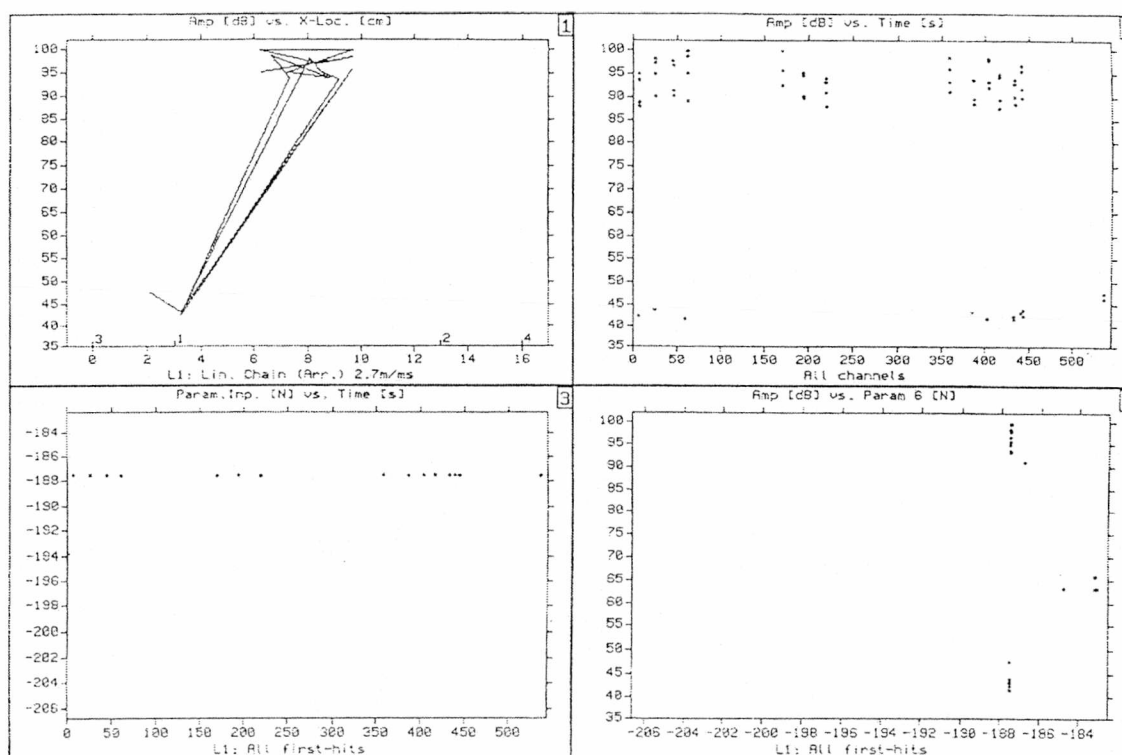
Również obserwacje tłumienia sygnału pierwotnego (tabela 7.7, rys. 7.13) i testów ołówkowych (rys. 7.14) wykazały, że tłumienie sygnału w badanej kości nie jest duże i nie przekroczyło 12 dB pomiędzy czujnikami 1 i 2 dla dowolnego położenia źródła sygnału na próbce. Rozrzut amplitud tego samego zdarzenia (EA) we wszystkich kanałach pomiarowych był w granicach ± 6 dB od wartości średniej (rys. 7.14-1 i 7.14-2).



Rys. 7.13 Zestaw wykresów przedstawiających wyniki uzyskane podczas autokalibracji.

Tabela 7.7 Dane otrzymane na podstawie autokalibracji –amplitud (Amp) i prędkości (V_{EA}) dla czujników. Znak x oznacza, że wartość amplitudy przekroczyła 100 dB.

NUMER CZUJNIKA	AMP [dB]				V_{EA} [cm/ms]			
	1	2	3	4	1	2	3	4
1	86	84	94	74		217	237	217
2	86	86	82	x	216		241	179
3	95	83	86	74	226			259
4	76	x	75	86	234	204	259	



Rys. 7.14 Zestaw wykresów przedstawiających wartość amplitud otrzymanych po teście ołówkowym z widocznymi widmami sygnału o amplitudzie 40 ÷ 45 dB (rys. 7.14-2).

Na rys. 7.14 przedstawiono jedną z serii testu ołówkowego, przeprowadzonego celem określenia dokładności lokalizacji sygnałów na próbce. Pomiaru te wykazały że zdolność rozdzielcza lokalizacji jest nie większa niż 2mm (czyli ± 1 mm od miejsca źródła emisji). Być może w przyszłości uda się zwiększyć dokładność pomiarów lokalizacji, lecz dotychczasowe pomiary nie pozwoliły na większe uściślenie.

Amplitudy testu ołówkowego (amplitudy wzorca) z rys. 7.14-1 przedstawione są na rys. 7.14-2 (seria punktów od 350 sek. do 450 sek.). Widać, że z różnych kanałów amplitudy hitów były od 87 do 96 dB, przy rozrzucie w różnych kanałach od 5 do 8 dB, dla różnych zdarzeń akustycznych. Tak wysokie amplitudy zdarzeń emisji akustycznej (EA) można tłumaczyć tym, że kształt próbki stanowił rodzaj falowodu gdzie straty energii na drodze od źródła fali do czujnika były znikomo małe, a zjawiska interferencyjne i dyfrakcji fali dają bardzo wysoki sygnał.

Aparatura stosowana do rejestracji emisji akustycznej pozwoliła również wyznaczyć energie obserwowanych impulsów. Energię tą przedstawia się w jednostkach eu (energy units). Jednostką w układzie SI jest $1 \cdot 10^{-14} \text{ V}^2\text{s} = 1\text{eu}$,

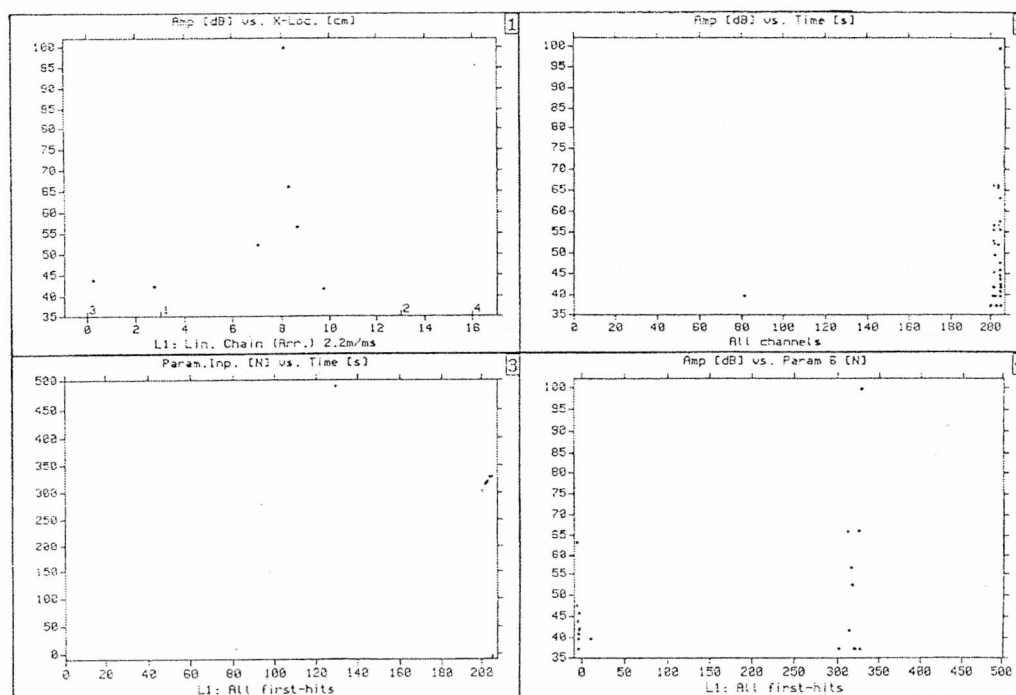
a jej wymiar wynika z podniesienia do kwadratu przebiegu czasowego sygnału i scałkowania po czasie impulsu.

Podczas rejestracji EA można było zauważyć niskoenergetyczne zjawiska, które towarzyszyły hitom o amplitudzie do 40 dB ($2 \cdot 10^1$ eu) co przy dużej ich liczbie występowania podnosiło wartość RMS o około 10%. Jeśli jednak występują przedwstępne pęknięcia tak jak miało to miejsce np. w próbce 2t (rys. 7.10, rozdz. 7.2.3.2) to było możliwe przeprowadzenie identyfikacji, po względem amplitudy i energii, kolejnych zdarzeń akustycznych (tabela 7.3, rozdz. 7.2.3.2). Wartość RMS-u w niewielkim stopniu tylko zmieniła się ponieważ udział impulsów niskoenergetycznych był nieznaczny.

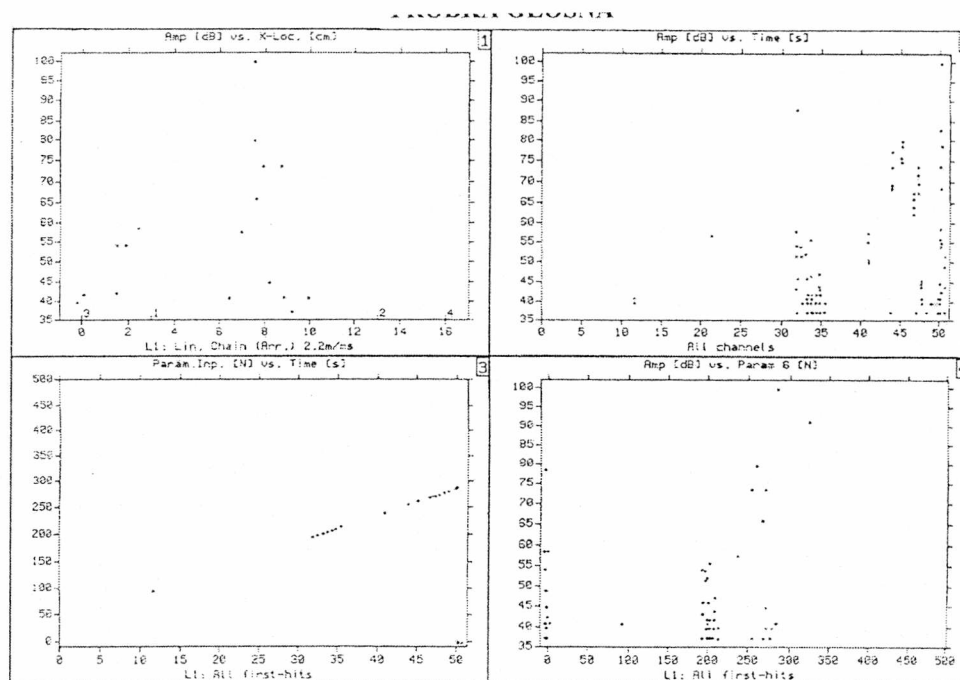
Niskoenergetyczne zjawiska, które zostały zidentyfikowane, były przede wszystkim związane z miejscem mocowania falowodów do próbki (rys. 7.10, rozdz. 7.2.3.2) lub z samym czujnikiem (rys. 7.11, tabela 7.4, rozdz. 7.2.3.2). Zdarzenia (EA) występujące w miejscu mocowania świadczą o osłabieniu połączenia klejonego, jednak nie wpłynęło to ujemnie na rejestrację efektów akustycznych. Przedstawione zjawisko zaobserwowano w takich próbkach jak: 8p, 9p, 1t, 5t i 4z. Wynika z tego, że klejenie na małej powierzchni (16 mm^2) było wystarczająco mocne dla większości badanych próbek. Jeżeli zdarzenia pojawiły się w miejscu mocowania czujnika do falowodu mogło to wskazywać na przesunięci czujnika po przewodnicy a więc na efekty akustyczne związane z tarciem.

Zdarzenia wysokoenergetyczne zarejestrowane w trakcie pomiarów były głównie związane z mikropęknięciami, w środkowej części próbki (na lewo bądź prawo od siłownika), które pojawiały się przed ostatecznym zniszczeniem np. rys. 7.10.

Badania z zastosowaniem emisji akustycznej (EA) wykazały, że istnieją dwie grupy próbek, których zachowanie się podczas obciążania było całkowicie odmienne. Zniszczenie próbek w jednej grupie miało charakter katastroficzny, bez pojawienia się mikropęknięć wyprzedzających ostateczne zniszczenie tzw. próbki ciche (rys. 7.15). W drugiej grupie zaobserwowano wyraźne mikropęknięcia (na długości pomiarowej próbki), które istotnie wyprzedzały ostateczne pęknięcie (rys. 7.16).



Rys. 7.15 Charakterystyczny zestaw wykresów przedstawiających tzw. próbki ciche.



Rys. 7.16 Charakterystyczny zestaw wykresów przedstawiających tzw. próbki głośne.

W trakcie pomiarów EA również rejestrowano wartość obciążenia i ugięcia próbki co umożliwiło na wyznaczenie pozornego modułu Younga i wytrzymałości doraźnej (tabela 7.6). Na podstawie uzyskanych wyników podjęto próbę znalezienia korelacji między własnościami mechanicznymi a tzw. cichym lub

głośnym zachowaniem się materiału. Jednak na podstawie przeprowadzonej analiza wyników nie stwierdzono wyraźnego związku.

Podsumowując wyniki z badań tkanki korowej z zastosowaniem emisji akustycznej w trakcie zginania trójpunktowego stwierdzono że:

- wartości amplitud (tabela 7.7) otrzymanych po przeprowadzeniu autokalibracji świadczą, że tłumienie w tkance kostnej było małe np. różnica między amplitudami dla czujników nr 1 i 2 (rys. 7.10) wyniosła tylko 2 dB,
- zastosowany test ołówkowy może posłużyć jako wzorzec np. do określania bazy pomiarowej, ze względu swoją powtarzalność (wartość amplitudy i energii) oraz prostotę,
- otrzymane wyniki w postaci amplitud, energii, czasu i miejsca wystąpienia zdarzenia akustycznego pozwoliły na dokładną interpretację pojawiających się zjawisk akustycznych umożliwiając określenie przyczyn pojawienia się impulsów np. tarcie, początek odklejania się falowodów oraz mikropęknięcia tkanki kostnej,
- kształt falowodów i ich sposób mocowania do tkanki kostnej okazały się optymalnym rozwiązaniem zapewniającym małe tłumienie sygnałów i dobrą lokalizację zdarzeń akustycznych w tkance kostnej ($\pm 1\text{mm}$).
- analiza wyników otrzymanych na podstawie przeprowadzonych pomiarów z zastosowaniem emisji akustycznej, wskazuje że metoda może służyć do oceny zmian jakościowych układu kostnego (w warunkach *in vitro*) związanych z „modyfikacją” tkanki kostnej fluorkiem sodu. Parametrami porównawczymi umożliwiającymi określenie charakteru zmian akustycznych wywołanych związkami chemicznymi w strukturze kostnej (fluorek sodu) mogą być takie wielkości jak:
 - obciążenie przy którym pojawi się pierwszy znaczący impuls akustyczny,
 - obciążenie niszcząceoraz związane z nimi amplitudy i energie.

7.3 BADANIA PODSTAWOWE

7.3.1 PRZYGOTOWANIE PRÓBEK

W etapie drugim prowadzonych badań doświadczalnych materiałem badawczym były również kości wołowe – dwie udowe i jedna ramieniowe. Sposób wycinania, miejsce wycięcia, wymiary i przechowywanie próbek było takie same jak w badaniach rozpoznawczych. Wymiary nominalne próbek podano w tabeli 10.3÷5 (rozdz. 10). Do badań użyto 60 próbek, które podzielono na pięć grup po 12 próbek w każdej. Każda grupa została nasączona innym roztworem (tabela 7.8).

Tabela 7.8 Grupy i odpowiadające im roztwory

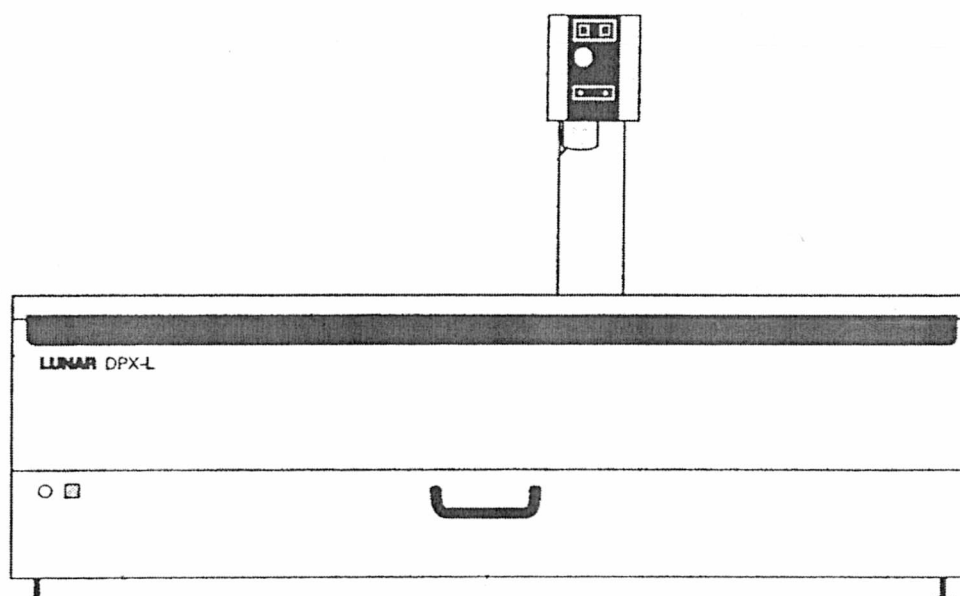
Numer grupy	Rodzaj roztworu
1	0,9% NaCl
2	0,002 mol/dm ³ NaF
3	0,02 mol/dm ³ NaF
4	0,2 mol/dm ³ NaF
5	2 mol/dm ³ NaF

Podobnie jak w badaniach rozpoznawczych za grupę kontrolną przyjęto próbki nasączone 0,9% roztworem soli fizjologicznej (NaCl). W przypadku roztworów fluorku sodu (NaF) wprowadzono stężenia pośrednie, które (być może) umożliwią znalezienie granicy między pozytywnym a negatywnym wpływem fluoru na własności materiałowe tkanki korowej w warunkach in vitro.

Nasączanie próbek przeprowadzono podobnie jak w badaniach rozpoznawczych (rozdz. 7.2.1).

7.3.2 POMIARY WSPÓŁCZYNNIKA BMD

Pomiar współczynnika BMD przeprowadzono na aparaturze firmy Lunar (rys.7.17) w Klinice Endokrynologii Akademii Medycznej we Wrocławiu.

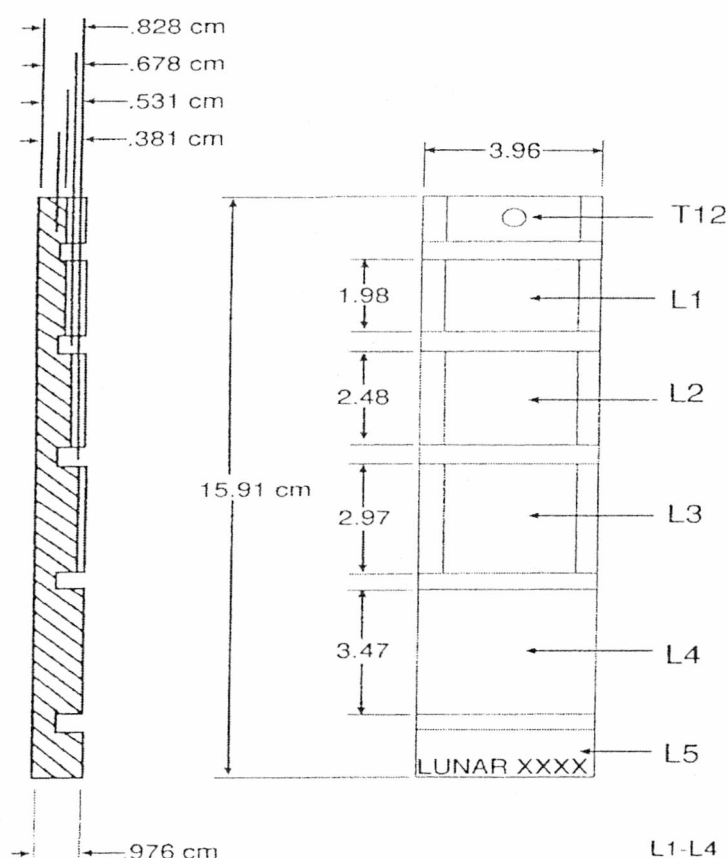


Rys. 7.17 Urządzenie do pomiarów współczynnika BMD

Przed przystąpieniem do pomiarów przeprowadzono wzorcowanie urządzenia używając specjalnej płytki (rys.7.18) wykonanej z aluminium. Płytką swoimi wymiarami (pole powierzchni) odpowiada kręgom lędźwiowym – w rzucie na powierzchnię czołową (od T12 - ostatni krąg piersiowy - do L5 -ostatni krąg lędźwiowy), a gęstość poszczególnych fragmentów płytki jest zbliżona do gęstości jaka występuje w zdrowej strukturze tych kręgów. Stosowanie przedstawionego wzorca uzasadnia się tym, że kręgosłup lędźwiowy jest podstawowy fragmentem układu kostnego, który służy do diagnozowania zmian osteoporozycznych. Prześwietlając płytkę promieniem jonizującym z jednej strony ustalono podstawowy parametr jakim jest dawka promienia, a z drugiej otrzymano wartość współczynnika BMD, która jest punktem odniesienia podczas badań densytometrycznych ale w warunkach in vivo.

Ponieważ prowadzone pomiary odbywały się in vitro , w związku z tym nie było możliwości odniesienia uzyskanych wartości BMD do grupy kontrolnej reprezentowanej przez płytkę. Nie dogodność tą ominięto w następujący spo-

sób, za podstawową grupę kontrolną przyjęto próbki przed nasączeniem przygotowanymi roztworami, a po nasączeniu dodatkową grupą kontrolną zostały próbki, które poddano działaniu 0,9% roztworu soli fizjologicznej (NaCl). Tak przyjęte grupy kontrolne umożliwiły z jednej strony pokazanie zmian współczynnika BMD przed i po namoczeniu, a z drugiej strony porównanie wartości BMD próbek nasączonych roztworami o różnym stężeniu fluorku sodu (NaF) do wartości jakie otrzymano dla grupy kontrolnej.



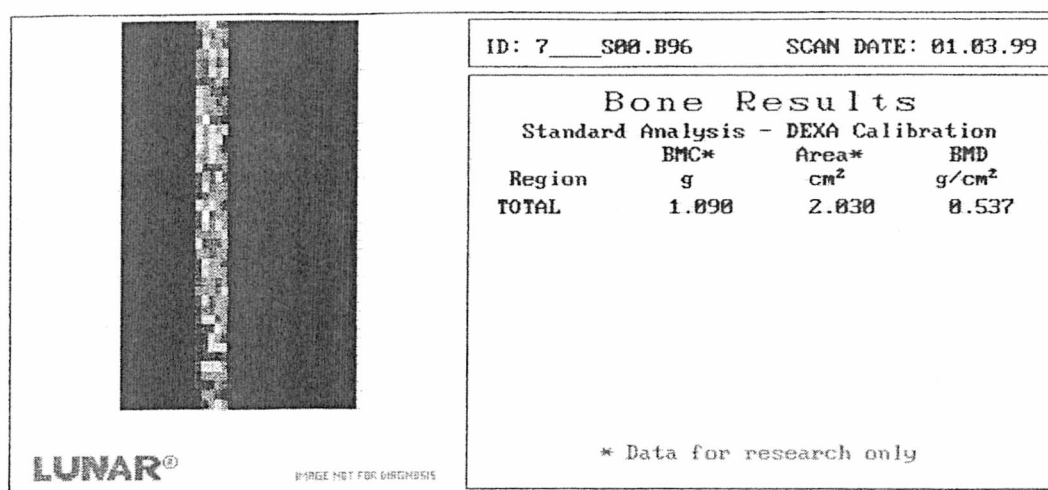
Rys. 7.20 Płytką wzorcowa służąca do kalibrowania urządzenia

Podczas pomiarów korzystano z oprogramowania *Small Animals* (należy do wyposażenia urządzenia), które umożliwiło wykonanie badań na małych próbkach. Ponieważ program *Small Animals* nie jest przewidziane do pomiarów in vitro w związku z tym przyjęto następujące parametry, które wprowadzono do komputera:

- masa badanego obiektu do 500g,
- wiek 5 lat,
- płeć męska
- energia promienia jonizującego 0,24 mrem.

Do badań densytometrycznych tkanki kostnej wybrano po 4 próbki, z każdej grupy, w taki sposób aby reprezentowały charakterystyczne obszary trzonu kości (rozdz. 7.2.1). Próbki przed i po wykonaniu pomiarów były owijane bibułą filtracyjną oraz folią w celu zabezpieczenia ich przed utratą wilgotności.

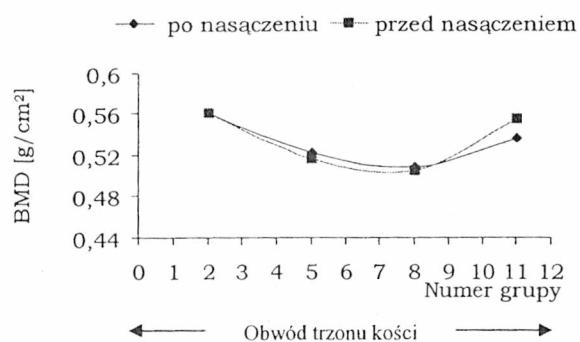
Próbki podczas pomiarów BMD ustawiano na stole aparatury jedną i tą samą powierzchnią (w stosunku do promienia jonizującego), przed i po namoczeniu. Takie ustawienie zapewniło, że otrzymane wartości dla każdej próbki oraz grupy były porównywalne. Czas pełnego przejścia promienia przez próbkę wynosił około 15 min. W tym czasie próbka była „cięta” na 48 warstw o grubości około 1 mm. Tak długi czas pomiaru i duża ilość przejść umożliwiło dokładne wyznaczenie wartości współczynnika BMD. Na rys. 7.19 pokazano przykładowy wydruk z pomiarów BMD dla jednej z próbek.



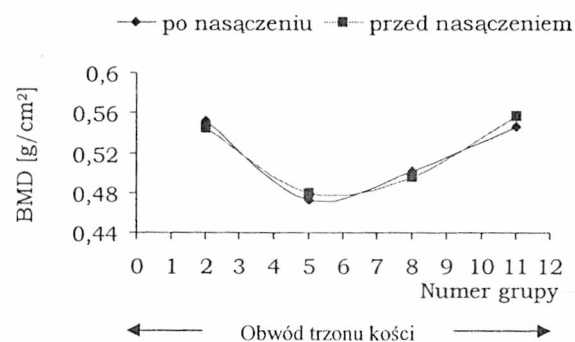
Rys. 7.19 Wydruk z pomiarów BMD dla jednej z próbek

W tabeli 10.6 (rozdz. 10) zestawiono wyniki pomiarów współczynnika BMD dla wybranych próbek, natomiast na rys. 7.20 przedstawiono w postaci wykresów zmiany oraz rozkład współczynnika BMD każdej grupy przed i po nasączeniu roztworami.

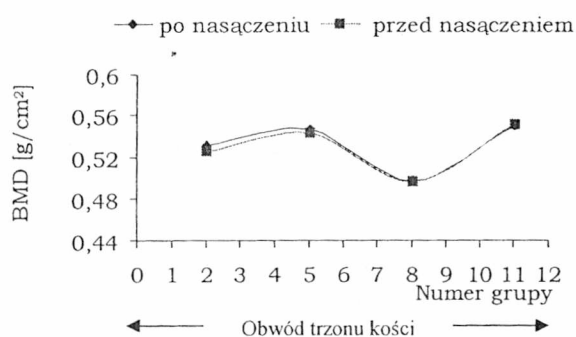
a)



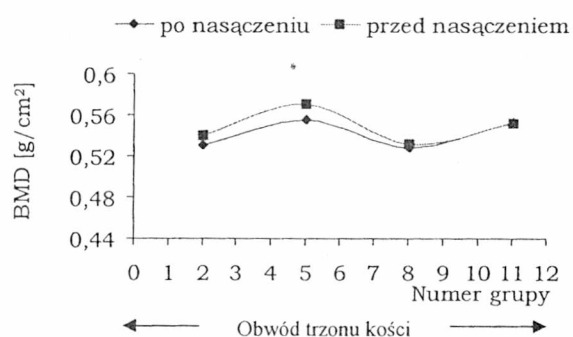
b)



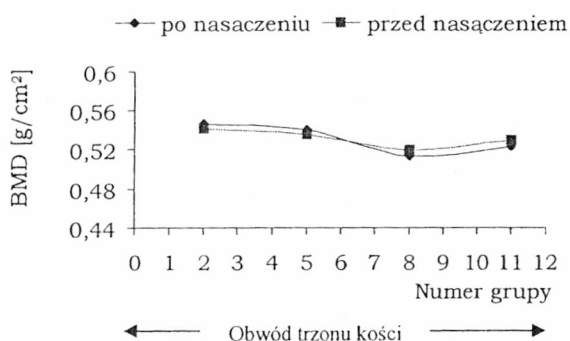
c)



d)



e)



Rys. 7.20 Rozkład i zmiana współczynnika BMD; a) grupa nr 1 – roztwór 0,9% NaCl, b) grupa nr 2 – stężenie roztworu 0,002 mol/dm³ NaF, c) grupa nr 3 – stężenie roztworu 0,02 mol/dm³ NaF, d) grupa nr 4 – stężenie roztworu 0,2 mol/dm³ NaF, e) grupa nr 5 – stężenie roztworu 2 mol/dm³ NaF.

7.3.2.1 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Wyniki jakie otrzymano na podstawie pomiarów densytometrycznych wskazują, że nie wystąpiły żadne zmiany wartości współczynnika BMD tkanki korowej – przed i po nasączeniu związkami chemicznymi.

W przypadku grupy kontrolnej uzyskane wartości gęstości densytometrycznej nie były zaskoczeniem, ponieważ roztwór soli fizjologicznej jest płynem neutralnym w stosunku do tkanki kostnej – nie powinien wywoływać żadnych istotnych zmian w wartości BMD.

Wartości współczynnika BMD jakie otrzymano dla pozostałych grup (nasączonych różnymi stężeniami fluorku sodu (tabela 7.8, rozdz. 7.3.1) mogą świadczyć, że w warunkach *in vitro* fluorek sodu nie wpływa na zmiany gęstości densytometrycznej.

Można przypuszczać, że związki fluoru, które przeniknęły do tkanki kostnej, w trakcie nasączania, powodują częściową wymianę grupy OH^- w hydroksyapatycie na grupę F^- tworząc bardzo trwałą formę krystalochemiczną tzw. fluoroapatyt (Świącki, 1996; Świącki i Rosiek, 1998). Być może fluor zawarty w tkance kostnej, zmieniający rozmiary elementarnej komórki sieciowej hydroksyapatytu, powoduje wzrost masy (gęstości) z jednoczesnym rozluźnieniem struktury kostnej z powodu osłabienia wiązań między hydroksyapatytem a strukturą organiczną. W związku z tym, że w pomiarach densytometrycznych (Badurski, 1994) promień jonizujący jest pochłaniany proporcjonalnie do gęstości i uwzględniając powyższe przypuszczenie można tym tłumaczyć brak zmian wartości współczynnika BMD. Przedstawioną hipotezę można zweryfikować (choćby częściowo) przez pomiary gęstości fizycznej tkanki kostnej i analizę mikroskopową.

W związku z tym, że do pomiarów gęstości densytometrycznej wybrano próbki z charakterystyczny obszarów przekroju trzonu kości (rys. 7.1, rozdz. 7.2.1) pozwoliło to na podanie wartości BMD dla odpowiedniego miejsca na obwodzie.

Dla każdego obszaru, reprezentowanego przez próbki o tym samym numerze (tabela 10.6, rozdz. 10) wyznaczono wartości średnie gęstości densytometrycznej ale tylko przed nasączeniem tzn.

- tylny – przyśrodkowy BMD = 0,54 g/cm²,
- przyśrodkowo – przedni BMD = 0,53 g/cm²,

- przednio – boczny BMD = 0,51 g/cm²,
- boczno – tylny BMD = 0,55 g/cm².

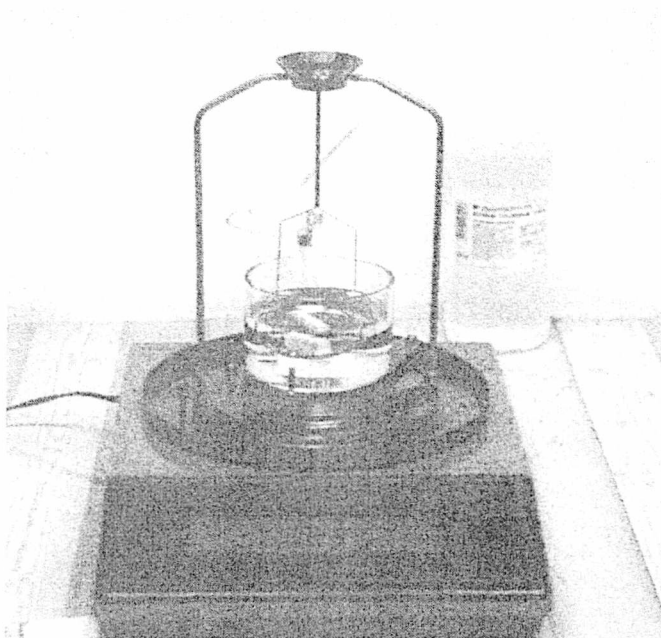
Na podstawie otrzymanych wyników można sądzić że rozkład wartości współczynnika BMD na obwodzie trzonu kości był różny i zależał od miejsca pobrania próbki. Wyniki wskazują, że różnica między wartościami BMD była niewielka i wynosiła 2÷8 %, zauważono również, że w obszarach związanych z przednią częścią trzonu (przyśrodkowo – przedni, przednio – boczny) była niższa od pozostałych.

Podsumowując wyniki pomiarów stwierdzono, że:

- pomiary densytometryczne tkanki korowej, w warunkach in vitro, poddanej działaniu fluoreku sodu, nie wykazały żadnych zmian ilościowych,
- otrzymane wartości współczynnika BMD nie dają jednoznacznej odpowiedzi odnośnie możliwości oceny własności mechanicznych tkanki korowej na podstawie badań densytometrycznych,
- rozkład wartości współczynnika BMD na obwodzie trzonu kości był zróżnicowany i może mieć to wpływ na interpretację wyników uzyskanych w warunkach in vivo; wynika to ze zróżnicowania budowy kości (tkanki korowej).

7.3.3 POMIARY GĘSTOŚCI FIZYCZNEJ TKANKI KOROWEJ

Pomiary gęstości fizycznej próbek wykonano przed i po nasączeniu w celu sprawdzenia czy w warunkach *in vitro* nastąpi istotna zmiana gęstości tkanki kostnej pod wpływem związków chemicznych. Do wyznaczenia wartości gęstości fizycznej (ρ) tkanki zbitej wykorzystano wagę hydrostatyczną firmy Sartorius. Schemat stanowiska pomiarowego przedstawiono na rys. 7.21.



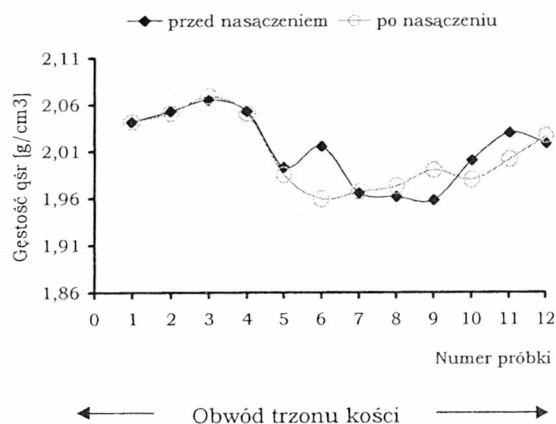
Rys. 7.21 Schemat stanowiska pomiarowego

Gęstość fizyczną wyznaczono na podstawie zależności podanej poniżej

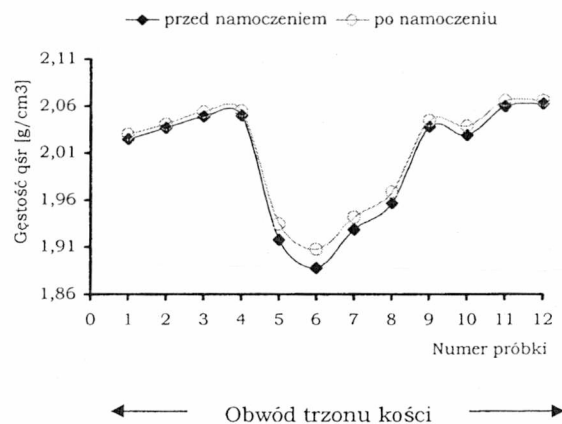
$$\rho = \frac{m_1}{m_1 + m_2} \cdot \rho_{\text{NaCl}} \quad (7.1)$$

W tabelach 10.7 i 10.8 (rozdz. 10), dla każdej grupy, podano wartości gęstości fizycznej przed (ρ) i po (ρ^*) nasączeniu oraz zmiany (przyrost) gęstości w postaci parametru $\Delta\rho$. Podane wartości umożliwiły przedstawienie w sposób graficzny (rys. 7.22) rozkład i zmianę gęstości fizycznej tkanki zbitej po wpływie związków chemicznych w warunkach *in vitro*.

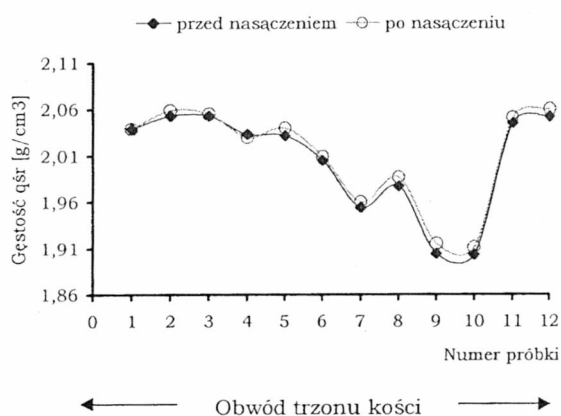
a)



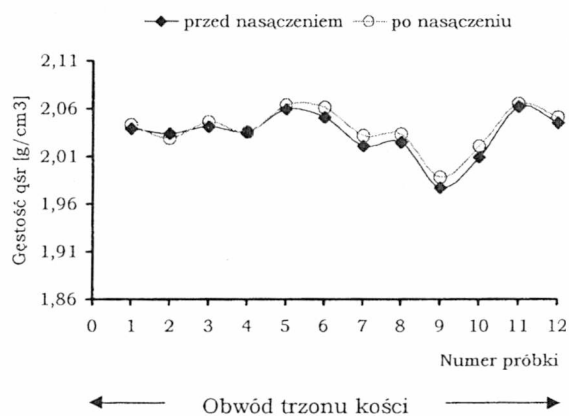
b)



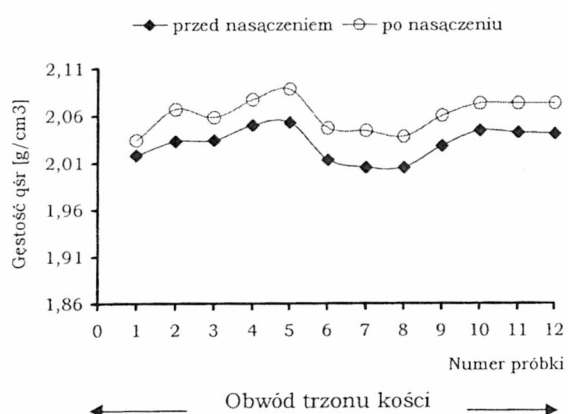
c)



d)



e)



Rys. 7.22 Rozkład i zmiana gęstości fizycznej; a) grupa nr 1 – roztwór 0,9% NaCl, b) grupa nr 2 – stężenie roztworu 0,002 mol/dm³ NaF, c) grupa nr 3 – stężenie roztworu 0,02 mol/dm³ NaF, d) grupa nr 4 – stężenie roztworu 0,2 mol/dm³ NaF, e) grupa nr 5 – stężenie roztworu 2 mol/dm³ NaF.

Po przeprowadzeniu pomiarów gęstości fizycznej tkanki zbitej – przed nasączeniem – zauważono, że wartość gęstość fizycznej w niektórych próbkach (około 25% całej populacji) odbiega od pozostałych tzn. była mniejsza od $\rho = 2 \text{ g/cm}^3$.

Ponieważ prowadzono badania porównawcze, to w celu zapewnienia jak najlepszej jednorodności materiału wyjściowego, przeprowadzono obliczenia statystyczne, które umożliwiły odrzucenie lub pozostawienie wyników wątpliwych tzn. dla $\rho < 2 \text{ g/cm}^3$. W obliczeniach wykorzystano test Grubbsa, w którym posługiwano się podanymi poniżej ogólnymi zależnościami (Zgirski *et al.* 1998).

$$\left(\frac{S_{n,n+1}^2}{S^2} \right)_d = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}_{n,n+1})^2}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = S_d \quad (7.2)$$

$$\left(\frac{S_{n,n+1}^2}{S^2} \right)_{t(\alpha)} = S_t \quad (7.3)$$

$$\left(\frac{S_{n,n+1}^2}{S^2} \right)_{t(\alpha)} > \left(\frac{S_{n,n+1}^2}{S^2} \right)_d \quad (7.4)$$

$$\left(\frac{S_{n,n+1}^2}{S^2} \right)_{t(\alpha)} < \left(\frac{S_{n,n+1}^2}{S^2} \right)_d \quad (7.5)$$

Test polegał na wyznaczeniu wartości doświadczalnej S_d (równanie 7.2), dla wyników wątpliwych (w grupach 1÷4) i porównaniu z wartościami tabelarycznymi S_t (równanie 7.3). Wartości wątpliwe gęstości fizycznej odrzucano jeżeli był spełniony warunek 7.4, natomiast w przypadku gdy był spełniony warunek 7.5 wartości pozostawiano. Obliczenia prowadzono dla każdej grupy oddzielnie (tabela 10.9÷12, rozdz. 10), na poziomie istotności $\alpha = 0,05$. W tabeli 7.9 podano, w formie zestawienia, wartości parametrów S_d i S_t jakie otrzymano po przeprowadzeniu obliczeń statystycznych (przed nasączeniem) dla poszczególnych grup.

Tabela 7.9 Wartości zmiennych losowych S_d i S_t na poziomie istotności $\alpha=0,05$ – przed nasączeniem

	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
S_d	0,22	0,03	0,05	0,19	0,45
$S_t (\alpha=0,05)$	0,299				
Uwagi	odrzuć	odrzuć	odrzuć	odrzuć	pozostawić

Do dalszych obliczeń i analiz wzięto po uwagę tylko te próbki, które pozostały po teście Grubbsa tzn. takie dla których $\rho < 2 \text{ g/cm}^3$.

W celu sprawdzenia czy zmiana (różnica) $\Delta\rho$ gęstości fizycznej tkanki korowej była istotna czy przypadkowa, wykonano kolejne obliczenia statystyczne, w których wykorzystano test t-Studenta sparowany. Ocenie podlegała istotność różnicy $\Delta\rho$ między poszczególnymi parami wyników tzn. porównywano wartość gęstości fizycznej tkanki zbitej – dla każdej próbki - przed i po nasączeniu związkami chemicznymi (0,9 % roztwór soli fizjologicznej i roztwory o różnym stężeniu fluorku sodu). Test polegał na obliczeniu zmiennej losowej otrzymanej na podstawie pomiarów doświadczalnych t_d (równanie 7.6) i porównaniu jej z wartościami teoretycznymi t_t , na trzech poziomach istotności α ($\alpha = 0,05$, $\alpha = 0,02$, $\alpha = 0,01$). W teście zakłada się, że jeżeli wartość $t_d > t_t$ to zmianę uznaje się za istotną, jeżeli jest odwrotnie tzn. $t_d < t_t$ to zmianę należy uznać się za przypadkową (Zgirski et al. 1998).

$$t_d = \frac{|\Delta\rho| \cdot \sqrt{n}}{\sigma} = \frac{|\Delta\rho| \cdot \sqrt{n}}{\sqrt{\frac{n \sum \rho^2 - (\sum \rho)^2}{n(n-1)}}} \quad (7.6)$$

Wyniki przeprowadzonych obliczeń statystycznych przedstawiono w tabelach 10.13÷17 (rozdz. 10), natomiast w tabeli 7.10 podano dla każdej grupy wartości zmiennych losowych t_d i t_t oraz poziom istotności ($\alpha = 0,01$) przy

którym ostatecznie oceniono wpływ nasączania na zmianę gęstość fizycznej tkanki korowej w warunkach in vitro.

Tabela 7.10 Wartości zmiennych losowych t_d i t_t oraz ocena różnicy $\Delta\rho$ na poziomie istotności $\alpha=0,01$

	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
t_d	-0,11	9,13	3,40	3,58	17,00
$t_{t(\alpha=0,05)}$	2,45	2,36	2,36	2,23	2,2
Uwagi o różnicy $[\Delta\rho]$	nie istotna	istotna	istotna	istotna	istotna

W tabelach 7.11 – 7.12 podano wartości średnie gęstości fizycznej (przed ρ_{sr} i po ρ^*_{sr}), odchylenie standardowe σ oraz przedziały ufności μ .

Tabela 7.11 Wartości średnie gęstości fizycznej tkanki korowej, odchylenie standardowe σ oraz przedziały ufności μ - przed nasaczeniem

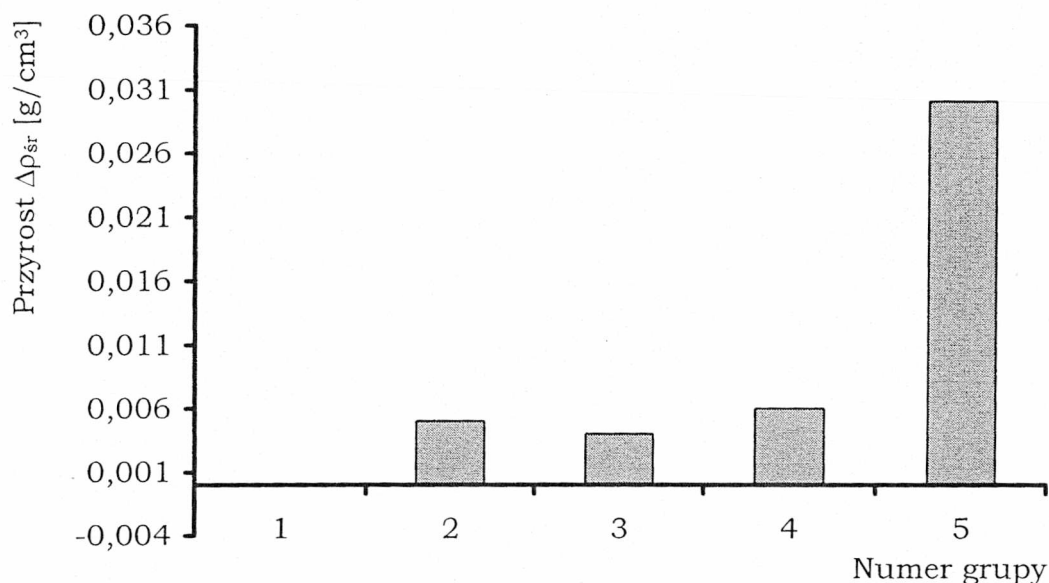
	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
Wartość średnia $\rho_{sr} [g/cm^3]$	2,044	2,044	2,039	2,038	2,030
Odchylenie standardowe σ	0,017	0,014	0,016	0,016	0,017
Przedział ufności μ	0,023	0,019	0,022	0,022	0,023

Tabela 7.12 Wartości średnie gęstości fizycznej tkanki korowej, odchylenie standardowe σ oraz przedziały ufności μ - po nasaczeniu

	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
Wartość średnia $\rho^*_{sr} [g/cm^3]$	2,044	2,050	2,043	2,044	2,061
Odchylenie standardowe σ	0,017	0,013	0,017	0,015	0,017
Przedział ufności μ	0,023	0,018	0,024	0,020	0,024

Na rys. 7.23 przedstawiono w postaci graficznej średnie wartości „przyrostu” gęstości fizycznej ($\Delta\rho_{sr}$) – tabela 11.8÷12, rozdz. 10 - tkanki zbitej jakie otrzymano po nasaczeniu materiału 0,9 % roztworem soli fizjologicznej (grupa

nr 1) i roztworami o różnym stężeniu fluorku sodu (grupa nr 2-5) – tabela 7.8, rozdz. 7.3.1.



Rys. 7.23 Średni „przyrost” gęstości fizycznej ($\Delta\rho_{sr}$) tkanki korowej - w warunkach in vitro.

7.3.3.1 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Przeprowadzone pomiary gęstości fizycznej tkanki korowej (przed i po nasączeniu) oraz otrzymane wyniki pozwoliły na ocenę i analizę różnic związanych z wpływem związków chemicznych w warunkach in vitro.

Analiza gęstości istoty zbitej wykazała, że większość próbek (około 75% całej populacji – przed nasączeniem) miała wartości większe niż 2 g/cm³. Przeprowadzone obliczenia statystyczne (test Grubbsa) pozwolił na odrzucenie próbek, których wartości gęstości fizycznej była mniejsza niż 2 g/cm³. Zapewnił to, że materiał wyjściowy (w każdej grupie) przeznaczony do nasączania związkami chemicznymi miał zbliżoną wartość gęstości fizycznej.

Po nasączeniu próbek odpowiednimi związkami chemicznymi (tabela 7.8, rozdz. 7.3.1) stwierdzono, że pojawiła się zmiana gęstości fizycznej tkanki korowej, z jednym wyjątkiem tzn. w grupy nr 1 (nasączonej 0,9% roztworem soli fizjologicznej – NaCl) nie stwierdzono żadnych zmian. Zauważone różnice, w pozostałych grupach dotyczą zarówno pojedynczych próbek i całych grup.

W grupach nr 2 – 5 (nasączonych roztworami o różnym stężeniu fluorku sodu) stwierdzono wyraźny wzrost gęstości fizycznej w stosunku do wartości wyjściowych (rys. 7.23, rozdz. 7.3.3).

W grupie nr 2 i 4 zaobserwowano, że średni wzrost gęstości wynosił $0,006 \text{ g/cm}^3$, w grupie nr 3 o $0,004 \text{ g/cm}^3$, natomiast w grupie nr 5 aż o $0,03 \text{ g/cm}^3$.

W celu stwierdzenia czy zauważone różnice były statystycznie istotne przeprowadzono obliczenia, w których skorzystano z testu t – Studenta sparowanego. Wyniki obliczeń jakie podano w tabeli 7.10 (rozdz. 7.3.3) świadczą, że zmiany wywołane oddziaływaniem związków chemicznych (głównie fluorek sodu) były statystycznie istotne – wniosek o istotności zmian został sformułowany na poziomie $\alpha = 0,01$, w przypadku grup nr 2 – 5. Wyniki otrzymane dla grupy nr 1 wykazały, że zmiany były przypadkowe.

Podsumowując, należy stwierdzić że;

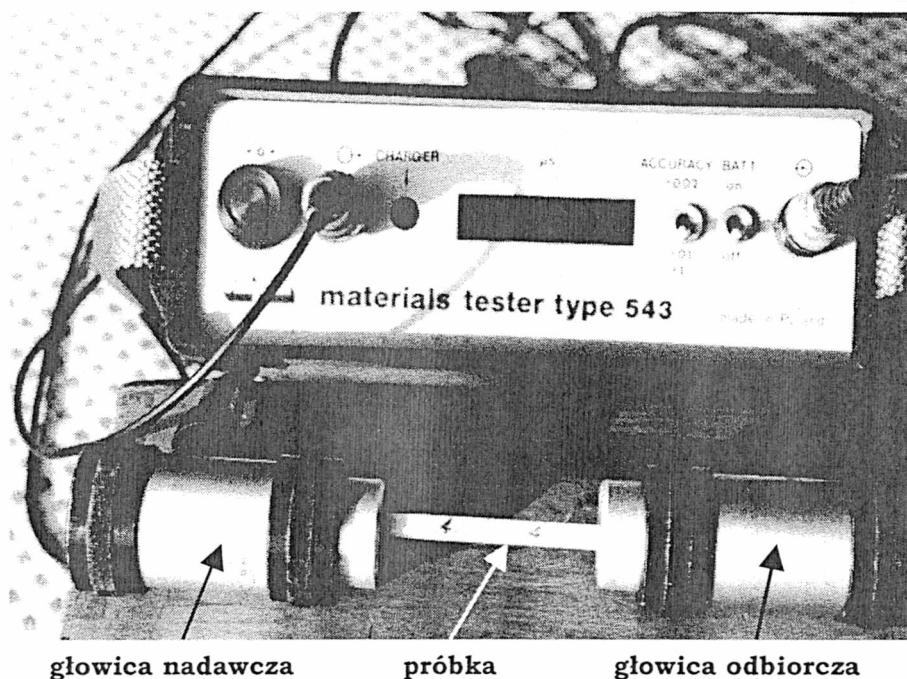
- przeprowadzone pomiary gęstości fizycznej, w warunkach in vitro, wykazały istotne zmiany ilościowe (wzrost gęstości fizycznej) tkanki korowej pod wpływem działania związków chemicznych – wodny roztwór fluorku sodu. Prawdopodobnie było to związane z tym, że jony F^- zastępują częściowo grupy OH^- w hydroksyapatycie, tworząc w ten sposób fluoroapatyt, jednocześnie zwiększając ilość związków fluoru w strukturze kostnej.

Przedstawione wyniki mogą być wykorzystane do dalszych badań związanych z wpływem związków fluoru na zmiany ilościowe struktury kostnej w warunkach in vitro. Mogą również uzupełnić obserwacje kliniczne związane z negatywnym oddziaływaniem środowiska naturalnego na zmiany patologiczne układu kostnego np. wydzielanie fluoru przez zakłady przemysłowe.

7.3.4 POMIARY ULTRADŹWIĘKOWE

7.3.4.1 WYZNACZENIE PRĘDKOŚCI FALI ULTRADŹWIĘKOWEJ

Pomiar czasu przejścia (t_v) fali ultradźwiękowej przez tkankę korową wykonano po nasączeniu próbek korzystając z urządzenia (Material Tester, typ 543) przedstawionego na rys. 7.24.



Rys. 7.24 Urządzenie pomiarowe i schemat stanowiska

Czas przejścia fali ultradźwiękowej mierzono wzdłuż długiej osi próbki, która pokrywała się z długą osią trzonu kości. Pomiary wykonano w temperaturze otoczenia (22°). Próbkę, przed i po wykonaniu pomiarów, były owijane bibułą filtracyjną oraz przykryte folią, aby zabezpieczyć je przed wysuszeniem.

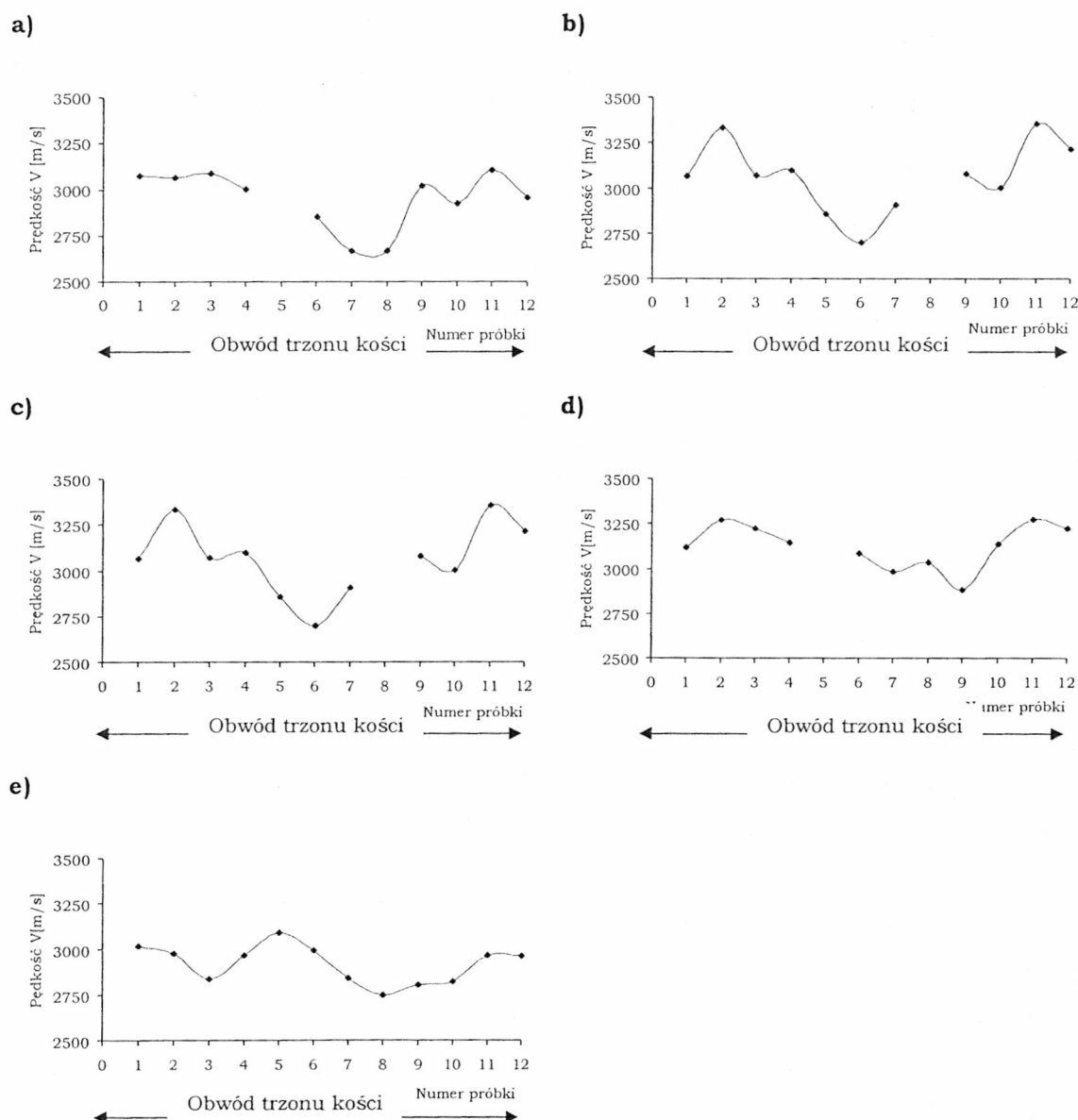
Dla zapewnienia powtarzalności sprzężenia akustycznego między próbką a głowicą nadawczą i odbiorczą stosowano olej jako ośrodek sprzęgający. Do pomiarów zastosowano nadajnik, który generował fale o częstotliwości 1 MHz.

Dla każdej próbki wykonano po 10 pomiarów czasu przejścia i na ich podstawie obliczono wartość średnią (t_{v-sr}). Wyniki pomiarów i obliczeń przedstawiono w tabelach 10.18÷10.22 (rozdz. 10). Na podstawie wyznaczonej wartości średniej czasu (t_{sr}) przejścia fali ultradźwiękowej i długości próbki (L)

(tabela 10.3÷5, rozdz. 10) wyznaczono prędkość fali ultradźwiękowej (V) na podstawie poniżej podanej zależności

$$V = \frac{L}{t_{sr}} \quad (7.7)$$

W tabeli 10.23 (rozdz. 10) zestawiono wyniki obliczeń prędkości fali ultradźwiękowej dla każdej z próbek. Na rys. 7.27 przedstawiono w postaci wykresów rozkład prędkości fali ultradźwiękowej po obwodzie trzonu kości.



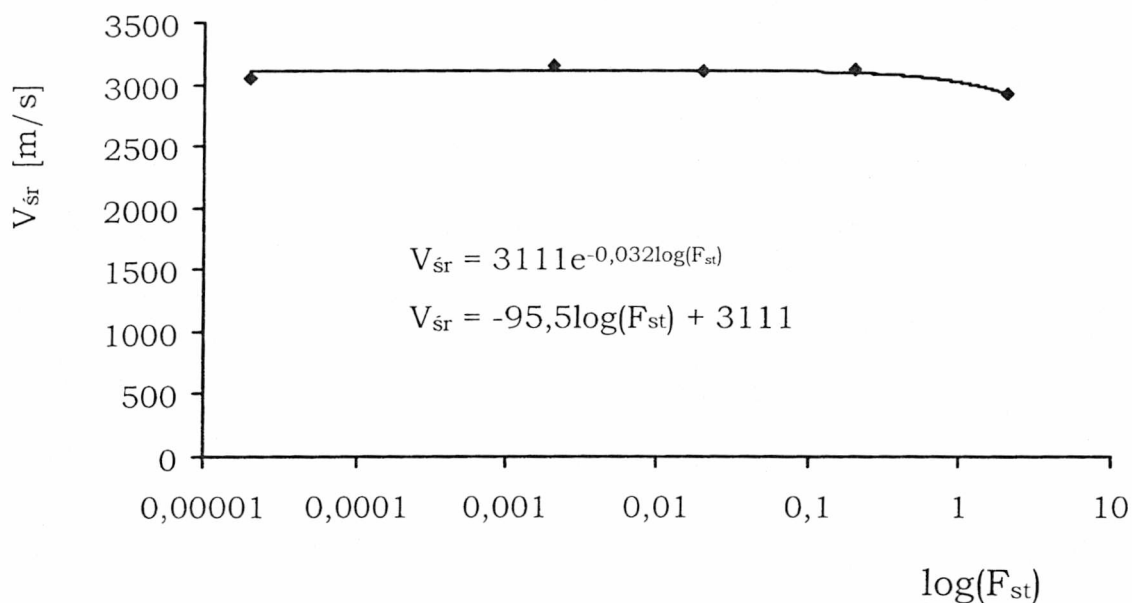
Rys. 7.25 Rozkład prędkości fali ultradźwiękowej tkanki korowej po obwodzie trzonu kości; a) grupa nr 1 – roztwór 0,9% NaCl, b) grupa nr 2 – stężenie roztworu 0,002 mol/dm³ NaF, c) grupa nr 3 – stężenie roztworu 0,02 mol/dm³ NaF, d) grupa nr 4 – stężenie roztworu 0,2 mol/dm³ NaF, e) grupa nr 5 – stężenie roztworu 2 mol/dm³ NaF.

W tabeli 7.11 podano średnie wartości prędkości fali ultradźwiękowej V_{sr} , odchylenia standardowe σ i przedział ufności μ dla każdej grupy.

Tabela 7.11 Wartości średnie prędkości fali ultradźwiękowej V_{sr} tkanki korowej, odchylenie standardowe σ oraz przedziały ufności μ

	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
Wartość średnia V_{sr} [m/s]	3050	3152	3100	3125	2917
Odchylenie standardowe σ	56	132	133	122	103
Przedział ufności μ	31,7	74,8	75,4	73,4	58,3

Na rys. 7.26 podano w postaci graficznej zmiany średniej wartości prędkości fali ultradźwiękowej jako funkcję stężenia fluorku sodu. Ponieważ stężenie fluorku w roztworach wzrastało o 10, to wartości na osi odciętych (stężenie fluorku F_{st}) przedstawiono w skali logarytmicznej. Na wykresie również podano zależności (funkcja wykładnicza – $R^2 = 0,81$ i liniowa – $R^2 = 0,82$) na podstawie których można ocenić wpływ fluorku na prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej – warunkach in vitro.



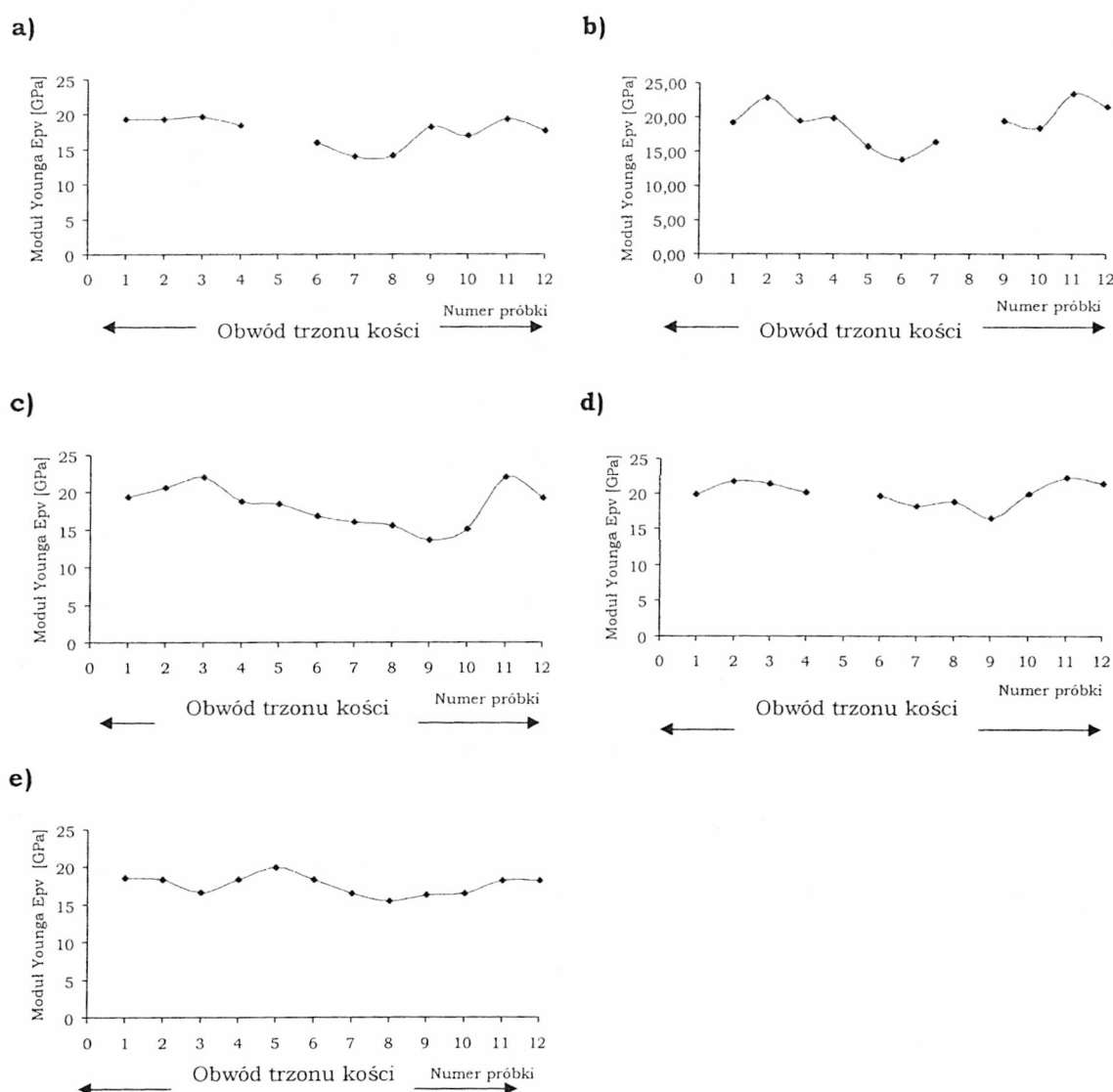
Rys. 7.26 Średnie wartości prędkości fali ultradźwiękowej V_{sr} otrzymane dla tkanki korowej o różnym stopniu nasycenia fluorkiem sodu.

7.3.4.2 WYZNACZENIE MODUŁU YOUNG'A

Na podstawie wyznaczonych wartości gęstości fizycznej próbek (tabela 10.8, rozdz. 10) oraz prędkości fali ultradźwiękowej (tabela 10.23, rozdz. 10) wyznaczono wartość modułu sprężystości podłużnej Younga (E_{pv}) korzystając z zależności podanej poniżej

$$E_{pv} = V^2 \cdot \rho \quad (7.8)$$

Wartość modułu sprężystości podłużnej (E_{pv}) dla każdej próbki podano w tabeli 10.24 (rozdz. 10), natomiast na rys. 7.27 przedstawiono w postaci wykresów rozkład modułu sprężystości podłużnej (E_{pv}).



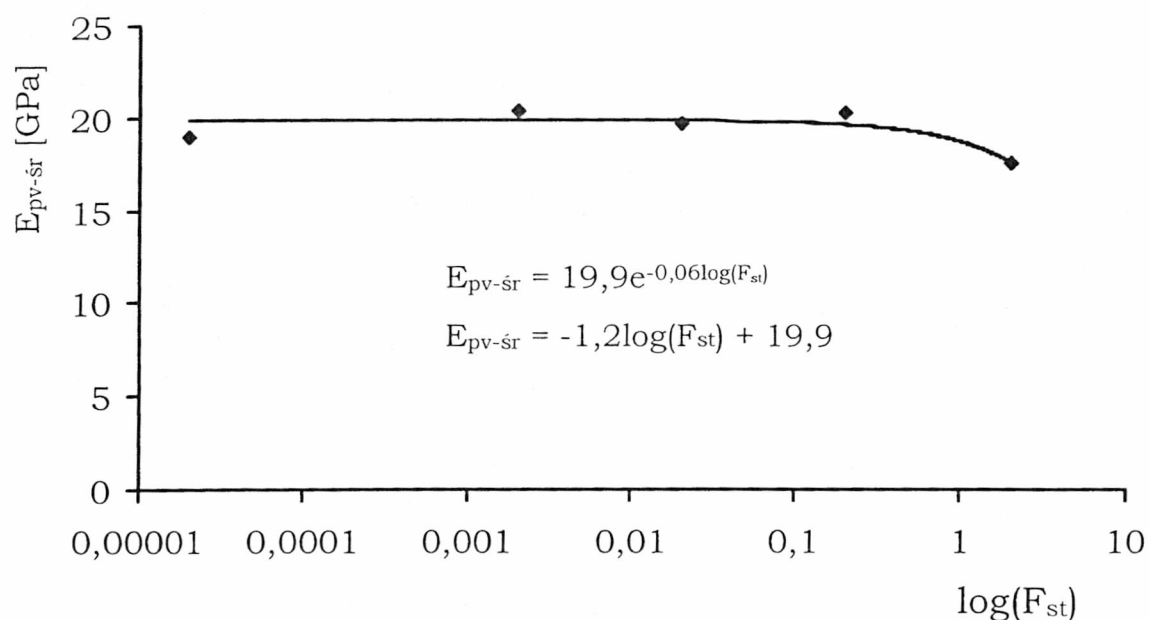
Rys. 7.27 Rozkład modułów Younga E_{pv} tkanki korowej po obwodzie trzonu kości; a) grupa nr 1 – roztwór 0,9% NaCl, b) grupa nr 2 – stężenie roztworu 0,002 mol/dm³ NaF, c) grupa nr 3 – stężenie roztworu 0,02 mol/dm³ NaF, d) grupa nr 4 – stężenie roztworu 0,2 mol/dm³ NaF, e) grupa nr 5 – stężenie roztworu 2 mol/dm³ NaF.

W tabeli 7.12 podano średnie wartości modułu sprężystości podłużnej (E_{pv-sr}), odchylenia standardowe σ i przedział ufności μ dla każdej grupy.

Tabela 7.12 Wartości średnie modułów Younga E_{pv-sr} tkanki korowej, odchylenie standardowe σ oraz przedziały ufności μ

	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
Wartość średnia E_{pv-sr} [GPa]	19,0	20,4	19,6	20,3	17,6
Odchylenie standardowe σ	0,7	1,8	1,8	1,3	1,3
Przedział ufności μ	0,4	1,0	1,0	0,8	0,74

Na rys. 7.28 przedstawiono w postaci wykres zmiany średniej wartości modułu sprężystości podłużnej (E_{pv-sr}) jako funkcję stężenia fluorku sodu. Na wykresie podano również funkcje. Podobnie jak na rys. 7.26 (rozdz. 7.3.4.1), wartości na osi odciętych podano w skali logarytmicznej. Na wykresie przedstawiono także funkcje (wykładnicze - $R^2 = 0,74$ i liniowa - $R^2 = 0,72$) opisujące wpływ stężenia fluoru na wartość modułu Younga.



Rys. 7.28 Średnie wartości modułów sprężystości podłużnej Younga E_{pv-sr} otrzymane dla tkanki korowej o różnym stopniu nasączenia fluorkiem sodu.

7.3.4.3 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Rezultaty jakie otrzymano po przeprowadzeniu pomiarów prędkości rozchodzenia się fali ultradźwiękowej w tkance korowej umożliwiły ocenę i analizę zmian jakościowych wywołanych związkami chemicznymi.

Ocenie i analizie poddano wpływ jaki wywierają roztwory o różnym stężeniu fluorku sodu (tabela) na strukturę kostną w warunkach *in vitro*. Otrzymane wyniki odnoszono do grupy kontrolnej nasączonej 0,9% roztworem soli fizjologicznej (NaCl).

Parametrami, które umożliwiły na ocenę zmian jakościowych i ilościowych były:

- prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej,
- moduł Younga.

Szczegółowe wyniki – dla każdej grupy i próbki – dotyczące wartości prędkości fali ultradźwiękowej i modułu Younga podano w tabelach 10.23 i 10.24 (rozdz. 10).

Średnie wartości prędkości fali ultradźwiękowej podane w tabeli 7.11 wskazują, że:

- wartość przeciętna w grupie kontrolnej wynosiła 3050 m/s,
- w grupach 2, 3 i 4 średnia prędkość wzrosła w stosunku do grupy nr1 odpowiednio o 102 m/s – (3%), 50 m/s – (1,7%), 75 m/s – (2,5%),
- w grupie nr 5 (nasączonej roztworem o największym stężeniu fluorku sodu) stwierdzono spadek prędkości, w stosunku do grupy kontrolnej, o 133 m/s – (4,5%),

Na podstawie wartości średnich modułu Younga, podanych w tabeli 7.12, stwierdzono że:

- wartość w grupie kontrolnej wynosiła 19 GPa,
- w grupach nr 2, 3 i 4 zaobserwowano wzrost wartości średnich (podobnie jak w przypadku prędkości) w stosunku do grupy kontrolnej odpowiedni o 1,4 GPa – (7%), 0,64 GPa – (3,4%), 1,2 GPa – (6,7%),
- w grupie nr 5 wartość przeciętna modułu Younga zmalała o 1,43 GPa – (6,7%) w stosunku do grupy kontrolnej.

Z przedstawionych wyników wynika, że w tkance zbitej nasączonej w warunkach *in vitro* roztworami o małym stężeniu fluorku sodu (grupa nr 2, 3 i 4) następuje wzrost prędkości fali ultradźwiękowej i wartości modułu Younga

w stosunku do grupy nr 1, co było związane z przyrostem gęstości fizycznej tkanki kostnej (rozd. 7.3.3.1). Natomiast w grupie nr 5 zaobserwowano, że wartości prędkości i modułu sprężystości podłużnej były mniejsze niż w grupie kontrolnej, po mimo znacznego wzrostu gęstości fizycznej (rys. 7.23, rozdz. 7.3.3).

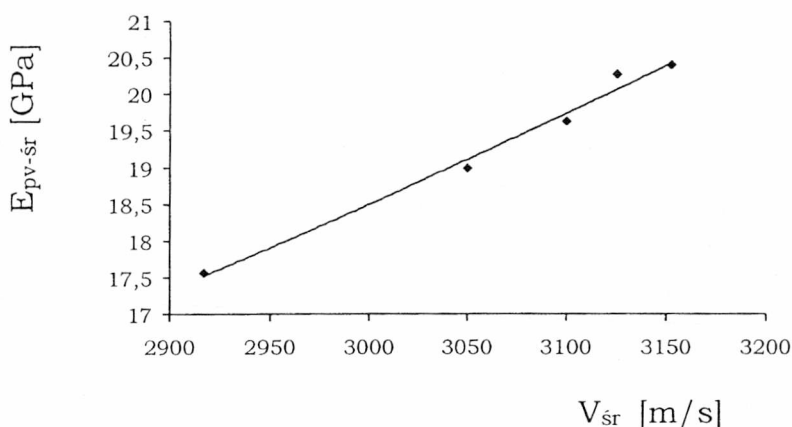
Przypuszczalnie zmniejszenie wartości prędkości fali ultradźwiękowej i modułu Younga z jednoczesnym wzrostem gęstości materiału może być związane z tym, że nadmierny wzrost zawartości fluoru w hydroksyapatycie wywołuje rozluźnienie struktury kości co zwiększa tłumienie fali ultradźwiękowej w warunkach in vitro.

Dla podkreślenia możliwość stosowania metod ultradźwiękowych w badaniach związanych z wpływem pierwiastków chemicznych na zmiany własności materiałowych tkanki kostnej zbitej przeprowadzono wykładniczą i liniową analizę regresji, między własnościami materiałowymi (moduł Younga, prędkości fali ultradźwiękowej) a związkami chemicznymi.

Pomiary z zastosowaniem ultradźwięków oraz otrzymane rezultaty umożliwiły na znalezienie równań opisujących zmiany wartości modułu Younga i prędkości fali ultradźwiękowej jako funkcję stężenia fluorku sodu (rys. 7.27, rozdz. 7.3.4.1; rys. 7.28, rozdz. 7.3.4.2). Podane równania oraz współczynniki korelacji (tabela 7.13) wskazują na dobry związek między wielkościami materiałowymi (moduł Younga i prędkość fali) a oddziaływaniem związków chemicznych (roztworów o różnym stężeniu fluorku sodu) na zmiany jakościowe struktury kostnej w warunkach in vitro. Zaobserwowano również, że korelacja między średnimi wartościami modułu Younga i prędkością fali ultradźwiękowej (rys. 7.29) była bardzo dobra (tabela 7.13).

Tabela 7.13 Rodzaj funkcji i odchylenia kwadratowe R^2 dla wykładniczej i liniowej regresji

Funkcja		Odchylenie kwadratowe R^2	
Wykładnicza	Liniowa		
$E_{pv-śr} = 19,9e^{-0,06\log(Fst)}$	$E_{pv-śr} = -1,2\log(Fst) + 19,9$	0,74	0,72
$V_{śr} = 3111e^{-0,032\log(Fst)}$	$V_{śr} = -95,5\log(Fst) + 3111$	0,81	0,82
$E_{pv-śr} = 0,0012e^{0,0007V_{p,śr}}$	$E_{pv-śr} = 0,012V_{p-śr} - 18,5$	0,99	0,98



Rys. 7.29 Zależność między średnimi wartościami modułu Younga a prędkością fali ultradźwiękowej.

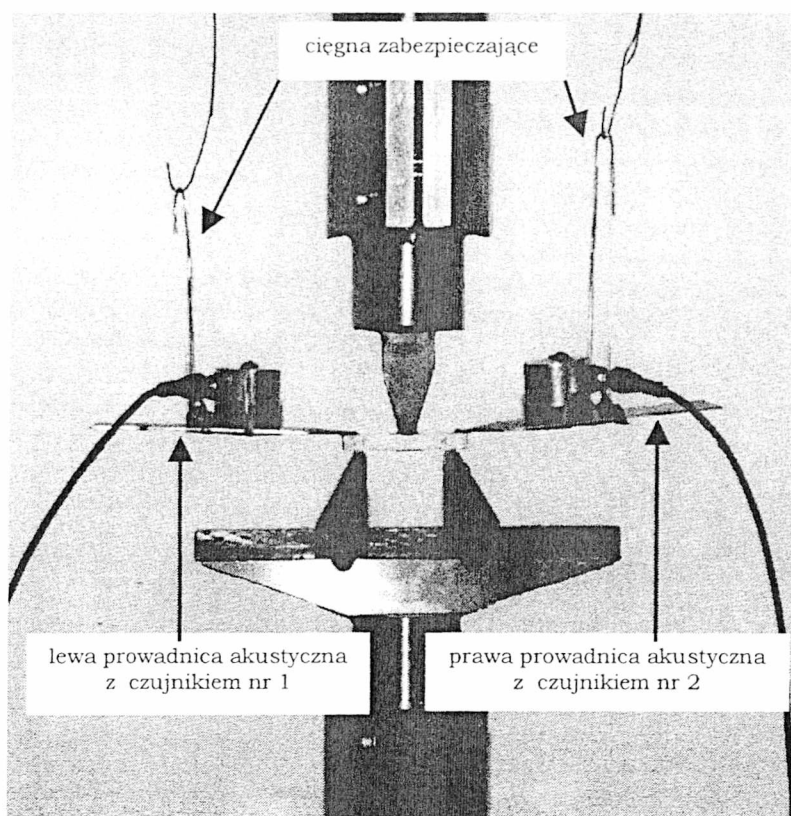
W podsumowaniu należy stwierdzić, że

- fluor w niewielkim stężeniu (do $0,2 \text{ mol/dm}^3$) ma pozytywny wpływ na strukturę kostną, podnosząc wartość prędkości fali ultradźwiękowej a przede wszystkim wartość modułu Younga,
- jednak przekroczenie granicznego stężenia fluorku sodu (ponad $0,2 \text{ mol/dm}^3$) powoduje zmniejszenie wartości zarówno prędkości jak i modułu sprężystości podłużnej pomimo wyraźnego wzrostu gęstości fizycznej (rozdz. 7.3.3) – czyli wzrost gęstości materiału nie koniecznie musi iść w parze z wzrostem jego jakości, jak sugeruje literatura (*Schaffler et al. 1988; Hodgkinson et al. 1992*),
- zmniejszenie prędkości fali ultradźwiękowej w tkance kostnej „modyfikowanej” fluorem (przed wszystkim grupa nr 5) koreluje z wynikami badań *Ashmana i Rho (1988)*, którzy wykazali że prędkość jest w istotny sposób zależna od struktury kości,
- podane zależności dobrze opisują zmiany jakościowe tkanki zbitej związane z różnym stężeniem fluorku sodu w warunkach *in vitro*. Być może w przyszłości będzie możliwe opracowanie podobnych zależności dla warunków *in vivo*.

Podane wyniki i wnioski mogą być istotne dla lekarzy zajmujących się diagnostyką i leczeniem osteoporozy oraz uzupełnić obserwacje kliniczne związane z negatywnym wpływem środowiska naturalnego na zmiany zwyrodnieniowe tkanki kostnej.

7.3.5 BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWO - AKUSTYCZNE

Badania wytrzymałościowe przeprowadzono na maszynie typu MTS 858.02 MINI BIONIX równocześnie z rejestracją zdarzeń emisji akustycznej. Podobnie jak w badaniach wstępnych wykorzystano układ do zginania trójpunktowego. W przeprowadzonych badaniach wytrzymałościowo-akustycznych rozstaw podpór wynosił $L_p = 41,5$ mm. Podstawowe parametry związane z pomiarami wytrzymałościowymi tj. prędkość dojazdu siłownika do próbki, prędkość przesuwu siłownika w trakcie obciążania oraz wartość siły przy której zerowano przemieszczenie podano w rozdz. 7.2.3. Do rejestracji zdarzeń akustycznych wykorzystano urządzenie firmy Vallen oraz dwa czujniki typu SE – 150, które były umieszczone symetrycznie po obu stronach próbki za pośrednictwem przewodnic akustycznych. Schemat stanowiska badawczego przedstawiono na rys. 7.30.



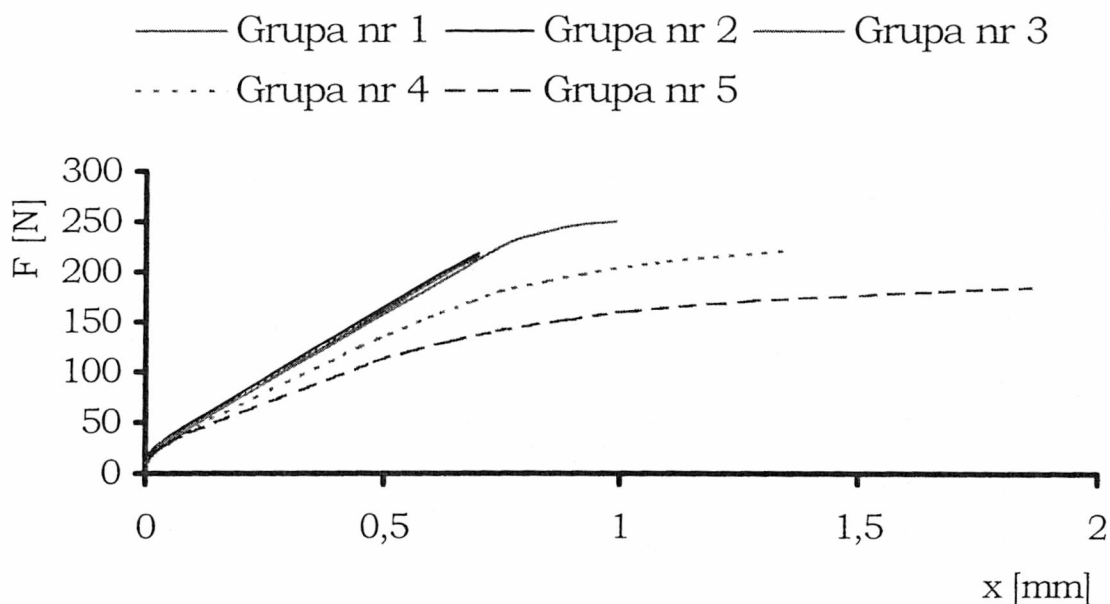
Rys. 7.30 Stanowisko pomiarowe wykorzystane do badań wytrzymałościowych i rejestracji zdarzeń emisji akustycznej

Przed każdym badaniem wytrzymałościowym i rejestracją zdarzeń akustycznych wykonywano test ołówkowy (około 5 mm na lewo od stopki siłownika) przy obciążeniu 10 N.

Wszystkie próbki, na których przeprowadzono pomiary wytrzymałościowo - akustyczne, były obciążane na tym samym kierunku tzn. prostopadle do osi długiej kości w taki sposób aby zwrot siły był skierowany do środka przekroju poprzecznego trzonu. Pomiary prowadzono aż do zniszczenia materiału. W celu ochrony czujników przed uderzeniem o maszynę w chwili zniszczenia próbki lub odklejenia się jednej z prowadnic akustycznych do każdego falowodu mocowano cięgna (rys. 7.32). Ponieważ cięgna były połączone z falowodem „bezystykowo” za pośrednictwem elementu sprężystego, to taki sposób połączenia zabezpieczał przed dodatkowym obciążeniem próbki. Sposób mocowania falowodów do próbek podano w rozdz. 7.2.3.1

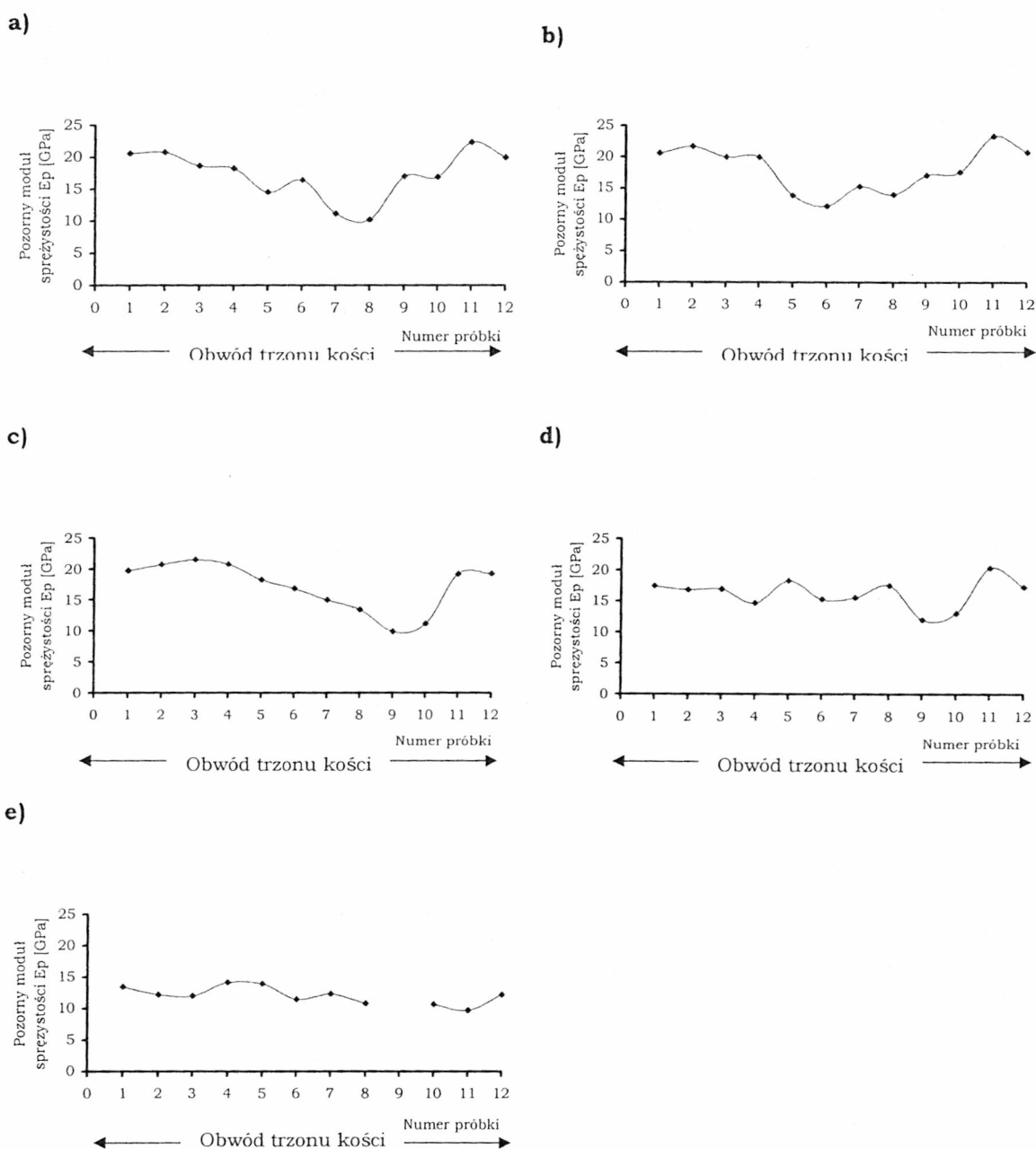
7.3.5.1 BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWE

Na rys. 7.31 przedstawiono charakterystyczne wykresy $F=f(x)$ jakie otrzymano na podstawie przeprowadzonych badań wytrzymałościowych dla tkanki zbitiej nasączonej w 0,9% roztworze soli fizjologicznej (grupa nr 1) oraz fluorkiem sodu o różnym stężeniu (tabela 7.8, rozdz. 7.3.1)



Rys. 7.31 Wykresy funkcji $F=f(x)$ tkanki kostnej zbitiej w zależności od grupy (rodzaju i stężenia roztworu).

Na podstawie przeprowadzonych badań wytrzymałościowych wyznaczono wartość pozornego modułu sprężystości podłużnej Younga E_p korzystając z równania 3.2 (rozdz. 3.2). Rezultaty otrzymane na podstawie obliczeń przedstawiono w tabelach 10.25 (rozdz. 10). Na rys. 7.32 przedstawiono w sposób graficzny rozkład pozornego modułu Younga E_p po obwodzie trzonu kości.



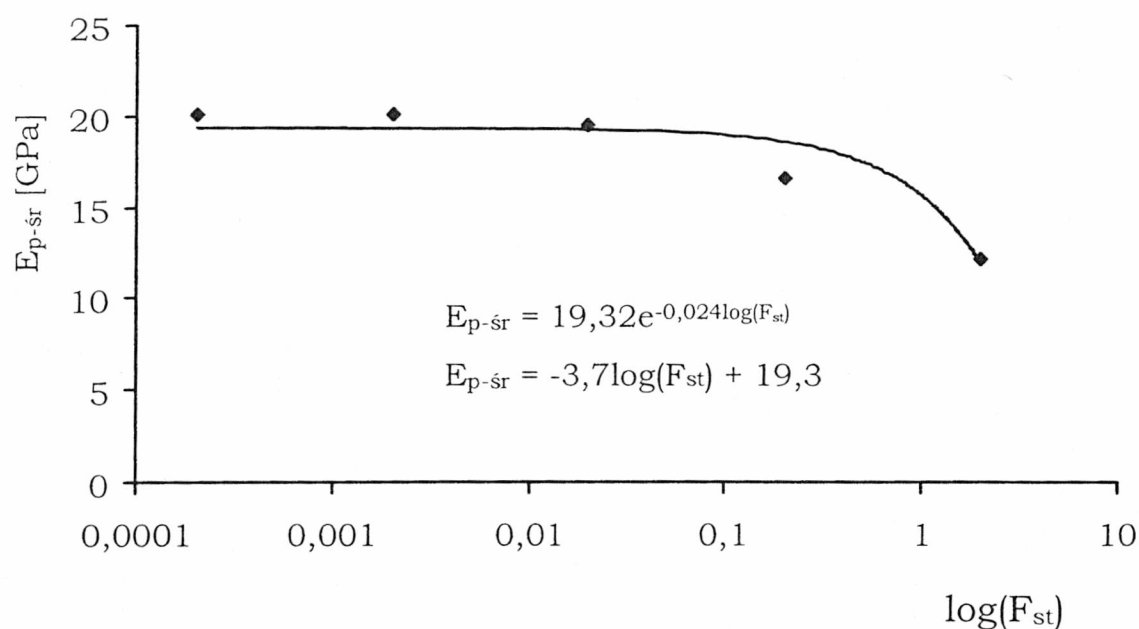
Rys. 7.32 Rozkład pozornego modułu sprężystości podłużnej Younga E_p po obwodzie trzonu kości.

W tabeli 7.14 podano średnie wartości pozornego modułu Younga $E_{p-śr}$, odchylenie standardowe σ oraz przedział ufności μ dla pięciu grup materiałowych.

Tabela 7.14 Wartości średnie pozornego modułu Younga $E_{p-śr}$, odchylenie standardowe σ , przedziały ufności μ

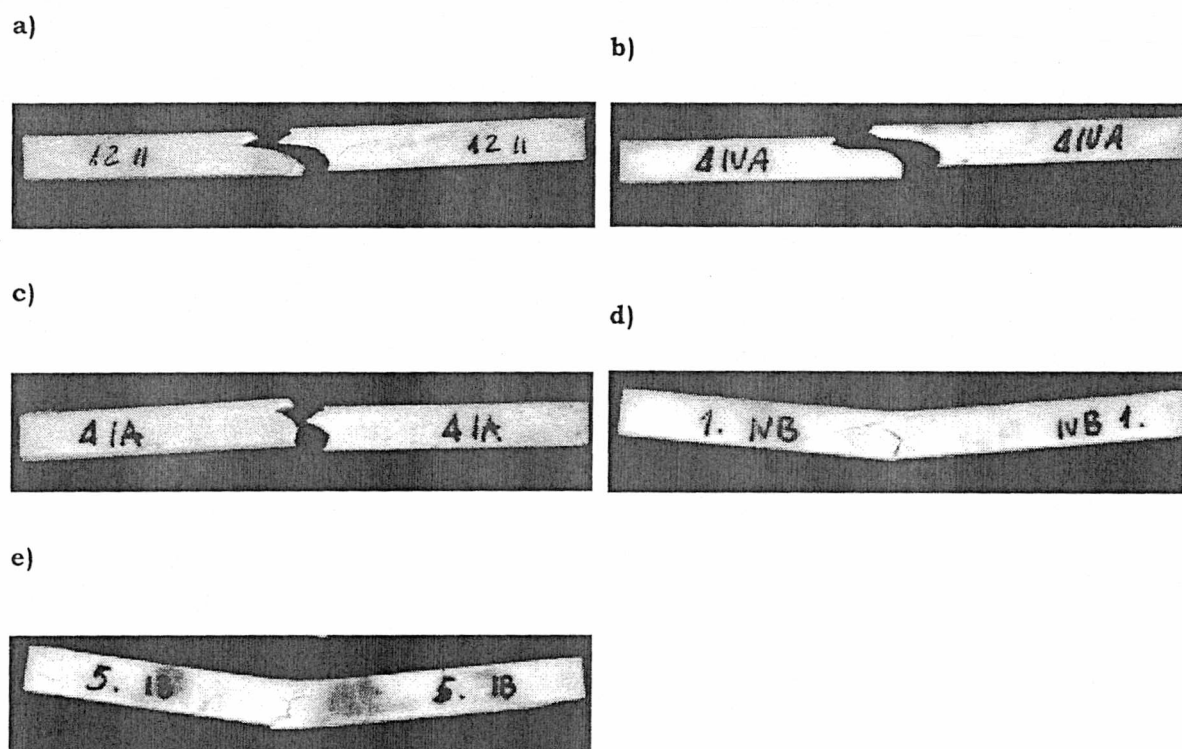
	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
Wartość średnia $E_{p-śr}$ [GPa]	20,1	20,1	19,5	16,6	12,1
Odchylenie standardowe σ	1,5	2,0	1,5	1,9	1,4
Przedział ufności μ	0,85	1,15	0,85	1,1	0,8

Na rys. 7.33 przedstawiono w postaci wykres zmiany średniej wartości pozornego modułu Younga $E_{p-śr}$ jako funkcję stężenia fluorku sodu. Podobnie jak to miało miejsce w badaniach ultradźwiękowych (rozdz. 7.3.4), oś odciętych jest w skali logarytmicznej. Podano również funkcje (wykładnicza - $R^2 = 0,92$ i liniowa - $R^2 = 0,89$) według których można ocenić wpływ fluorku sodu na wartość pozornego modułu sprężystości podłużnej.



Rys. 7.33 Zmiana średniej wartości pozornego modułu sprężystości podłużnej Younga $E_{p-śr}$

Na rys. 7.34 przedstawiono charakterystyczne przełomy próbek reprezentujące odpowiednią grupę (rodzaj i stężenie roztworu) jakie otrzymano po przeprowadzeniu badań wytrzymałościowych wykorzystujących ideę zginania trójpunktowego. Zdjęcia przełomów wszystkich próbek, odpowiednio dla każdej grupy, podano na rys. 10.1÷5 (rozdz. 10).



Rys. 7.34 Charakterystyczne przełomy próbek jakie otrzymano po badaniach wytrzymałościowo-akustycznych; a) grupa nr 1 – roztwór 0,9% NaCl, b) grupa nr 2 – stężenie roztworu 0,002 mol/dm³ NaF, c) grupa nr 3 – stężenie roztworu 0,02 mol/dm³ NaF, d) grupa nr 4 – stężenie roztworu 0,2 mol/dm³ NaF, e) grupa nr 5 – stężenie roztworu 2 mol/dm³ NaF.

7.3.5.2 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Przeprowadzone badania wytrzymałościowe, w których wykorzystano schemat zginania trójpunktowego, umożliwiły na ocenę zmian jakościowych tkanki korowej wywołanych roztworami o różnym stężeniu fluorku sodu. Parametrem, który służył do oceny zmian jakościowych struktury kostnej, była wartości pozornego modułu Younga.

Pierwszą istotną różnicą – związaną z fluorkiem sodu – jaką zauważono był odmienny sposób zachowywania się próbek z grupy nr 4 i 5 w trakcie procesu obciążania (rys. 7.31, rozdz. 7.3.5.1)).

Analizując wykresy funkcji $F = f(x)$ otrzymane po stwierdzono że:

- w grupie nr 1 i 2 zależność miała podobny liniowy charakter (bez widocznych zmian związanych z przejściem z zakresu sprężystego do sprężysto – plastycznego), aż do zniszczenia tj. $F = 200$ N przy ugięciu 0,6 mm. Próbki pękały w sposób katastroficzny, a otrzymane wyniki wskazują na cechy materiału kruchego (rys. 7.36a i b, rozdz. 7.3.5.1),
- w grupie nr 3 zaobserwowano, że przy obciążeniu około $F = 150$ N, nastąpiło przejście materiału do stanu sprężysto – plastycznego. Ostateczne zniszczenie miało miejsca przy obciążeniu $F = 250$ N, przy ugięciu 0,9 mm. Podobnie jak w grupie nr 1 i 2 otrzymane przełomy były typowym złomem kruchym (rys. 7.36c, rozdz. 7.3.5.1)
- w grupie nr 4 i 5 przebieg funkcji miał wyraźnie odmienny charakter w stosunku do pozostałych. Zauważono, że wykres w zakresie liniowym miał mniejsze nachylenie do osi odciętych. Liniowy przebieg kończył się w grupie nr 4 przy obciążeniu $F = 110$ N, natomiast w grupie nr 5 przy $F = 100$ N. Dalszy przebieg wskazywał na znaczący wzrost sprężysto – plastycznego zachowania się tkanki zbitej, aż do zniszczenia, przy ugięciu w grupie nr 4 1,3 mm a grupie nr 1,8 mm. Cechą charakterystyczną materiałów z grupy nr 4 i 5 było to, że nie pękały do końca. Otrzymane przełomy swoim wyglądem przypominały pęknięcia materiałów włóknistych (kompozyt zbrojony jednokierunkowo) podczas zginania trójpunktowego (rys. 7.5, rozdz. 7.2.3.2), z tą różnicą, że w kości pęknięcie było inicjowane po stronie rozciąganej a przegub plastyczny pojawiał się po stronie ściskanej. Na wysokości warstwy obojętnej można było zauważyć typowe, dla tych grup, rozdarcie materiału.

Jak podano wyżej wielkością, która służyła do oceny zmian jakościowych tkanki zbitej był pozorny moduł Younga. Na podstawie wartości średnich (tabela 7.15, rozdz. 7.3.5.1), typowych dla danej grupy, stwierdzono że:

- w grupie nr 1 i 2 wartości były takie same tzn. 20,1 GPa,
- w grupach nr 3, 4 i 5 zauważono tendencję spadkową wartości pozornego modułu sprężystości podłużnej w stosunku do grupy kontrolnej (grupa nr 1), odpowiednio o 0,6 GPa – (3%), 3,5 GPa – (18%), a w grupie nr 5 aż o 8 GPa – (40%).

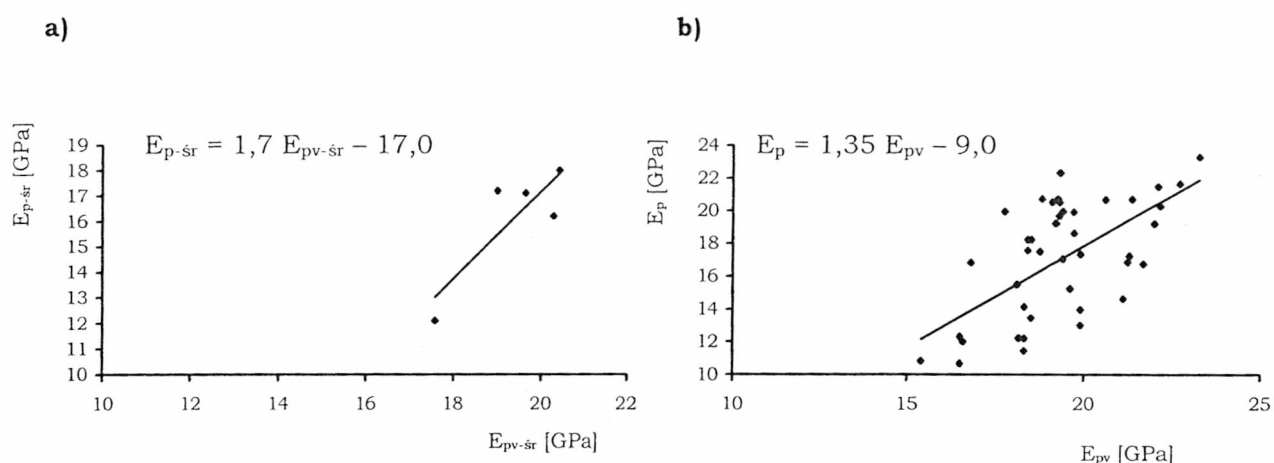
Wyznaczone wartości pozornego modułu Younga (wartości średnie) dały podstawy do przedstawienia funkcji (tabela 7.15), które mogą być wykorzystane do opisu zmian własności materiałowych tkanki kostnej zbitej, w warunkach in

vitro, po wpływie fluorku sodu. Współczynniki korelacji (R^2), dla równania liniowego i wykładniczego, świadczą o bardzo dobrym dopasowaniu do wyników badań doświadczalnych (rys.7.33 , rozdz. 7.3.5.1).

Tabela 7.15 Rodzaj funkcji i odchylenie kwadratowe R^2

Funkcja		Odchylenie kwadratowe R^2	
Wykładnicza	Liniowa		
$E_{p-śr} = 19,32e^{-0,0241\log(F_{st})}$	$E_{p-śr} = -3,7\log(F_{st}) + 19,3$	0,89	0,92

Wyniki jakie otrzymano na podstawie badań ultradźwiękowych i wytrzymałościowych umożliwiły na znalezienie związku między wartościami modułów Younga. Na podstawie liniowej analizy regresji stwierdzono, że korelacja całościowa (rys. 7.35b) - uwzględniająca wszystkie wartości modułów Younga, niezależnie od grupy - była przeciętna ($R^2 = 0,4$). Jednak przeprowadzona analiza statystyczna (test F Fishera – Snedecora, tabela 10.26, rozdz. 10) wykazała, że odpowiednie wartości modułów (dla danej próbki) mogą być ze sobą porównywane. W przypadku związku między wartościami średnimi (rys. 7.35a) okazało się, że korelacja była znacznie lepsza ($R^2 = 0,71$).



Rys. 7.35 Wykresy przedstawiające zależność pozornego modułu Younga (E_p) jako funkcję modułu Younga (E_{pv}) wyznaczonego na podstawie pomiarów ultradźwiękowych: a) na podstawie wartości średnich, b) korelacja całościowa

Podsumowując, otrzymane wyniki należy stwierdzić że:

- tkanka zbita nasączona $0,002 \text{ mol/dm}^3$ (grupa nr 2) roztworem fluorku sodu, nie wykazała żadnych istotnych zmian w wartościach pozornego modułu

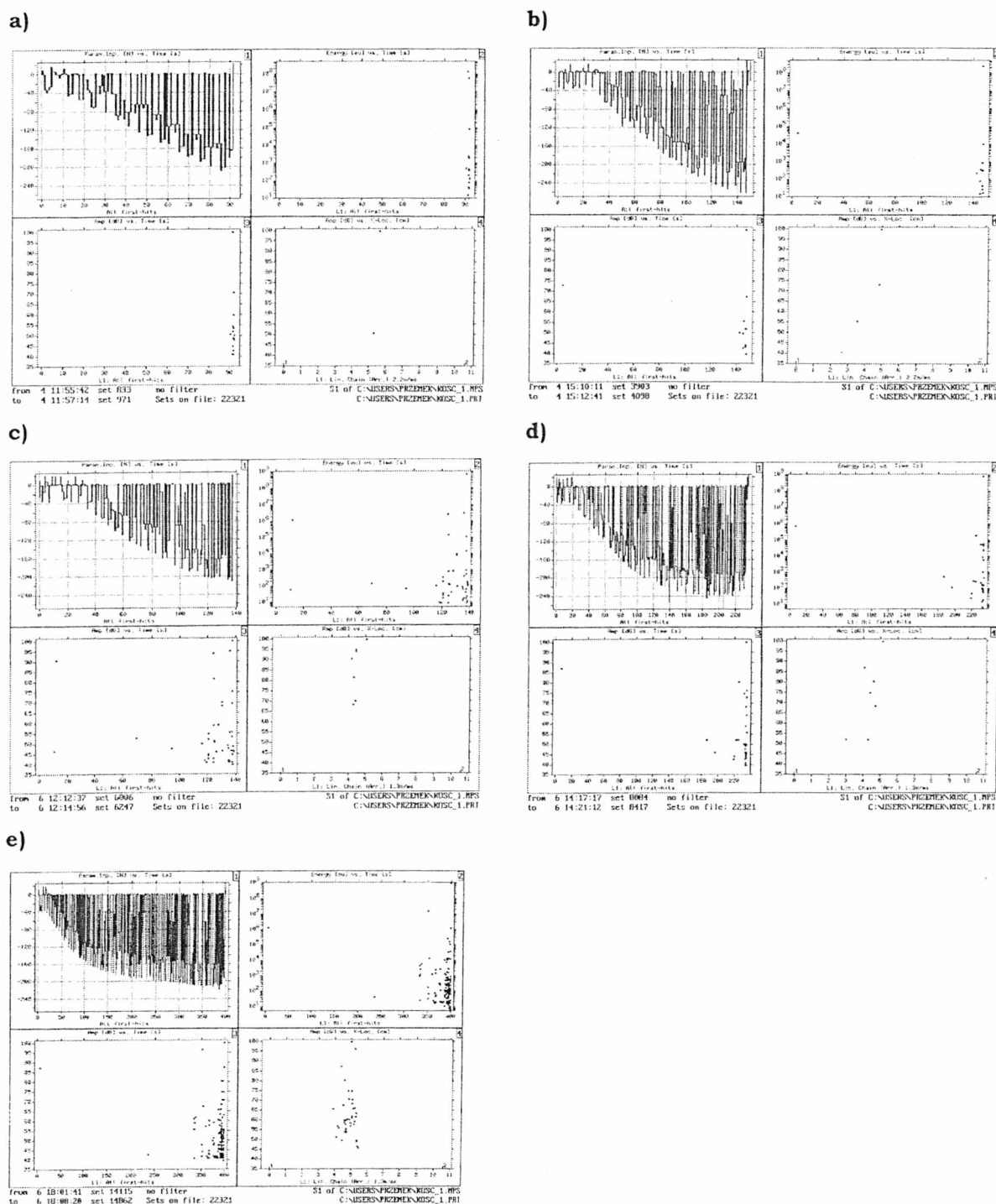
- Younga oraz w przebiegu funkcji $F = f(x)$ (aż do zniszczenia) w stosunku do grupy kontrolnej (grupa nr 1),
- nasączenie tkanki korowej $0,02 \text{ mol/dm}^3$ (grupa nr 3) roztworem fluorku sodu wiązało się ze zmniejszeniem wartości pozornego modułu Younga oraz zmianą przebiegu funkcji $F = f(x)$ (pojawił się obszar sprężysto – plastyczny). Charakter zaobserwowanych przełomów był podobny do tych jakie otrzymano w grupie nr 1 i 2,
 - w przypadku próbek z grupy nr 4 i 5, które nasączano roztworami fluorku sodu o stężeniu przekraczającym $0,02 \text{ mol/dm}^3$ (tabela 7.8, rozdz. 7.3.1), zaobserwowano że funkcja $F = f(x)$ w zakresie liniowym miała mniejsze nachylenie (zmniejsza się sztywność F/x , a tym samym wartość pozornego modułu Younga), natomiast po przejściu w obszar sprężysto – plastyczny materiał wykazywał większą ciągliwość zwłaszcza w odniesieniu do grupy kontrolnej (rys. 7.31, rozdz. 7.3.5.1). Przełomy jakie otrzymano dla próbek z grupy nr 4 i 5 swoim charakterem były zbliżone do pękania materiałów włóknistych, a więc odmiennie niż w grupach nr 1, 2 i 3. (rys. 10.1÷5, rozdz. 10),
 - korelacja (rys. 7.35) między wartościami modułów Younga, otrzymanymi na podstawie pomiarów ultradźwiękowych i badań wytrzymałościowych, okazała się niska. Prawdopodobnie przyczyną było to, że w badaniach wytrzymałościowych wykorzystano zginanie trójpunktowe. Jednak analiza statystyczna wykazała, że rezultaty (moduł Younga) można między sobą porównywać.

Otrzymane wyniki badań wytrzymałościowych i podane spostrzeżenia wskazują na odmienny charakter funkcji $F=f(x)$ i sposób pękania oraz na zmniejszenie własności mechanicznych tkanki kostnej „modyfikowanej” fluorkiem sodu.

Zarówno, niższe wartości pozornego modułu Younga, inny mechanizm pękania oraz wzrost ciągliwości (pojawienie się obszarów sprężysto – plastycznych) mogą mieć istotne znaczenie dla bioinżynierów zajmujących się projektowaniem materiałów np. ceramicznych lub kompozytowych wykorzystywanych w produkcji urządzeń ortopedycznych. Ponieważ może się okazać, że stosowanie przez lekarzy ortopedów ogólnodostępnych protez np. stawu biodrowego lub kolanowego, osadzanych w zniszczonej, przez związki fluoru, tkance kostnej nie będzie zapewniać odpowiedniej współpracy między kością a trzpieniem endoprotezy.

7.3.5.3 BADANIA Z ZASTOSOWANIEM EMISJI AKUSTYCZNEJ

Na rys. 7.38 przedstawiono charakterystyczne wykresy, reprezentujące odpowiednie grupy materiałów, otrzymane na podstawie prowadzonej rejestracji zdarzeń akustycznych (EA) podczas badań wytrzymałościowych.



Rys. 7.38 Zestawy charakterystycznych wykresy otrzymanych po badaniach EA; a) grupa nr 1 – roztwór 0,9% NaCl, b) grupa nr 2 – stężenie roztworu 0,002 mol/dm³ NaF, c) grupa nr 3 – stężenie roztworu 0,02 mol/dm³ NaF, d) grupa nr 4 – stężenie roztworu 0,2 mol/dm³ NaF, e) grupa nr 5 – stężenie roztworu 2 mol/dm³ NaF.

Na każdym z przedstawionych zestawów (rys. 7.38) podano następujące wartości: zmianę siły w czasie $F = f(t)$ np. a)-1, energię zdarzeń akustycznych jako funkcję czasu $E_A = f(t)$ np. a)-2, amplitudę zdarzenia akustycznego jako funkcję czasu $Amp = f(t)$ np. a)-3, lokalizację zdarzeń akustycznych na długości pomiarowej $Amp = f(L_p)$ np. a)-4.

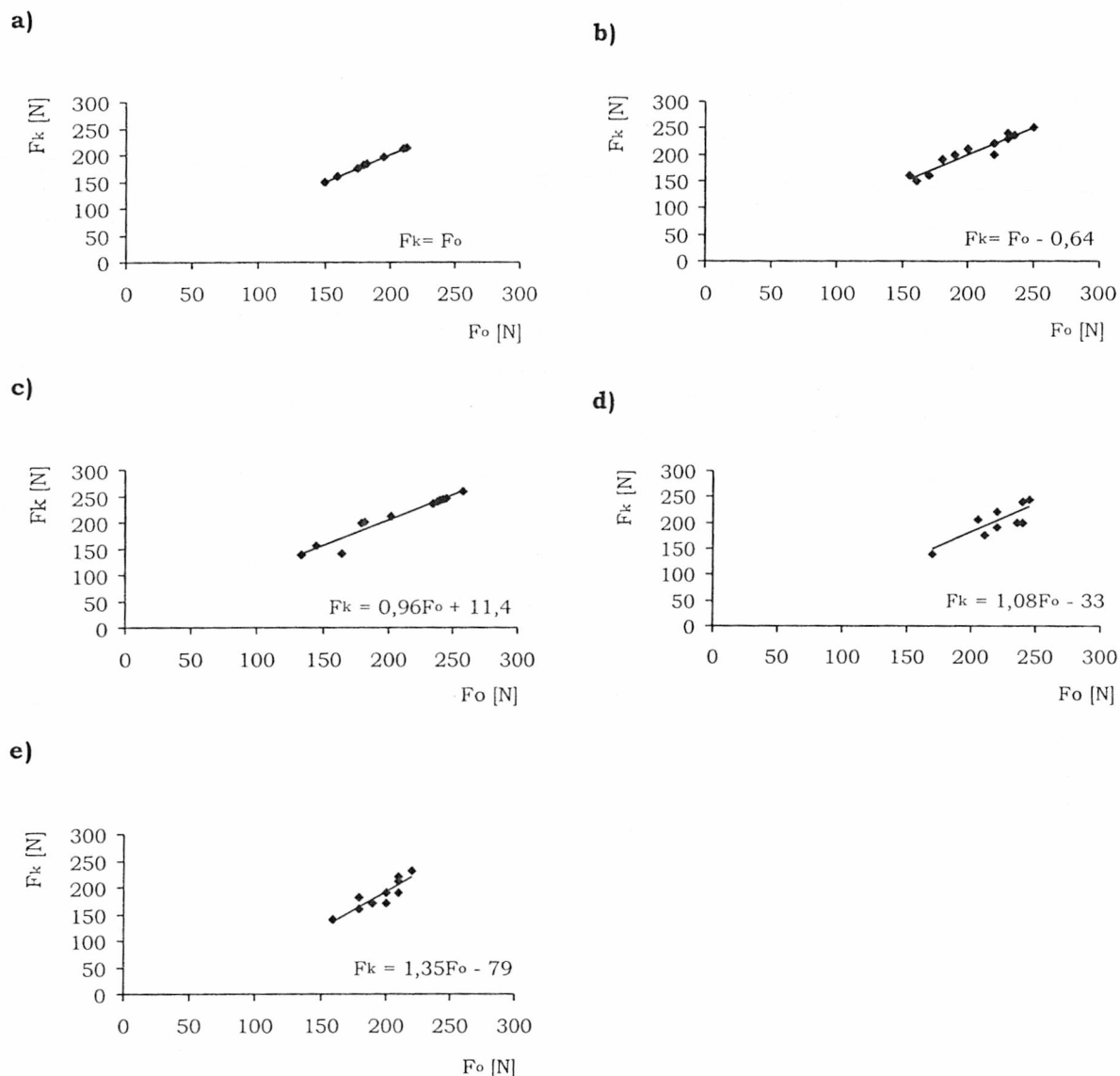
Na podstawie danych (siła, amplituda, energia) jakie otrzymano po przeprowadzeniu badań z zastosowaniem emisji akustycznej podano wartości, siły F_0 , amplitudy i energii, które były związane z pierwszym istotnym zdarzeniem akustycznym oraz wartości siły F_k , amplitudy i energii odpowiadające zniszczeniu materiału.

W tabeli 7.17 podano wartości parametru F_0/F_k (stosunek wartości siły przy której pojawił się pierwszy znaczący impuls akustyczny do siły odpowiadającej zniszczeniu materiału). Siła F_0 została wyznaczona na podstawie wykresów $Amp = f(L_p)$, $Amp = f(t)$ i $E_A = f(t)$ a następnie z wykresu $F = f(t)$.

Tabela 7.17 Wartości parametru F_0/F_k otrzymane na podstawie badań z zastosowaniem emisji akustycznej

Numer próbki	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
	F_0/F_k	F_0/F_k	F_0/F_k	F_0/F_k	F_0/F_k
1	1	1,10	1,00	1,20	1,00
2	1	0,96	1,00	1,00	1,05
3	1	1,00	1,00	1,16	0,95
4	1	1,00	1,00	1,00	0,96
5	1	0,95	0,96	-	1,11
6	1	1,07	0,91	1,00	1,00
7	-	1,06	0,91	1,20	1,12
8	-	0,97	1,18	1,18	1,14
9	1	0,95	0,97	1,21	1,13
10	1	0,95	0,93	1,00	1,13
11	1	1,00	1,00	1,00	1,14
12	1	1,00	1,00	1,00	1,18

Na rys. 7.39 przedstawiono wykresy funkcji $F_k = f(F_0)$ oraz jej postać analityczną dla każdej grupy materiałowej.



Rys. 7.39 Wykresy funkcji $F_k = f(F_0)$ dla poszczególnych grup materiałów; a) grupa nr 1 – roztwór 0,9% NaCl, b) grupa nr 2 – stężenie roztworu 0,002 mol/dm³ NaF, c) grupa nr 3 – stężenie roztworu 0,02 mol/dm³ NaF, d) grupa nr 4 – stężenie roztworu 0,2 mol/dm³ NaF, e) grupa nr 5 – stężenie roztworu 2 mol/dm³ NaF.

7.3.5.4 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Zastosowanie emisji akustycznej w przeprowadzonych badaniach doświadczalnych pozwoliło na ocenę zmian jakościowych tkanki kostnej nasączonej związkami chemicznymi w warunkach in vitro.

Podstawowymi parametrami, które służyły do oceny zmian jakości struktury kostnej były:

- obciążenie progowe F_0 – obciążenie przy którym pojawiły się pierwsze sygnały akustyczne,
- obciążenie niszczące F_k
- stosunek F_0 / F_k
- funkcja $F_k = F_0 a + b$.

Dodatkowo dla każdej wartości F_k i F_0 wyznaczono energię i amplitudy zdarzeń akustycznych.

Rejestracja zdarzeń akustycznych została przeprowadzona równocześnie z badaniami wytrzymałościowymi, w których wykorzystano ideę zginania trójpunktowego.

- na podstawie analizy danych doświadczalnych (amplituda, energia i F_0 / F_k) stwierdzono że,
- w grupie nr 1 nie wystąpiły żadne impulsy akustyczne, aż do końcowego zniszczenia. Wartość F_0 była równa F_k tzn. $F_0 / F_k = 1$. Ostateczne zniszczenie charakteryzowało się $Amp = 100$ dB i energią $9 \cdot 10^7$ eu. Podobne efekty zauważono w grupie nr 2 tzn. $F_0 / F_k = 1$, $Amp = 100$ db i $9 \cdot 10^7$ eu.
- w grupie nr 3 zaobserwowano pierwsze zdarzenia akustyczne, które pojawiły się przed ostatecznym pęknięciem próbek. Jednak dotyczyło to tylko trzech próbek tj. 3, 5 i 6. Amplitudy pierwszych impulsów miały następujące wartości – odpowiedni – 65 db, 80 db i 98 db, $5 \cdot 10^8$ eu, $1 \cdot 10^5$ eu i $1 \cdot 10^7$ eu, natomiast F_0 / F_k wynosił 1, 0,96 i 0,91. W pozostałych próbkach pojawiły się tylko zdarzenia związane z końcowym pęknięciem. Ich amplitudy i energie wynosiły średnio $Amp = 100$ db i $6 \cdot 10^8 \div 1 \cdot 10^9$ eu. Wartość parametru wynosiła $F_0 / F_k = 1$.
- w grupie nr 4 zauważono prawie w wszystkich próbkach wcześniejsze zdarzenia akustyczne. Amplitudy pierwszych impulsów wynosiły $Amp = 52 \div 82$ db, natomiast energie $2 \cdot 10^2 \div 4 \cdot 10^5$ eu. Ostateczne zniszczenia charakteryzowały się $Amp = 100$ db i energią $3 \cdot 10^8 \div 9 \cdot 10^8$ eu. W przypadku próbki nr 8 odpowiedni 88 db i $3 \cdot 10^5$ eu. W próbkach nr 4 i 6 nie zaobserwowano wcześniejszych zdarzeń akustycznych. Średnia wartość parametru w całej grupie $F_0 / F_k = 1,1$.
- w grupie nr 5, w przeciwieństwie do pozostałych grup, a przede wszystkim do grupy nr 1 i 2, zaobserwowano bardzo dużą ilość zdarzeń akustycznych, które pojawiły się przed ostatecznym pęknięciem. We wszystkich próbkach

było możliwe określenie obciążenia F_0 i związanej z nim amplitudy i energii. Amplitudy pierwszych zdarzeń wynosiły $57 \div 83$ db a energia $5 \cdot 10^2 \div 1 \cdot 10^5$ eu. Ostateczne zniszczenie pojawiło się przy $Amp = 100$ db i energii $2 \cdot 10^8 \div 7 \cdot 10^8$ eu. W przypadku próbek nr 1, 4 i 12 amplitudy i energii wynosiła odpowiednio $Amp = 90, 90$ i 87 db i energii $6 \cdot 10^5, 8 \cdot 10^5, 5 \cdot 10^5$ eu.

Analiza otrzymanych funkcji ($F_k = F_0 a + b$) wskazuje, że wartości parametrów a i b (stałe charakterystyczne dla danej grupy próbek) były różne w poszczególnych grupach tj.

- grupa nr 1 - $a = 1, b = 0$
- grupa nr 2 - $a = 0,82, b = 42,7$
- grupa nr 3 - $a = 0,75, b = 60$
- grupa nr 4 - $a = 1,08, b = -33$
- grupa nr 5 - $a = 1,35, b = -79$

Podsumowując przedstawione wyniki stwierdzono że,

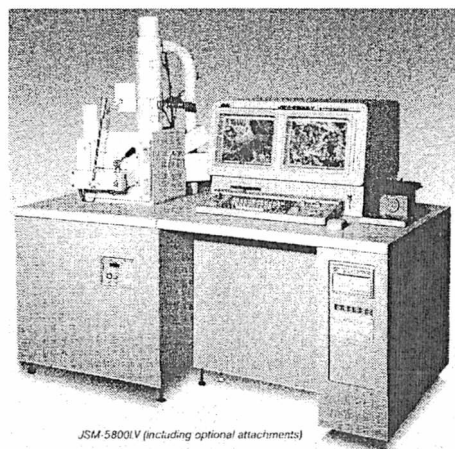
- nie pojawiły się żadne zdarzenia akustyczne związane z przejściem ze stanu sprężystego do sprężysto – plastycznego, zwłaszcza w grupie nr 4 i 5. przedstawione zjawisko było zaskoczeniem ponieważ sądzono że, pojawiają się jakiegokolwiek impulsy nie zależnie od grupy – na co wskazywały wyniki badań rozpoznawczych.
- duża ilość zdarzeń akustycznych zaobserwowanych, przed końcowym pęknięciem, w grupie nr 4 i 5 może wskazywać na:
 - mikropęknięcia związane ze wzrostem ciśnienia porowego,
 - pękanie włókien kolagenowych, lub ich wzajemne przemieszczanie spowodowane znacznymi odkształceniami sprężysto – plastycznymi
 - pękaniem ziaren hydroksyapatytu pod wpływem nagromadzenia się dużej ilości defektów sieciowych,
 - rozdzielenie płytek fluorowanego hydroksapatytu od substancji poza kolagenowych
- jednak precyzyjne powiązanie zdarzeń akustycznych z przedstawionymi przyczynami nie było możliwe, na podstawie przeprowadzonych badań
- otrzymane wartości współczynników a i b były różne dla każdej grupy, a ich sens fizyczny wymaga wyjaśnienia w dalszych badaniach. Wartości były prawdopodobnie związane z rozrzutami parametru F_0/F_k zwłaszcza w grupie nr 4 i 5. Jednak otrzymane rezultaty w postaci funkcji $F_k = F_0 a + b$ i sto-

sunek F_0/ F_k mogą być w przyszłości podstawą do opracowania metod umożliwiających prognozowanie zachowania się struktury kostnej pod wpływem związków chemicznych.

Można uznać, że zastosowanie emisji akustycznej w badaniach struktur kostnych, w warunkach *in vitro*, potwierdziło różnice między grupami o różnym stopniu modyfikacji fluorkiem sodu. Jednak zaobserwowane zdarzenia akustyczne (pierwsze istotne zdarzenie) pojawiły się znacznie później niż się spodziewano. Być może zastosowanie innego sposobu mocowania mikrofonów do próbek (np. bezpośredni na próbce) ale już o zwiększonej czułości oraz przeprowadzenie innej próby wytrzymałościowej mogłoby potwierdzić lub zaprzeczyć uzyskane wyniki.

7.3.6 BADANIA MIKROSKOPOWE

Obserwacje mikroskopowe przełomów tkanki kostnej i udziałów atomowych [%] fluoru prowadzono na mikroskopie skaningowym (rys. 7.40) i za pomocą rentgenowskiej.



Rys. 7.40 Mikroskop skaningowy.

Dla zapewnienia odpowiedniej jakości przełomów otrzymanych po badaniach wytrzymałościowych próbki były moczone w acetonie przez dwa dni (aceton usuwa niektóre związki organiczne i osusza tkankę kostną zachowując jej strukturę nieorganiczną) a następnie suszone w temperaturze pokojowej.

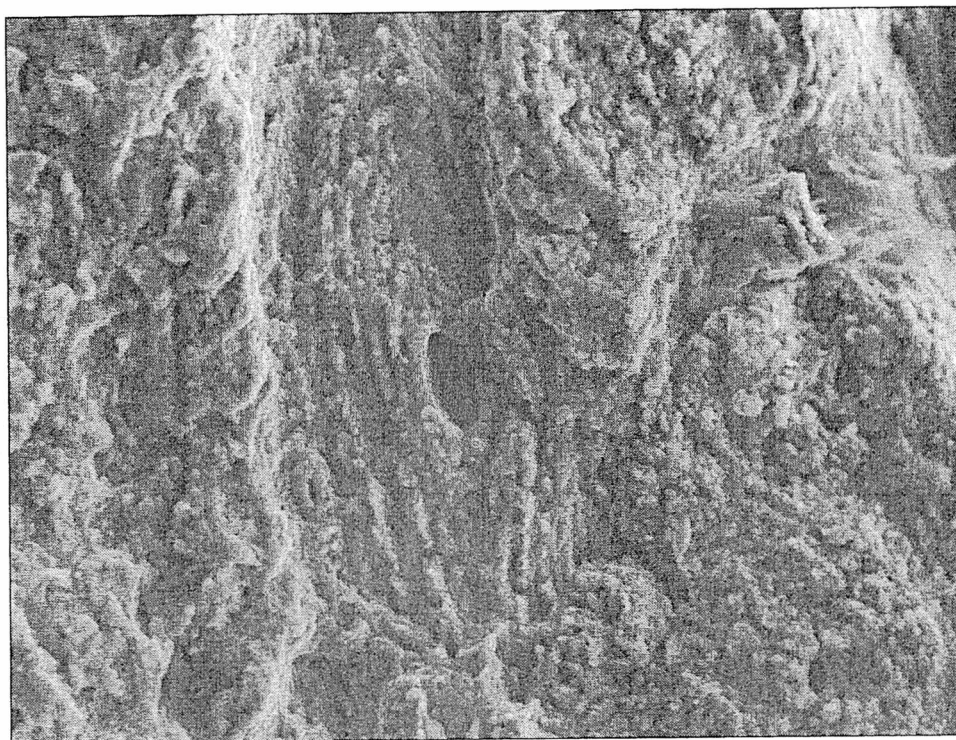
Próbki przed badaniem były napyłane węglem co umożliwiło na jednoczesną obserwację struktury i pomiary składu chemicznego tkanki kostnej (tabela 7.18). Udziały atomowe określano na środkowej powierzchni przełomów przy powiększeniu 600 razy i napięciu 15kVe.

Na rys. 7.41 przedstawiono zdjęcia przełomów struktury kostnej z widocznym kanałem Haversa i blaszkami kostnymi (osteonami).

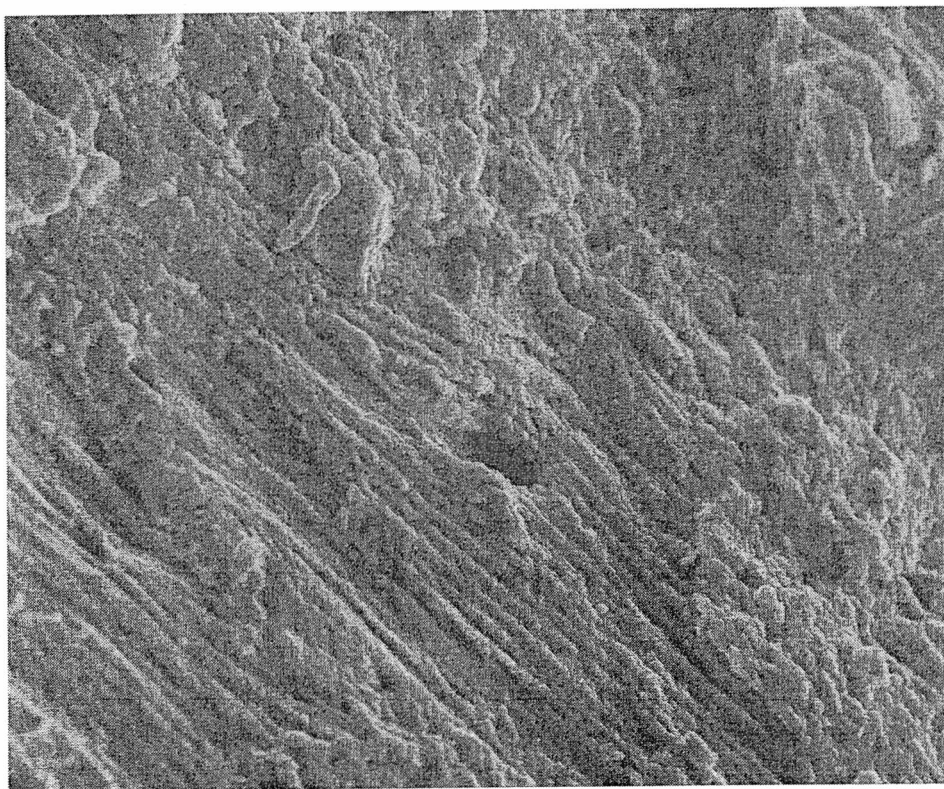
Tabela 7.18 Porównawcze udziały pierwiastków na powierzchni preparatów mikroskopowych

Numer grupy	Pierwiastek chemiczny							
	F	Ca	P	Cl	Mg	C	O	Na
1	0,06	5,57	3,04	0,11	0,15	69	21	0,17
2	0,10	5,39	2,92	0,3	0,17	72	19	0,12
3	0,25	4,7	2,83	0,25	0,16	66	25	0,19
4	0,31	4,73	2,44	0,78	0,08	74	17	0,06
5	0,36	6,14	2,76	0,16	0,11	68	21	0,11

a)



b)



Rys. 7.41 Przełom próbki nasączonej: a) 0,9% roztworem soli fizjologicznej NaCl, b) 2 mol/dm³ roztworem fluorku sodu.

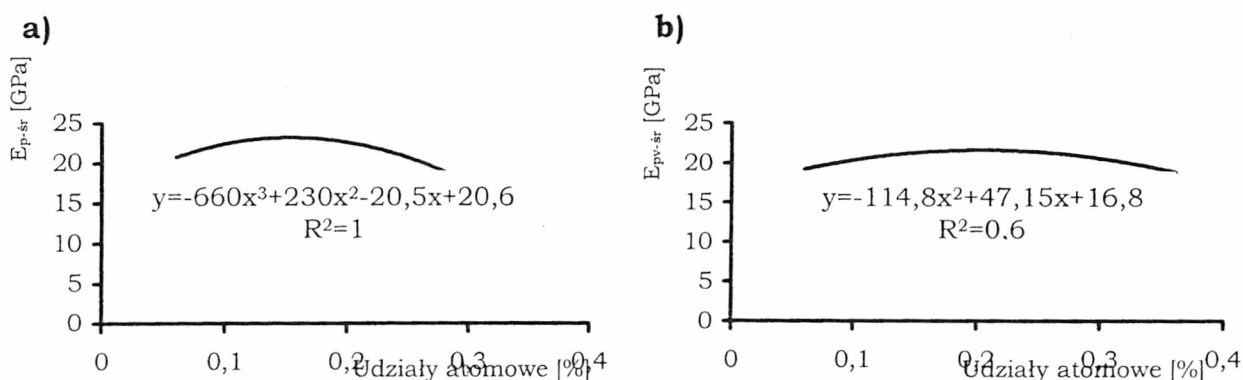
7.3.6.1 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Wykonane obserwacje mikroskopowe umożliwiły ocenę jakościową i ilościową tkanki kostnej zbitej poddanej nasączonej roztworów o różnym stężeniu fluorku sodu (tabela 7.7, rozdz. 7.3).

Analiza mikroskopowa składu atomowego wykazała, że zawartość fluoru w tkance kostnej zbitej była mała (niezależnie od stężenia roztworu) w porównaniu z innymi pierwiastkami (tabela 7.18, rozdz. 7.3.6). Jednak zauważono wzrost udziału atomowego fluoru w strukturze kostnej wraz ze wzrostem stężenia fluoru w roztworach. Dane zamieszczone w tabeli 7.18 wskazują, że jego udział istotnie zwiększył się tzn. od 0,06% do 0,36% , aż 6 razy.

Na podstawie własności materiałowych (moduł Younga) otrzymanych po przeprowadzeniu badań ultradźwiękowych i wytrzymałościowych oraz analizie chemicznej zaproponowano równania, które pozwolą na uzależnienie wartości modułu Younga od udziału atomowego fluoru w tkance kostnej.

Okazało się, że dla wartości modułów Younga wyznaczonych na podstawie zginania trójpunktowego najlepszym równaniem jest wielomian trzeciego stopnia (rys. 7.41a). Współczynnik korelacji ($R^2 = 1$) świadczy o bardzo dobrym dopasowaniu funkcji do danych doświadczalnych. Natomiast w przypadku wartości otrzymanych na podstawie pomiarów ultradźwiękowych, stwierdzono że najlepszą funkcją jest wielomian drugiego stopnia (rys. 7.41b) o dość dobrym współczynnik korelacji - $R^2 = 0,6$.



Rys. 7.41 Zależność wartości modułu Younga od zawartości fluoru w kości zbitej: a) na podstawie pomiarów wytrzymałościowych, b) na podstawie pomiarów ultradźwiękowych.

Natomiast zaobserwowane szczegóły morfologiczne wykonanych zdjęć, przy pomocy mikroskopu skaningowego, pozwalają na następujące stwierdzenia:

- mikrostruktura tkanki kostnej zbitej nasączonej roztworem soli fizjologicznej (0,9% NaCl) wskazuje na większe uporządkowanie przestrzenne i wyostrzony kształt blaszek kostnych wokół kanału Haversa,
- ta sama tkanka nasączona roztworem fluorku sodu ($2 \text{ mol/dm}^3 \text{ NaF}$) wskazuje na rozmyty charakter blaszek kostnych, prawdopodobnie związany z większym udziałem fluoru w hydroksyapatycie. Zwiększona jest również odległość między blaszkami kostnymi.

ROZDZIAŁ 8

ANALIZA NUMERYCZNA KOŚCI UDOWEJ CZŁOWIEKA

8.1 CEL I PRZEDMIOT PRZEPROWADZONYCH OBLICZEŃ

Celem przeprowadzonych obliczeń, metodą elementów skończonych, była analiza zmian gęstości energii odkształcenia (Φ_e) związanych z oddziaływaniem związków chemicznych na tkankę kostną. Obliczenia umożliwiły na jakościową i ilościową ocenę zachowania się struktury kostnej pod wpływem różnych stężeń fluorku sodu (NaF). Ponadto analiza wyników może pomóc wyjaśnić (choćby tylko częściowo) zmiany w zachowaniu się kości długich jakie mogą być wywołane np.: przez zanieczyszczone środowisko naturalne.

Zastosowanie odpowiedniej hipotezy wytrzymałościowej wymaga przeprowadzenia dużej ilości badań, w wielu ośrodkach naukowych, w celu stwierdzenia przydatności jednej z nich. Dodatkowo, do chwili obecnej, nie wyjaśniono w sposób wystarczający i dokładny, którą hipotezę należy stosować do struktur kostnych. Ponadto, na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych (rozdz. 7.3.5) wykazano, że tkanka zbita zmieniała swoje własności od stanu kruchego do sprężysto – plastycznego uniemożliwiając tym samym zastosowanie jednej hipotezy wytrzymałościowej. Mając na uwadze powyższe wyjaśnienia przyjęto, że parametrem porównawczym w przeprowadzonych obliczeniach numerycznych będzie gęstość energii odkształcenia.

Przedmiotem pracy była kość udowa człowieka. Obliczenia przeprowadzono dla jednego układu obciążenia, powszechnie stosowanego do symulacji stania na jednej kończynie w fazie chodu.

Ze względu na podobieństwo biologiczne między strukturami kostnymi - w skali mikro – ssaków, możliwe było transponowanie z kości wołowej na kość ludzką wyników (pozorny moduł Younga) jakie otrzymano na podstawie wykonanych badaniach doświadczalnych (rozdz. 7.3.5.1).

W przeprowadzonych obliczeniach wpływ fluorku sodu, na tkankę kostną zbitą, był reprezentowany przez wartości średnie pozornego modułu Younga otrzymanych na podstawie zginania trójpunktowego.

Ze względu na brak danych doświadczalnych dotyczących zmian modułów sprężystości podłużnej tkanki kostnej gąbczastej, wywołanych fluorkiem sodu, założono że, wzajemna relacja między pozornym modułem Younga istoty zwartej i gąbczastej będzie jak $1/20$ (dla każdej grupy). W przypadku współczynnika Poissona przyjęto jedną wartość dla tkanki korowej i gąbczastej.

Wyżej opisany sposób przygotowania danych, w postaci modułów Younga i współczynnika Poissona, umożliwił przygotowanie pięciu różnych modeli materiałowych charakteryzujących zmiany wywołane w tkance kostnej fluorkiem sodu.

Jako wielkość odniesienia, w przeprowadzonej analizie, przyjęto wartość gęstości energii odkształcenia otrzymaną dla pozornego modułu Younga reprezentującego materiał nasączony 0,9% roztworem soli fizjologicznej (NaCl).

Obliczenia przeprowadzono korzystając z programu COSMOS/M. wersja 1.75A.

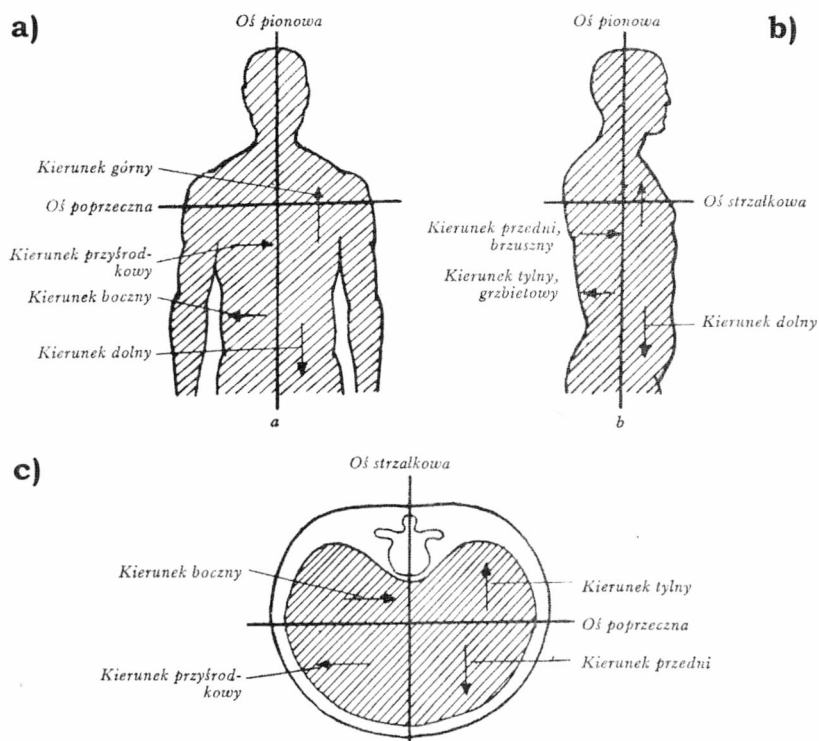
8.2 MECHANIKA STAWU BIODROWEGO

(Bernakiewicz, 1998; Sylwanowicz et al. 1978)

Staw biodrowy jest najbardziej ruchomym i wieloosiowym stawem kończyny dolnej, w którym mogą odbywać się ruchy w trzech podstawowych płaszczyznach tj. czołowej, strzałkowej i poprzecznej (rys.8.1) oraz bardzo duża ilość w płaszczyznach dowolnych przechodzących przez teoretyczny środek stawu. W płaszczyźnie strzałkowej odbywają się ruchy zginania i prostowania uda dookoła osi poprzecznej, ruch odwodzenia i przywodzenia zachodzą względem osi strzałkowej, natomiast ruch obrotowy przebiega w płaszczyźnie poziomej względem osi pionowej. Wymienione ruch stawu biodrowego odbywają się przy założeniu, że punkty przyczepu mięśni na miednicy są stałe a na kończynie wolnej są punktami ruchomymi.

Ponieważ środek ciężkości tułowia jest przesunięty do przodu w stosunku do linii łączącej środki stawów biodrowych w związku z tym masa górnej części ciała (tułów, głowa i kończyny górne) jest w stanie równowagi chwiejnej w stosunku do stawów biodrowych, a miednica ma tendencję do opadania ku przodowi. W celu zapewnienia odpowiedniego ustawienia miednicy względem

kończyn dolnych kolce biodrowe muszą być podciągnięte do dołu – następuje prostowanie stawu biodrowego. Ruch ten powodują mięśnie pośladkowe, półścięgnisty, półbłoniasty, głowa długa mięśnia dwugłowego oraz przywodziciel wielki. Wymienione mięśnie stanowią bardzo silny zespół wspomagany w niewielkim stopniu przez mięśnie zasłaniacze, czworoboczny uda i smukły.



Rys. 8.1 Osie i płaszczyzny ciała ludzkiego, a) płaszczyzna czołowa, b) płaszczyzna strzałkowa, c) płaszczyzna poprzeczna (Sylwanowicz et al. 1978).

Zginanie i prostowanie stawu biodrowego jest nieodłącznie związane z przenoszeniem ciała (chód, bieg). Ruch przesunięcia ciała do przodu powoduje kończyna zakroczna, na której jest podparta przenoszona masa ciała - za każdy krok całe ciało jest przez krótką chwilę podparte na jednej kończynie. Podparcie całej masy ciała na stopie zakrocznej powoduje, że miednica zostaje pozbawiona podparcia po stronie odciążonej. Dla zachowania równowagi miednica musi być podciągnięta po stronie przeciwnej przez odwodziciele uda, które nie mogąc działać na kończynę obciążoną przyciągają grzebień biodrowy do krętarza większego, jednocześnie unosząc kończynę swobodną.

Ruch zgięcia i prostowania odbywają się dookoła osi poprzecznej, która przechodzi przez środek głowy kości udowej. Kąt zgięcia możliwy do wykonania przez kończynę dolną w stawie biodrowym wynosi 120° w płaszczyźnie strzałkowej, a przy lekkim odwiedzeniu nawet 165° . Prostowanie stawu biodrowego (zgięcie do tyłu) wynosi około 15° . Zginanie w stawie biodrowym

umożliwiają dwa silne mięśnie tj. biodrowo-lędźwiowy i prosty uda, wspomagane przez przywodziciele (bez wielkiego), pośladkowy średni i mały oraz przez mięsień krawiecki.

W mechanice stawu biodrowego dużą rolę odgrywają ruch obrotowe, które wiążą wymienione ruchy nadając im płynność. Ruchy nawracania i odwracania uda odbywają się dookoła osi poziomej, która jest związana z osią konstrukcyjną przechodzącą przez staw biodrowy, kolanowy i skokowy przy prawidłowej budowie kończyny dolnej. Większość mięśni obracających udo ma przebieg poprzeczny lub zbliżony do poprzecznego, jak np. mięsień gruszkowaty, oba zaslaniacze, oba mięśnie bliźniacze czy czworoboczny uda. Wymienione mięśnie rozpoczynają się na kości miednicy leżąc po stronie stawu biodrowego (bliźniacze i czworoboczny) lub kończą się ścięgnem po stronie tylnej krętarza większego, których zadaniem jest obracanie uda na zewnątrz. Wspomagają je mięśnie o innym ułożeniu włókien tj. przywodziciele (bez wielkiego), mięsień biodrowo – piszczelowy i pośladkowy wielki. Obrót do wewnątrz powodują przywodziciel wielki, napinacz powięzi szerokiej oraz mięśnie pośladkowe mały i średni.

Jak wspomniano ruchy w stawie biodrowym są bardzo złożone ze względu na dużą ilość mięśni zapewniających stabilność i teoretycznie nieograniczoną ruchliwość. Zmienne warunki równowagi, związane z różnym ustawieniem kończyny dolnej w trakcie poruszania się, wpływają w sposób ciągły na aktywność mięśniową a tym samym na zmianę w czasie kierunków i wartości sił oddziałujących na kość udową.

8.3 OBCIĄŻENIE STAWU BIODROWEGO

Kość udowa ze względu na swoją złożoną budowę (wewnętrzną i zewnętrzną) oraz czynności związane z lokomocją człowieka posiada skomplikowany naturalny układ obciążenia, który można podzielić na następujące grupy sił (Będziński, 1997):

- sił działające na staw biodrowy,
- siły działające na staw kolanowy,
- obciążenie związane z mięśniami, które posiadają swoje przyczepy na kości udowej,

- siły bezwładności związane z poruszaniem się człowieka.

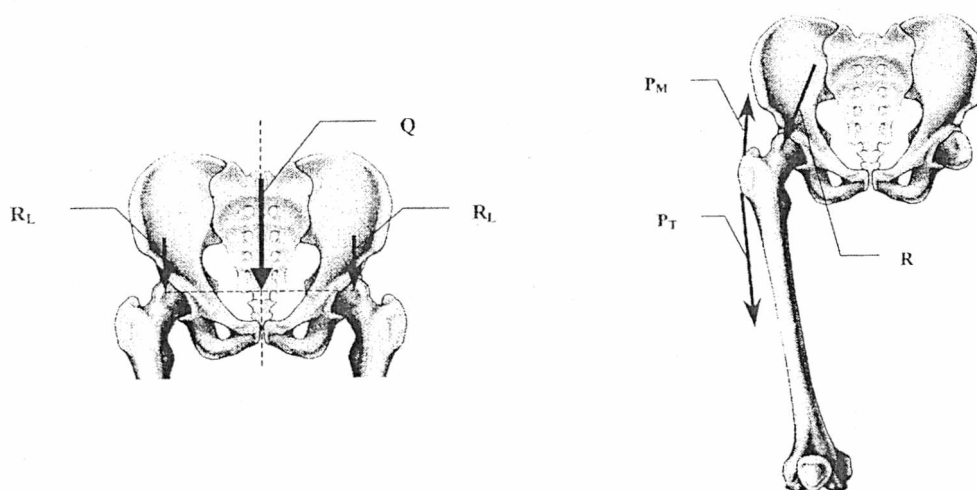
Ze względu na tak złożony charakter obciążenia, który podlega ciągłym zmianom w czasie np. chodzenia, uwzględnienie wszystkich sił oddziałujących na kości udową dla każdej fazy ruchu w obecnej chwili jest prawie niemożliwe.

Podstawowym elementem, który przenosi obciążenie z miednicy na kończynę dolną jest staw biodrowy. Jest to jeden z najbardziej wyłożonych i narażonych na uszkodzenia mechaniczne stawów kończyny dolnej dla której zostały opracowane schematy obciążenia. Jedną z podstawowych i pierwszych pozycji literaturowych dotyczącą modelu obciążenia stawu biodrowego są prace *Pauwelsa (1979 i 1983)*. Pauwels w swoich pracach podał wartości i określił kierunki sił działających na staw biodrowy dla dwóch ustawień kości udowej tj. stanie na dwóch kończynach oraz w staniu na jednej kończynie w czasie chodzenia. Na rysunku 8 przedstawiono schematy obciążenia zaproponowane przez Pauwelsa. Rysunek 8.2a przedstawia obciążenie jakie działa na staw biodrowy podczas stania na dwóch kończynach. Kierunek działania reakcji R jest zgodny z kierunkiem działania siły Q reprezentującej ciężar górnej części ciała tzn. leżącej powyżej stawów biodrowych, natomiast wartość reakcji R jest równa połowie wartości Q . Rysunek 8.2b przedstawia model obciążenia w trakcie stania na jednej kończynie. W przedstawionym modelu Pauwels dodatkowo uwzględnił siłę P_M reprezentującą mięśnie odwodzące (pośladkowy średni i mały), których zadaniem jest stabilizacja miednicy i równoważenie masy ciała podpartej na jednej kończynie. Punktem przyłożenia siły P_M jest górna część krętarza większego. W modelu również wprowadzono oddziaływanie pasma biodrowo - piszczelowego P_T , w celu zmniejszenia momentu gnącego jaki działa na trzon kości udowej. Punktem przyłożenia sił P_T jest dolna część krętarza większego.

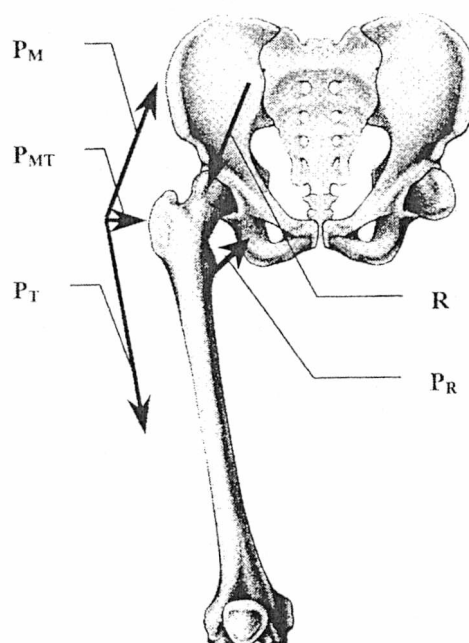
Kolejnym modelem związanym z obciążeniem stawu biodrowego i opartym na schemacie Pauwelsa jest układ zaproponowany przez *Maqueta (1985)*. *Maquet* w swoim modelu (rys. 8.3) zaproponował inny sposób oddziaływania pasma biodrowo - piszczelowego na kość udową. Pasma przedstawiono w postaci cięgna, które ma możliwość przesuwania się po krętarzu większym. Taki sposób przedstawienia pasma biodrowo - piszczelowego zapewnia większą stabilność kości udowej w wyniku działania dodatkowej siły P_{MT} oraz zmniejsza działanie momentu gnącego na trzon kości

udowej. Model zaproponowany przez Maqueta wykazuje większą zgodność z anatomią kości udowej (Będziński, 1997).

Innym układem obciążenia stawu biodrowego opartym na pracach Maqueta i Pauwelsa jest schemat zaproponowany przez Będzińskiego *et al.* (1997). Układ został wzbogacony przez uwzględnienie oddziaływania rotorów (rys. 8.3), które skręcając trzon kości udowej mają istotny wpływ na stabilność trzpieni endoprotez stawu biodrowego w kanale kości udowej.



Rys. 8.2 Model Pauwelsa obciążenia stawu biodrowego: a) stanie na dwóch kończynach, b) stanie na jednej kończynie w czasie chodu.



Rys. 8.3 Model Maqueta obciążenia stawu biodrowego w fazie stania na jednej kończynie w trakcie chodu; oddziaływanie rotorów - propozycja Będzińskiego (1997) - oznaczono symbolem P_R .

Cechą charakterystyczną przedstawionych układów jest to że:

- schematy obciążenia są płaskie nie oddające w pełni złożonego przestrzennego stanu obciążenia kości udowej oraz ograniczają się do niewielkiej ilości mięśni, które biorą czynny udział podczas poruszania się,
- uwzględniają tylko jedną pozycję kości udowej (stanie na jednej kończynie), która nie jest jedyną pozycją związaną z codzienną aktywnością ruchową człowieka.

Wymienione cechy wynikają przede wszystkim z tego, że większość prowadzonych badań doświadczalnych związanych z obciążeniem stawu biodrowego dotyczy głównie określenia wartości i kierunków sił działających na głowę kości udowej (*Bergman et al. 1993; Corwinshield, 1978 i 1990; Davy et al. 1988; Paul, 1976 i 1974*). Otrzymane wyniki są trudno porównywalne między sobą ze względu na osobniczą zmienność preparatów na których prowadzono badania. Wartości sił działających na staw biodrowy wyznaczano również metodami analitycznymi (*Seireg et al. 1975; Röhrle et al. 1984; Calderale et al. 1987a i 1987b*) i również otrzymane wyniki są przybliżone, ponieważ wartości parametrów wstępnych są przyjmowane na podstawie badań własnych lub innych autorów.

Pomimo swoich wad przedstawione modele (rys. 8.2 i 8.3) są powszechnie stosowane zarówno w badaniach doświadczalnych (*Huiskes, 1990; Massin et al., 1996; Cristofolini et al. 1996; Dragan et al. 1994; Będziński et al. 1994*) oraz w obliczeniach wykorzystujących metodę elementów skończonych (*Taylor et al. 1996, Lengsfeld et al. 1996; Skinner et al. 1994; Huiskes et al. 1989*).

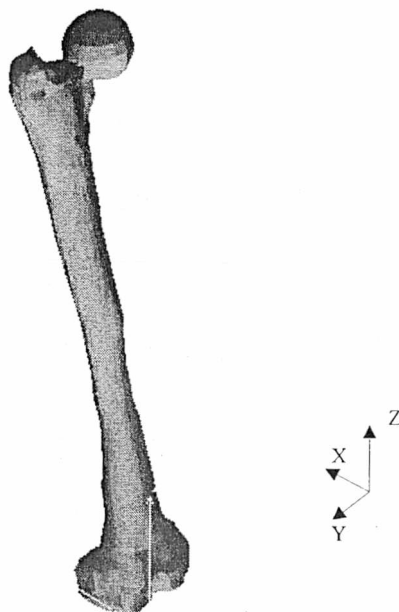
Ciągłym rozwój metod pomiarowych, wykorzystywanych do wyznaczania napięcia mięśni w różnych fazach ruchu, stwarza podstawy do rozbudowy schematów obciążenia np.: kości udowej, a tym samym na dokładniejsze zaprojektowanie protez układu kostnego. Przykładem może być praca *Bernakiewicz (1998)*, w której dla czterech przypadków ustawienia kości udowej podano kierunki i wartości sił związanych z mięśniami działającymi przy danym ustawieniu kończyny. Ponadto, szybki rozwój metod numerycznych (MES, MEB, MRS) i nowoczesnych systemów obliczeniowych, opartych na sieciach neuronowych i algorytmach genetycznych, powinien ułatwić rozwiązywanie zagadnień biomechanicznych np.: dotyczących trwałości połączenia kość – proteza, (*Burczyński, 1998*).

8.4 MODEL DYSKRETNY KOŚCI UDOWEJ

Model dyskretny kości udowej człowieka wykonano na podstawie pomiarów prowadzonych na odlewie rzeczywistej kości osobnika o wzroście 175-180 cm i wadze 70-80 kg. Do pomiarów geometrii zewnętrznej wykorzystano przyrząd, który łączył w sobie wysokościomierz i głębokościomierz. W przyrządzie znajdował się również talerz obrotowy na którym mocowano model kości. Umożliwiło to wykonanie szeregu pomiarów na danej wysokości (warstwie). W czasie pomiarów kość była mocowana do talerza w taki sposób aby długa oś kości tzn. przechodząca przez trzon pokrywała się z osią prostopadłą do talerza i przechodzącą przez jego środek. Dla każdego obrotu talerza (co 10°) mierzono odległość między osią przechodzącą przez trzon (oś obrotu talerza) a punktami położonych na powierzchni kości (każdej warstwy). Ponieważ nasada bliższa (staw biodrowy) i nasada dalsza (staw kolanowy) kości udowej mają skomplikowany kształt to odległości między poszczególnymi warstwami wynosiła 0,5 cm. Dla trzony odległość między poszczególnymi warstwami zwiększono do 1,5 cm. W przypadku odwzorowania wnętrza kości tzn. grubości ścianek trzony i tkanki gąbczastej, posłużono się zdjęciami rentgenograficznymi. Przeprowadzone pomiary w wyżej opisany sposób zapewniły poprawne odwzorowanie geometrii zewnętrznej i wewnętrznej kości udowej. Uzyskane punkty pomiarowe wprowadzono do komputera i na tej podstawie zbudowano model geometryczny, który posłużył do wygenerowania modelu dyskretnego kości udowej człowieka (rys. 8.4).

W modelu dyskretnym wykorzystano dwa rodzaje elementów skończonych, oddzielnie dla tkanki zbitej i gąbczastej. Element czworościenny typu Tetra 4, który dobrze wypełnia objętości nieforemne, wykorzystano do modelowania struktury tkanki gąbczastej tzn. do objętości jaką zajmuje w nasadzie bliższej i dalszej. Do zamodelowania tkanki zbitej wykorzystano element powłokowy typu Shell3. W związku z tym, że tkanka zbita ma różną grubość na kości udowej (zależnie od miejsca) zastosowano trzy rodzaje grubości elementu Shell3:

- trzon kości – grubość ścianki 6 mm,
- nasada bliższa i dalsza – grubość 2 mm,
- warstwa pośrednia – tzn. między trzonem a nasadami – 4 mm.



Rys. 8.4 Model dyskretny kości udowej człowieka

Liczbę węzłów, elementów i równań dla przyjętego modelu dyskretnego kości udowej podano w tabeli 8.1.

Tabela 8.1 Charakterystyka modelu dyskretnego

Rodzaj i liczba elementów		Liczba węzłów	Liczba równań
Tetra 10	Shell3	2191	12876
5310	3839		
Razem	9149		

Własności materiałowe (pozorny moduł Younga) tkanki zbitiej, dla modelu dyskretnego, przyjęto na podstawie wyników otrzymanych po przeprowadzeniu badań wytrzymałościowych. W związku z tym, że w badaniach nie wyznaczono własności materiałowych istoty gąbczastej to założono – na podstawie literatury (Huiskes *et al.*, 1989 i 1990; Taylor *et al.*, 1996; Lengersfeld *et al.* 1996; Będziński, 1997)- że stosunek pozornego modułu Younga tkanki zbitiej do gąbczastej będzie jak 1/20. W przypadku współczynnika Poissona (ν) przyjęto, że jego wartość będzie taka sama dla obu tkanek. Zaproponowane własności materiałowe wykorzystane w modelu dyskretnym zostały podane w tabeli 8.3.

Tabela 8.3 Stałe materiałowe tkanki kostnej

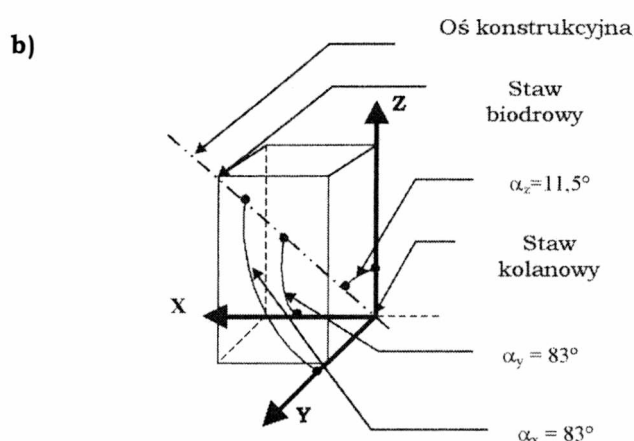
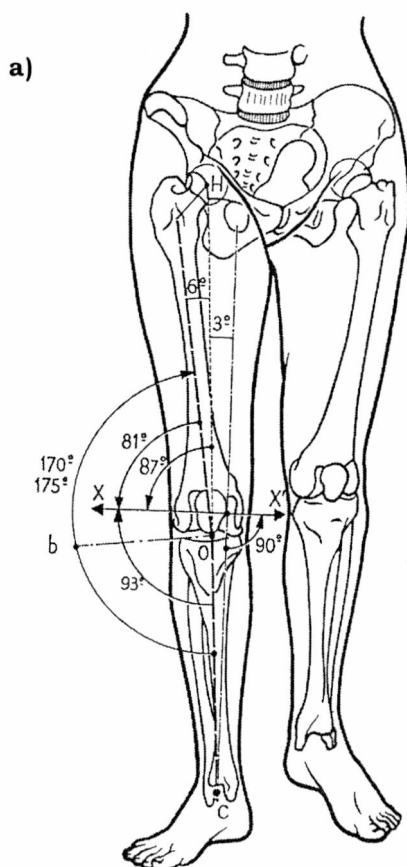
	Numer grupy	1	2	3	4	5
Pozorny moduł Younga E_p [GPa]	Tkanka zbita	17,5	18,0	17,1	16,2	12,1
	Tkanka gąbczasta	0,87	0,90	0,85	0,81	0,60
Współczynnik Poissona ν	Tkanka zbita	0,3				
	Tkanka gąbczasta					

Model dyskretny kości udowej został utwierdzony na powierzchniach kłykci (staw kolanowy).

8.5 SCHEMAT OBCIĄŻENIA MODELU KOŚCI UDOWEJ

Do analizy metodą elementów skończonych, przyjęto że model dyskretny kości udowej będzie ustawiona (w przyjętym układzie współrzędnych) w taki sposób aby jej położenie odpowiadało fazie stania na jednej kończynie podczas chodu.

Opierając się na pracy *Kapandiji (1987)*, w której podano przestrzenne położenie kończyny dolnej (rys. 8.5a), wyznaczono odpowiednie wartości kątów dla przyjętego układu współrzędnych (rys. 8.5b).



Rys. 8.5 Ustawienie kończyny dolnej: a) kąty kończyny dolnej w stosunku do osi konstrukcyjnej (*Kapandiji, 1987*), b) ustawieni modelu dyskretnego w przyjętym układzie współrzędnych.

Do obciążenia modelu dyskretnego kości udowej wykorzystano schemat przedstawiony na rys. 8.3 (rozdz. 8.2). Wartość składowych sił mięśni uwzględnionych w układzie obciążenia i reakcję w stawie biodrowym przyjęto i zaadaptowano do przyjętego układu współrzędnych na podstawie danych podanych przez *Corwnishielda (1978)*.

Ponieważ w pracy *Corwnishielda (1978)* nie podano wartości sił jakie wynikają z oddziaływania pasma biodrowo – piszczelowego na krętarz większy to wyznaczono je na podstawie ogólnego układu równań równowagi dla przyjętego modelu i schematu obciążenia. W związku z tym, że w równaniach było 9 niewiadomych (3 składowe sił związane z pasmem biodrowo – piszczelowym, 3 reakcje i 3 momenty utwierdzenia w stawie kolanowym) oznaczało to, że układ był 3 – krotnie statycznie niewyznaczalny. W celu rozwiązania układu równań dodatkowo wykorzystano trzy związki geometryczne (równanie 8.1) między składowymi reakcji w stawie kolanowym a ich wypadkową (rys. 8.5b), działającą wzdłuż osi konstrukcyjnej trzonu kości (*Maquet, 1984*).

$$\cos \alpha_x = \frac{R_{xk}}{S}, \quad \cos \alpha_y = \frac{R_{yk}}{S}, \quad \cos \alpha_z = \frac{R_{zk}}{S}, \quad (8.1)$$

Dysponując równaniami (8.1) należało wyznaczyć przynajmniej jedną ze składowych. Zdecydowano się na wyznaczenie składowej R_{zk} w następujący sposób: założono, że w staniu na jednej kończynie (statycznie) R_{zk} jest równa reakcji podłoża i pomniejszona o ciężar podudzia (4% ciężaru ciała (*Ederman, 1990*). Jej wartość przy takiej pozycji i ciężarze ciała $Q = 700$ N wynosiła 672 N, z kolei reakcja w stawie biodrowym R_{zb} była równa 588 N – wynikało to z zmniejszenia R_{zk} o wartość ciężaru uda tj. 12% ciężaru ciała (*Ederman, 1990*).

W pracy *Corwnishielda (1978)* podano, że wartość R'_{zb} w staniu na kończynie w fazie chodu jest równa 2175 N. Umożliwiło to wyznaczenie współczynnika obciążeń dynamicznych z zależności podanej poniżej

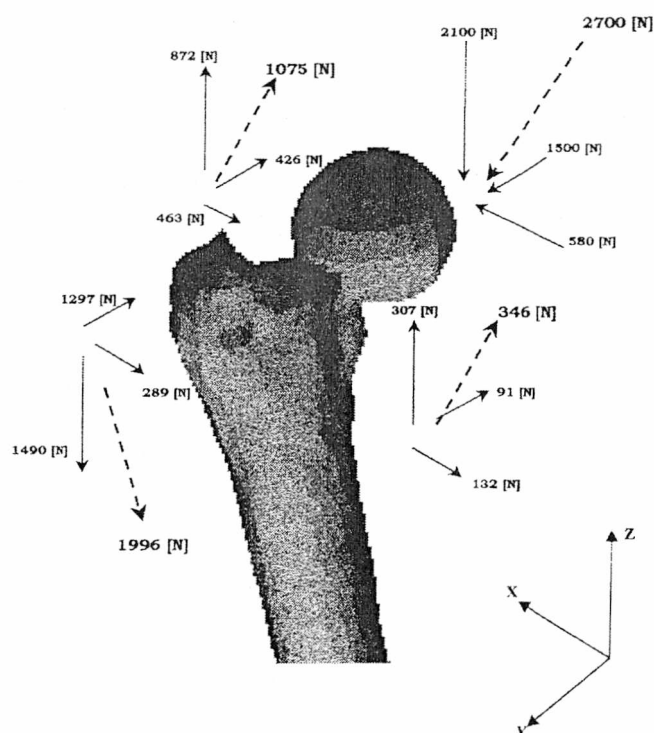
$$\frac{R'_{zb}}{R_{zb}} = 3,7 \quad (8.2)$$

Mnożąc R_{zk} przez współczynnik dynamiczny otrzymano wartość składowej pionowej ($R'_{zk} = 2486 \text{ N}$) w stawie kolanowym, jaka występuje w staniu na jednej kończynie w czasie chodu. Na podstawie związków geometrycznych (równanie 8.1) wyznaczono pozostałe składowe, umożliwiając w ten sposób wyznaczenia wartości sił w paśmie biodrowo – piszczelowym, działających na krętarz większy, na podstawie trzech równań równowagi ($\sum F_x, \sum F_y, \sum F_z = 0$).

Dla przyjętego układu współrzędnych wyznaczone składowe sił w paśmie biodrowo-piszczelowym miały następujące wartości: $P_x = -289 \text{ N}$, $P_y = -1297 \text{ N}$, $P_z = -1490 \text{ N}$. Mięśnie oraz składowe sił uwzględnione w przyjętym układzie obciążenia podano w tabeli 8.4.

Tabela 8.4 Wartości składowych sił mięśni w fazie stania na jednej kończynie w czasie chodu

Nazwa mięśnia	Wartości sił F [N]		
	X	Y	Z
glut. med. (pośladkowy średni)	-463	-426	872
psoas major (łędźwiowy większy)	-53	-70	149
iliacus (biodrowy)	-79	-21	158
tractus iliotibialis (pasma biodrowo – piszczelowe)	-289	-1297	-1490
Reakcja w stawie biodrowym	-580	1510	-2175



Składowe sił przedstawione w tabeli 8.4 przyłożono do modelu kości udowej (rys. 8.6) w taki sposób aby punkt przyłożenia danej siły reprezentował hipotetyczny środek powierzchni przyczepu mięśnia (Sobbota, 1997).

Rys. 8.6 Przyjęty układ obciążenia modelu dyskretnego kości udowej.

8.6 WYNIKI

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń numerycznych, w których wykorzystano własny model dyskretny kości udowej (rys. 8.4, rozdz.8.4) i schemat obciążenia (rys. 8.6, rozdz. 8.5), otrzymano wyniki w postaci zmian gęstości energii odkształcenia (Φ_e) dla pięciu grup materiałowych (tabela 8.3, rozdz.8.4).

Na rys.8.7 podano schemat według, którego zostały opracowane w sposób graficzny wyniki umożliwiające analizę i ocenę zmiany wartości gęstości energii odkształcenia związanych z oddziaływaniem fluorku sodu na struktury kostne.

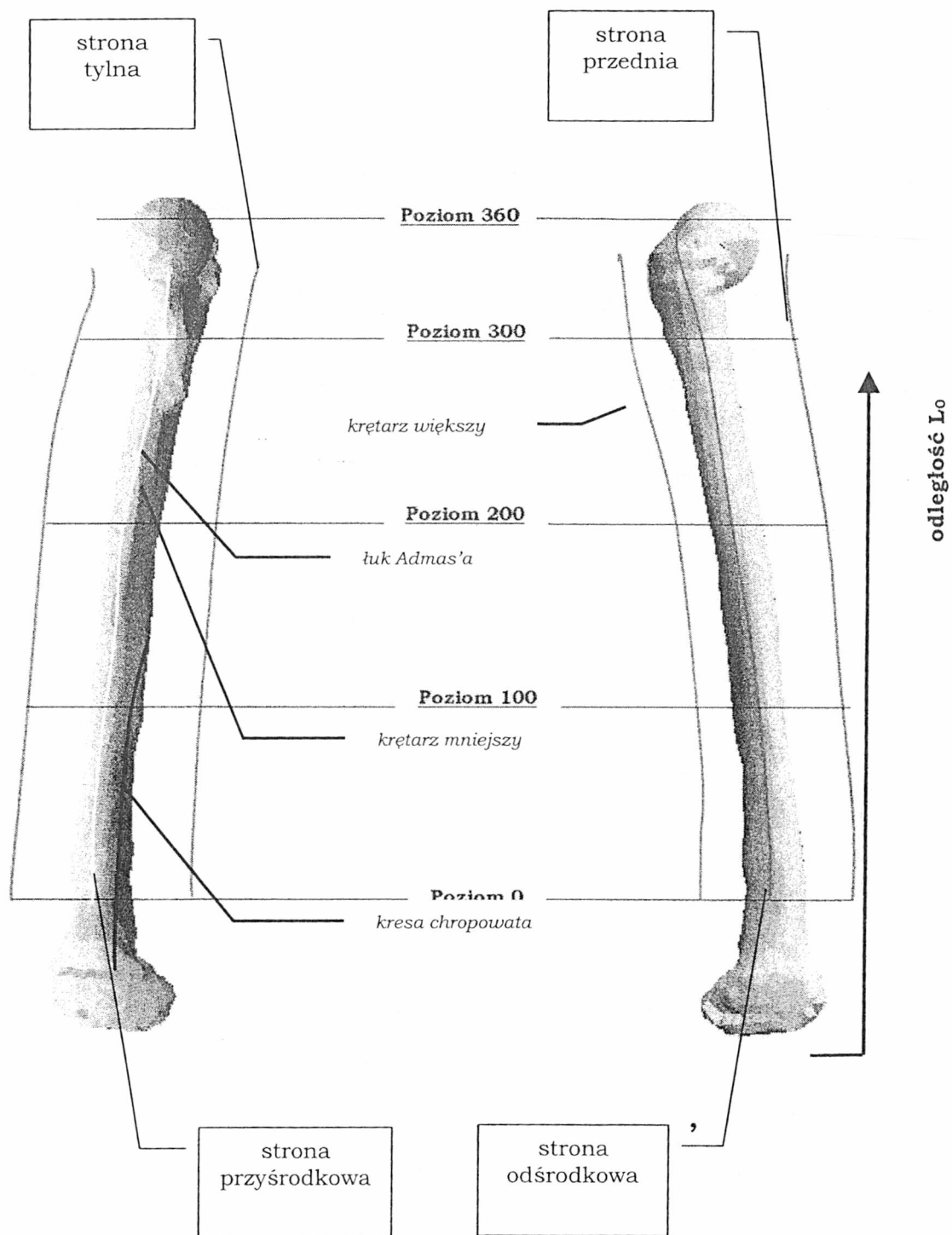
Opracowane wykresy (rys. 8.8 – 8.11) reprezentowały następujące obszary:

- przyśrodkowy
- przedni
- przedni
- tylny

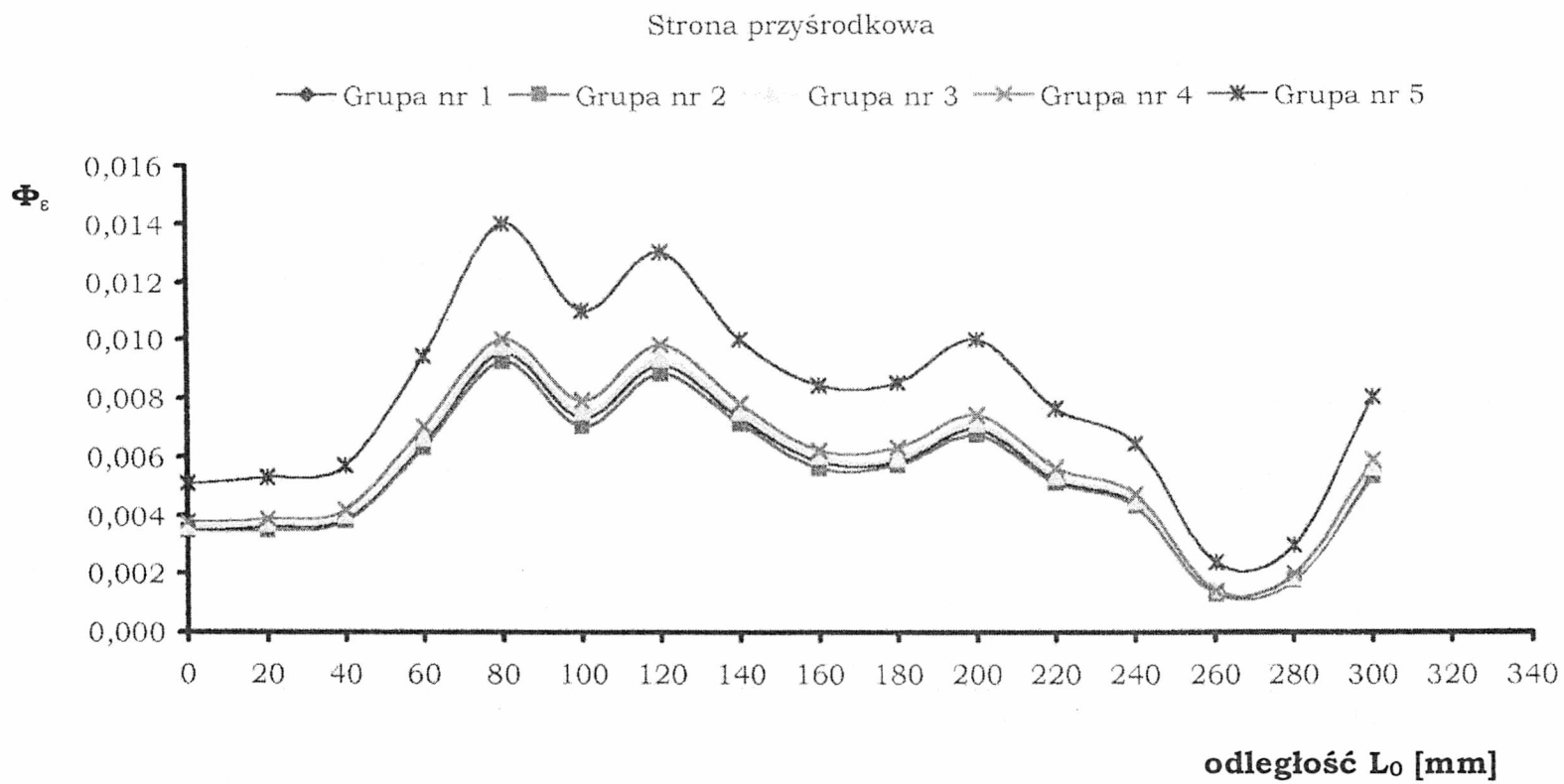
Pierwszy punkt (poziom 0) jaki przyjęto do opracowania wykresów (dla każdej grupy) znajdował się 7 cm nad powierzchnią utwierdzenia, tuż nad stawem kolanowym. Takie przyjęcie punktu był związane z tym, że w opracowywaniu wyników uwzględniano przede wszystkim zmiany w trzonie kości (jest to fragment kości udowej, który przenosi złożone stany obciążenia) i częściowo w stawie biodrowym (ze względu na to, że jest podstawowym elementem przenoszącym obciążenia z tułowia na kończynę dolną).

Punkty końcowe były różne, zależnie od analizowanego obszaru (rys. 8.7) tzn.

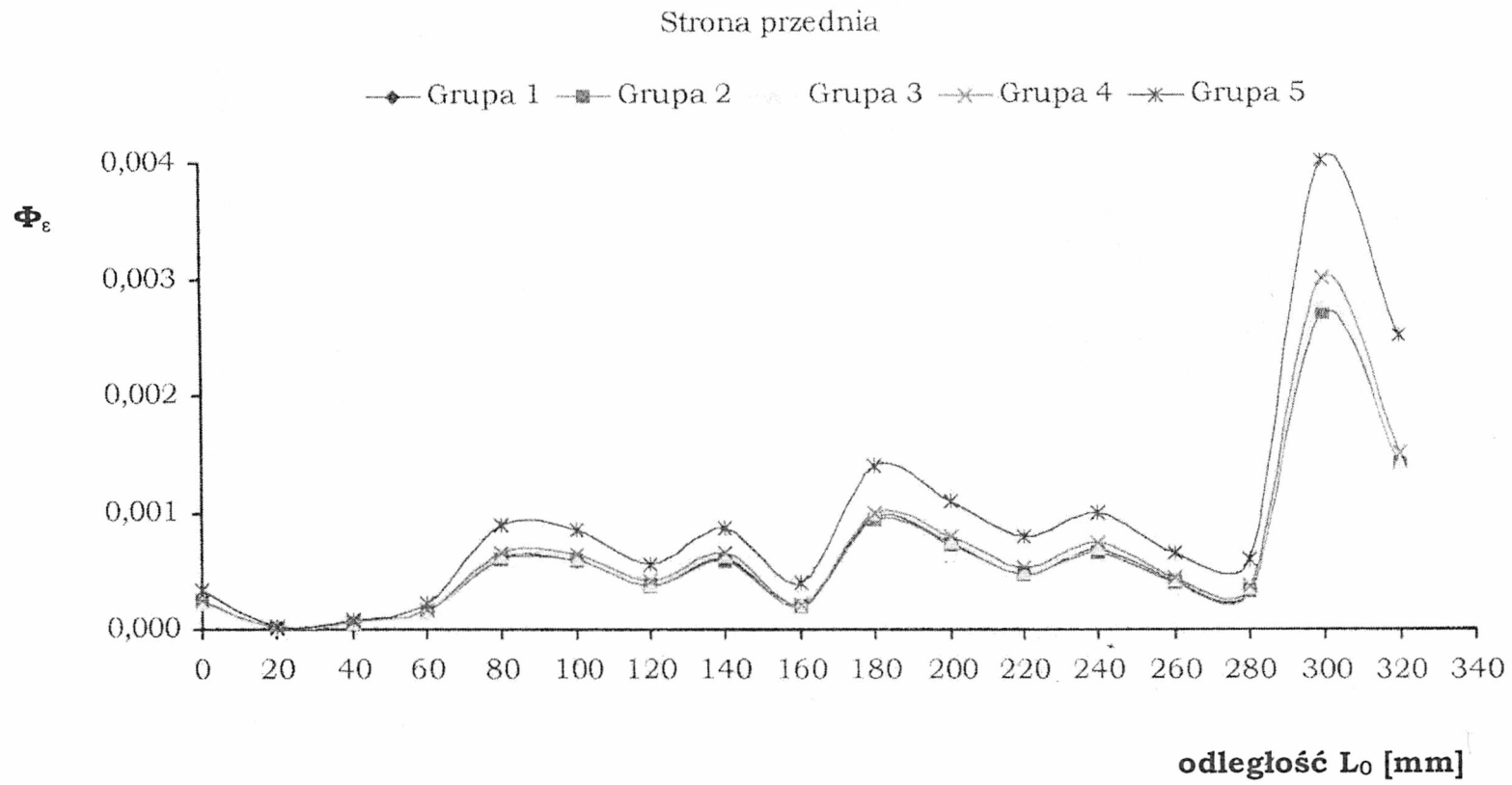
- przyśrodkowy – tuż pod łukiem Adamsa,
- przedni – pod krętarzem większym,
- przedni – szczyt krętarza większego,
- tylny – na wysokości krętarza mniejszego,



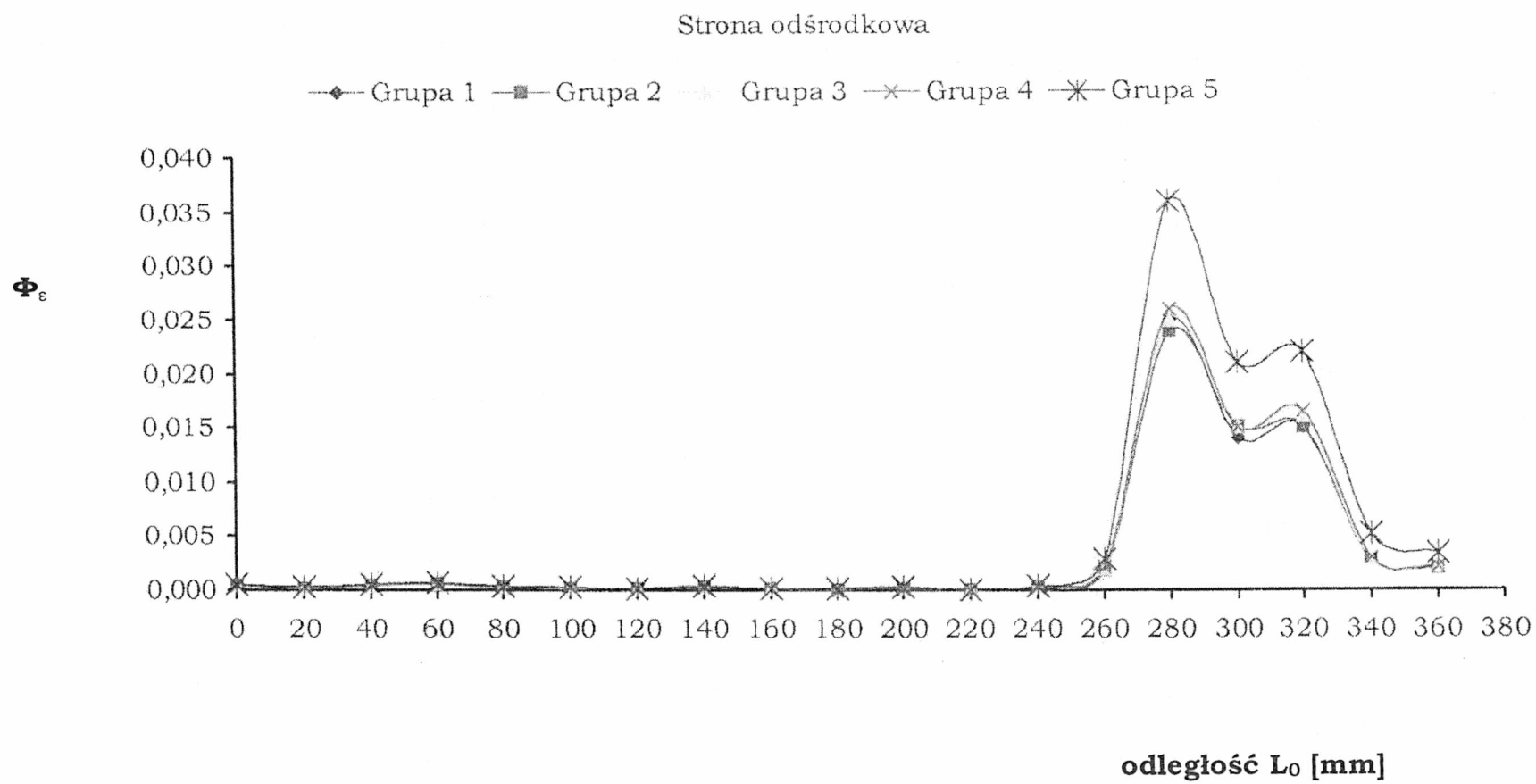
Rys. 8.7 Schemat na podstawie, którego opracowano wykresy (odpowiednio dla każdego obszary) przedstawiające rozkład gęstości energii odkształcenia jako funkcję fluorku sodu.



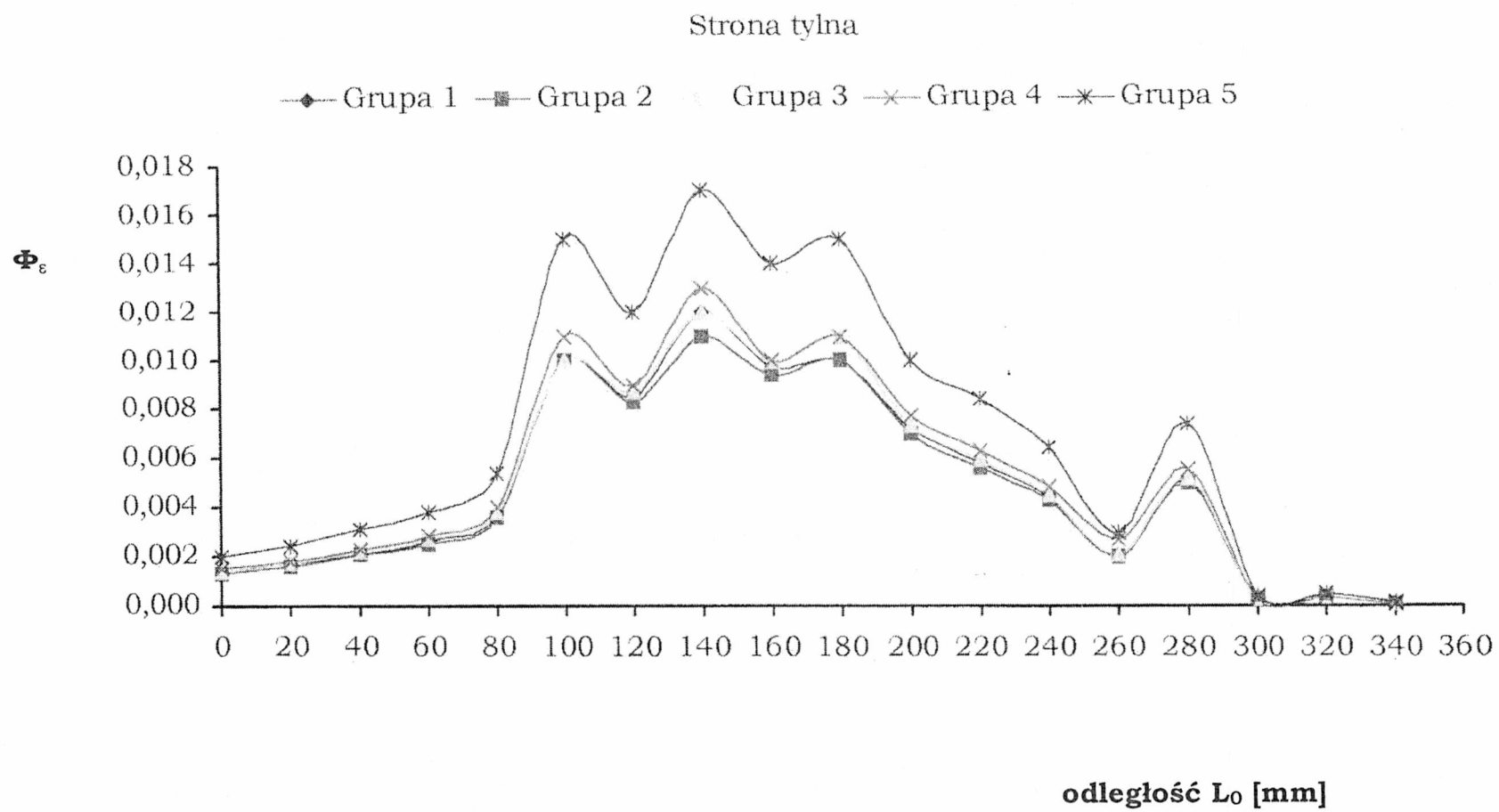
Rys. 8.8 Rozkład gęstości energii odkształcenia (Φ_e) dla modelu dyskretnego kości udowej człowieka w obszarze przyśrodkowym.



Rys. 8.9 Rozkład gęstości energii odkształcenia (Φ_ϵ) dla modelu dyskretnego kości udowej człowieka w obszarze przedni.



Rys. 8.10 Rozkład gęstości energii odkształcenia (Φ_ε) dla modelu dyskretnego kości udowej człowieka w obszarze odśrodkowym.



Rys. 8.11 Rozkład gęstości energii odkształcenia (Φ_e) dla modelu dyskretnego kości udowej człowieka w obszarze tylnym.

8.7 OMÓWIENIE WYNIKÓW

Przeprowadzone obliczenia numeryczne kości udowej umożliwiły ocenę i analizę zmian gęstości energii odkształcenia (Φ_ϵ) jakie otrzymano dla pięciu grup materiałowych (tabela 8.3, rozdz. 8.4). Obliczenia wykonano dla jednego schematu obciążenia (rys. 8.6, rozdz. 8.5) i ustawienia modelu dyskretnego kości udowej człowieka, w fazie stania na jednej kończynie w trakcie chodu (rys. 8.5b, rozdz. 8.5).

W rezultacie liniowej analizy statycznej uzyskano rozkład wartości gęstości energii odkształcenia (Φ_ϵ) dla czterech charakterystycznych obszarów kości (rys. 8.8 – 8.11, rozdz. 8.6) w funkcji stężenia fluorku sodu.

Dla wszystkich ocenianych i analizowanych modeli materiałowych zauważono, że otrzymane krzywe miały podobny przebieg (w obrębie pojedynczego obszaru) niezależnie od wartości modułów Younga.

Wyniki gęstości energii odkształcenia (Φ_ϵ) jakie otrzymano dla strony przedniej (rys. 8.9, rozdz. 8.6) i odśrodkowej (rys. 8.10, rozdz. 8.6) wskazują, że w okolicach krętarza większego ($L_0 = 280 \div 320$ mm) pojawił się gwałtowny wzrost Φ_ϵ . Zaobserwowany wartości Φ_ϵ były 100 – krotnie większy dla strony odśrodkowej ($L_0 = 280$ mm) i 8 – krotnie dla strony przedniej ($L_0 = 300$ mm) w stosunku do wartości jakie pojawiły się na trzonie kości - (niezależnie od grupy).

Wartości Φ_ϵ , dla strony odśrodkowej, w przedziale $0 \div 260$ mm miały zbliżoną wartości w przypadku grup nr 1÷4 (tabela 10.27÷30, rozdz. 10), natomiast w grupie nr 5 stwierdzono średnio 40% wzrost. Podobne zjawisko zaobserwowano po stronie przedniej kości udowej tzn. w zakresie $0 \div 280$ mm wartości gęstości energii odkształcenia w grupach nr 1÷4 były zbliżone, natomiast w grupie nr 5 pojawił się wzrost o 46% w stosunku do pozostałych (tabela 10.27÷30, rozdz. 10).

Dla strony przysrodkowej (rys. 8.8, rozdz. 8.6) i tylnej (rys. 8.11, rozdz. 8.6) największe wartości Φ_ϵ zaobserwowano w środkowej części trzonu (na wysokości kresy chropowatej), odpowiednio między $40 \div 240$ mm i $80 \div 240$ mm. Na podstawie analizy wykresów otrzymanych dla obszaru przysrodkowego i tylnego stwierdzono, że różnice między wartościami gęstości energii odkształcenia (na wysokości kresy chropowatej) wynosiły średnio 8%

(tabela 10.27÷30, rozdz. 10), w przypadku grup nr 1÷4. Wartość gęstości energii odkształcenia w grupie nr 5 (podobnie jak w przypadku obszarów odśrodkowego i przedniego) była większa o 40% (tabela 10.27÷30 ,rozdz. 10).

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń i analiz dla zaproponowanego modelu kości udowej, schematu obciążenia i zamocowania stwierdzono że:

- na kości udowej występują dwa charakterystyczne obszary, które różnią się między sobą przebiegiem zmian gęstości energii odkształcenia tzn. środkowa część trzonu - na wysokości kresy chropowatej - (strona tylna i przyśrodkowa) oraz okolice krętarza większego i mniejszego (strona odśrodkowa i przednia),
- zmiany gęstości energii odkształcenia jakie zaobserwowano na wykresach (rys. 8.8÷8.11, rozdz. 8.6) dla grup 1÷4 (reprezentowanych przez odpowiednie wartości pozornego modułu Younga – tabela 8.3) wskazują, że różnice między wartościami Φ_e (tabela 10.27÷30, rozdz. 10) były nie większe niż 10% - niezależnie od obszaru i miejsca,
- pojawia się wyraźny wzrost wartości gęstości energii odkształcenia w grupie nr 5 (średnio o 40%) w stosunku do grupy nr 1, niezależnie od analizowanego obszaru kości udowej. Świadczy to o tym, że wzrost zawartości fluoru w strukturze kostnej prowadzi do zmniejszenia sztywności układu kostnego a tym samym zwiększenia ryzyka złamania.
- dla uzyskania większej ilości informacji związanych z zachowaniem się struktury kostnej o zwiększonej zawartości fluoru (ponad poziom graniczny) w obliczeniach numerycznych należałoby uwzględnić nieliniowość materiałową w grupy 4 i 5. Ponieważ, jak wykazały badania wytrzymałościowe, materiał z grupy 4 i 5 osiąga obszar sprężysto - plastyczny przy obciążeniu niższym o 50% niż w grupie 1 (grupa kontrolna).

ROZDZIAŁ 9

PODSUMOWANIE

Jak wykazała analiza literatury wpływ związków fluoru na zmiany ilościowe i jakościowe w strukturze kostnej nie został do tej pory ostatecznie wyjaśniony, pomimo przeprowadzeniu wielu obserwacji klinicznych i badań doświadczalnych (rozdz. 4).

Na podstawie dostępnych wyników badań nie możliwym jest jednoznaczne stwierdzenie jaką rolę spełnia fluor w zmianach własności mechanicznych tkanki korowej. Powstają pytania, wciąż aktualne, - czy fluor obniża, czy też podnosi własności mechaniczne np.: moduł sprężystości podłużnej Younga, wytrzymałość istoty zbitej?, jak zachowuje się pod obciążeniem struktura kostna o zwiększonej zawartości fluoru?. W szczególności interesujące byłoby określenie charakterystyki materiałowej w zakresie sprężysto – plastycznym tkanki kostnej zbitej o różnej zawartości fluoru. Stąd też autor podjął badania, które w pewnym stopniu umożliwiły na przeprowadzenie oceny i analizy zjawisk zachodzących w istocie zbitej poddanej działaniu związków fluoru. Przeprowadzony cykl badań został poświęcony realizacji następujących celów:

- ocena wpływu fluoru na zmiany jakościowe i ilościowe tkanki zbitej,
- znalezienie korelacji między zmianami jakościowymi a różnymi stężeniem (udziałem atomowym) fluoru.

Z uwagi na to, że w biomechanice struktur kostnych nie zostały do tej pory określone jednoznacznie standardowe metody badawcze, umożliwiające wyznaczenie podstawowych wielkości fizycznych, wystąpiła konieczność zastosowania różnych metod pomiarowych.

W przeprowadzonych badaniach doświadczalnych ze względu na to, że w pracy podjęto próbę całościowego spojrzenia na zagadnienia związane z wpływem fluoru na zmiany jakościowe i ilościowe tkanki kostnej zbitej, wykorzystano zarówno badania kliniczne i mechaniczne.

W badaniach klinicznych wykorzystano najczęściej stosowane pomiary, które umożliwiające ocenę stopnia degradacji struktury kostnej. Badania wykonano stosując następujące metody pomiarowe:

- pomiary densytometryczne, które umożliwiły określenie wpływu fluoru na zmiany współczynnika BMD,
- pomiary ultradźwiękowe, które umożliwiły ustalenie wpływu fluoru na prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej.

Natomiast w badaniach mechanicznych skorzystano z następujących metod pomiarowych:

- pomiary gęstości fizycznej,
- badania wytrzymałościowe, w których wykorzystano schemat zginania trójpunktowego,
- badania z zastosowaniem emisji akustycznej w trakcie prowadzonych badań wytrzymałościowych,
- analizę mikroskopową otrzymanych przełomów próbek.

Zastosowanie wyżej wymienionych badań doświadczalnych umożliwiło na wybranie wielkości, które wykorzystano jako parametry porównawcze w ocenie i analizie zmian jakościowych i ilościowych tkanki zbitnej poddanej działaniu różnym stężeniom fluoru. Przyjęto, że podstawowymi parametrami porównawczymi będą:

- gęstość densytometryczna,
- gęstość fizyczna,
- prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej,
- moduł sprężystości podłużnej Younga,
- funkcja $F = f(x)$
- amplitudy i energie zdarzeń emisji akustycznej.

Przeprowadzone badania eksperymentalne wymagały przygotowania odpowiedniego materiału badawczego. Ponieważ w biomechanice często przedmiotem badań i analiz są kości wołowe, ze względu na duże podobieństwo do kości ludzkich, zdecydowano że będą wykorzystane jako materiał badawczy (zastępczy). W celu zapewnienia jednorodności materiału, ze względem na wiek, środowisko, przebyte choroby, kości pobrano od jednego osobnika. W przeprowadzonych badaniach wykorzystano 60 próbek, które zostały podzielone na 5 grup, po 12 w każdej. Grupą kontrolną, do której odnoszono otrzymane wyniki, były próbki nasączone w 0,9% roztworze soli fizjologicznej (NaCl). Pozostałe grupy nasączały roztworami o różnym stężeniu fluorku sodu tj. od wartości 0,002 do 2 mol/dm³.

W wyniku przeprowadzonych badań doświadczalnych stwierdzono, że:

- wartość gęstości densytometrycznej (BMD) nie uległa istotnym zmianom tzn. była taka sama przed i po nasączeniu roztworem fluoru. Świadczy to o tym, że współczynnik BMD nie daje żadnej odpowiedzi odnośnie możliwości oceny zmian własności mechanicznych istoty zbitej na podstawie badań densytometrycznych.
- nastąpił widoczny wzrost wartości gęstości fizycznej tkanki korowej, zwłaszcza w grupie nasączonej roztworem o maksymalnym stężeniu fluoru.
- wyniki otrzymane na podstawie badań wytrzymałościowych i ultradźwiękowych wskazują na istnienie wyraźnej granicy między pozytywnym a negatywnym oddziaływaniem fluoru na własności mechaniczne tkanki korowej tzn. przekroczenie dawki granicznej* (osobnoco zmienne) obniża wartość modułu sprężystości podłużnej Younga, co potwierdziły wyżej wymienione metody pomiarowe.
- badania wytrzymałościowe wykazały również, że sposób pękania materiału i przebieg funkcji $F = f(x)$ były ściśle związane ze stężeniem fluoru. Okazało się, że przy minimalnym stężeniu fluoru ($0,002 \text{ mol/dm}^3$) próbki pękały katastroficznie, a otrzymane przełomy wskazywały na cechy materiału kruche- go, wykres funkcji $F = f(x)$ był liniowy aż do zniszczenia. Natomiast przy maksymalnym stężeniu fluoru (2 mol/dm^3) stwierdzono, że otrzymane przełomy były podobne do tych jakie można zaobserwować w materiałach włóknistych. Przebieg funkcji $F = f(x)$ oraz charakterystyczny sposób pękania wskazywały na materiał o cechach sprężysto – plastycznych.
- badania z zastosowaniem emisji akustycznej wykazały zmiany ilości zdarzeń akustycznych w końcowej fazie obciążania próbki tzn. ze wzrost ilości fluoru w strukturze kostnej rośnie ilość zdarzeń emisji akustycznej. Nie stwierdzono wpływu fluoru na wartości energii i amplitud zdarzeń akustycznych. Ponadto otrzymane rezultaty w postaci funkcji $F_k = F_0 a + b$ i parametru F_0/F_k były różne, jednak ich sens fizyczny wymaga wyjaśnienia.
- obserwacje mikroskopowe oraz analiza zdjęć wykazały wyraźne zmiany morfologiczne tkanki zbitej pod wpływem fluoru, które wiązały się ze zmianą w wyglądzie blaszek kostnych wokół kanału Haversa. Przeprowadzona analiza składu chemicznego wykazała, że udział atomowy fluoru na powierzchni przełomów zwiększył się wraz ze wzrostem stężenia w roztworze, aż 6-krotnie.

Wyniki przeprowadzonych badań doświadczalnych umożliwiły na sformułowanie równań opisujących wpływ fluoru na własności mechaniczne struktury kostnej w warunkach *in vitro*. Ze względu na wysokie współczynniki korelacji autor sugeruje, że podane funkcje mogą być wykorzystane do opisu zmian jakościowych tkanki kostnej zbitej związanych z fluorem. Otrzymane równia są istotnym wkładem autora w poznawanie zjawisk związanych ze zmianami struktury kostnej pod wpływem związków chemicznych – w tym przypadku fluoru. Ponadto rezultaty wykazały, że zależności podawane w literaturze, wiążące wzrost gęstości fizycznej ze wzrostem własności mechanicznych (moduł Younga) nie zawsze mogą mieć zastosowania w przypadku oddziaływania związków fluoru na strukturę kostną.

Ponieważ we współczesnej biomechanice jednym z narzędzi służących do oceny i analizy zjawisk zachodzących w układach kostnych jest analiza numeryczna, stąd też autor wykorzystał tę metodę w prowadzonych badaniach. Parametrem porównawczym w przeprowadzonych obliczeniach była wartość gęstości energii odkształcenia, ponieważ jak wykazały badania wytrzymałościowe, materiał przechodził od stanu kruchego do sprężysto – plastycznego co wykluczyło zastosowanie jednej hipotezy wycięzeniowej.

W analizie numerycznej przyjęto, że modelem dyskretnym, który został poddany weryfikacji będzie kość udowa człowieka. Do obliczeń wykorzystano własny model oraz przyjęto najczęściej stosowany schemat obciążenia, który symulował stanie na jednej kończynie w fazie chodu. Podstawą przyjęcia własności materiałowych były wyniki otrzymane po badaniach wytrzymałościowych. Uznano, że zmiany pozornego modułu sprężystości podłużnej, charakter funkcji $F=f(x)$ oraz zaobserwowane sposoby pęknięcia materiału będą bardziej miarodajne niż wyniki otrzymano na podstawie pomiarów ultradźwiękowych. W przypadku istoty gąbczastej założono, że wzajemny stosunek modułu Younga istoty zbitej do gąbczastej będzie jak 1/20.

Analiza numeryczna modelu dyskretnego kości udowej wykazała wzrost gęstości energii odkształcenia ze wzrostem stężenia fluoru w strukturze kostnej. Biorąc pod uwagę fakt, że materiał zmienia swoją charakterystykę (przechodzi od stanów kruchych do sprężysto – plastycznych) może mieć to istotne znaczenia dla współpracy kość – trzpień endoprotezy oraz na sposób przebudowy struktury kostnej w miejscu styku z implantem.

Należy podkreślić, że otrzymane wyniki dotyczą zmian ilościowych i jakościowych tkanki kostnej w warunkach *in vitro*. Ponadto zaproponowany schemat badań może być podstawą do opracowania metodologii umożliwiającej analizowanie zjawisk związanych ze zmianami struktury kostnej pod wpływem związków chemicznych.

Ponieważ w naturalnych warunkach (*in vivo*) w tkance kostnej zachodzą procesy fizyko – chemiczne ściśle powiązane z potencjałami elektrycznymi to pożądane (według autora) byłoby przeprowadzenie dodatkowych badań, których celem powinno być:

- sprawdzenie jak wpłynie zastosowanie zmiennego pole elektromagnetyczne na stopień nasycenia próbek związkami fluoru w warunkach *in vitro*,
- sprawdzenie jaki jest wpływ fluoru na własności piezoelektryczne tkanki kostnej i potencjały elektromechaniczne.

Interesujące byłoby również wyznaczenie krzywych granicznych, na podstawie kilku hipotez wyłączeniowych, dla różnego stopnia nasycenia tkanki zbitej fluorem.

ROZDZIAŁ 10

UZUPEŁNIENIE

10.1 TABELE

BADANIA ROZPOZNAWCZE

Tabela 10.1 Wymiary próbek – badania wytrzymałościowe

Numer próbki	Długość L [mm]	Szerokość b [mm]	Wysokość h [mm]
1N	50,15	4,00	4,00
8N	49,95	4,00	4,05
3	49,85	4,05	4,00
9	50,20	3,95	4,05
10N	49,95	4,00	4,05
11N	50,10	4,05	4,00
12N	50,00	4,00	3,95
1	49,65	4,00	4,00
2	50,20	4,00	4,00
4N	49,45	4,00	4,00
5N	50,20	4,05	4,00
6N	50,10	4,00	4,00
8	49,55	4,00	4,00
7	49,70	4,00	4,05
7N	49,65	4,00	4,05
9N	49,45	4,05	4,10
4	50,00	4,00	4,05
5	49,55	4,00	4,05
6	49,85	4,00	4,05

Tabela 10.2 Wymiary próbek – badania z zastosowaniem emisji akustycznej

Numer próbki	Długość L [mm]	Szerokość b [mm]	Wysokość h [mm]
5p1	50,10	4,00	3,95
8p2	50,25	4,00	4,01
10p3	49,95	4,00	4,00
11p4	49,65	4,05	3,95
1z5	50,00	3,95	4,00
2z6	50,05	4,00	4,00
4z7	49,95	4,00	4,00
7z8	50,00	4,10	3,95
1t9	50,00	4,00	3,95
2t10	49,90	4,00	4,00
5t11	49,85	4,00	4,00
8t12	50,00	3,95	4,00

BADANIA PODSTAWOWE**Tabela 10.3** Wymiary próbek – Grupa nr 1 i 2

Numer grupy	Numer próbki	Długość L [mm]	Szerokość b [mm]	Wysokość h [mm]
1	1	49,85	3,95	4,00
	2	50,00	4,00	3,95
	3	49,95	4,00	4,00
	4	50,00	4,00	4,00
	5	50,15	4,00	4,00
	6	50,25	4,00	4,00
	7	50,45	4,00	4,00
	8	50,00	4,00	4,00
	9	50,15	3,95	4,00
	10	50,00	4,00	4,00
	11	50,00	4,00	4,00
	12	50,1	4,00	4,00
2	1	49,35	4,00	4,00
	2	49,65	4,00	4,00
	3	49,75	4,00	4,00
	4	49,85	4,00	4,00
	5	50,00	4,05	3,95
	6	47,00	4,00	4,00
	7	50,00	4,00	4,00
	8	50,00	4,00	3,95
	9	49,90	4,00	3,95
	10	49,85	4,00	3,95
	11	49,65	4,00	3,95
	12	49,85	4,00	3,95

Tabela 10.4 Wymiary próbek- Grupa nr 3 i 4

Numer grupy	Numer próbki	Długość L [mm]	Szerokość b [mm]	Wysokość h [mm]
3	1	50,15	4,05	4,00
	2	49,95	3,95	3,85
	3	49,80	4,00	4,00
	4	49,85	4,00	4,00
	5	49,000	3,95	4,00
	6	49,15	3,95	4,00
	7	49,20	4,00	4,00
	8	49,20	4,00	4,00
	9	49,30	4,05	4,00
	10	49,25	4,05	4,00
	11	49,45	4,00	4,00
	12	49,45	4,05	4,05
4	1	49,90	4,00	4,05
	2	50,00	4,00	4,00
	3	49,95	4,00	4,00
	4	50,00	4,00	4,05
	5	49,60	4,00	4,00
	6	49,35	4,00	4,10
	7	49,55	4,05	4,05
	8	49,50	4,00	4,05
	9	49,30	4,05	3,095
	10	49,55	4,05	3,994
	11	49,45	4,05	4,00
	12	49,30	4,05	4,00

Tabela 10.5 Wymiary próbek– Grupa nr 5

Numer grupy	Numer próbki	Długość L [mm]	Szerokość b [mm]	Wysokość h [mm]
5	1	49,75	4,00	4,05
	2	49,65	4,00	4,00
	3	49,65	4,00	4,01
	4	49,85	3,95	4,00
	5	50,05	4,00	4,00
	6	49,95	4,00	4,05
	7	50,00	4,05	4,05
	8	50,00	4,05	4,00
	9	50,20	4,00	4,15
	10	50,35	4,00	3,85
	11	50,10	4,00	4,00
	12	50,00	4,00	4,05

POMIARY GĘSTOŚCI DENSYTOMETRYCZNEJ

Tabela 10.6 Wartość gęstości densytometrycznej (BMD) przed i po oraz wartości średnie (BMD*)

Numer grupy	Numer próbki	BMD [g/cm ²]	BMD _{śr} [g/cm ²]	BMD* [g/cm ²]	BMD* _{śr} [g/cm ²]
1	2	0,561	0,534	0,560	0,534
	5	0,516		0,522	
	8	0,505		0,508	
	11	0,555		0,546	
2	2	0,545	0,519	0,552	0,518
	5	0,480		0,472	
	8	0,495		0,501	
	11	0,557		0,546	
3	2	0,526	0,529	0,532	0,532
	5	0,543		0,547	
	8	0,497		0,498	
	11	0,551		0,550	
4	2	0,540	0,548	0,531	0,542
	5	0,571		0,555	
	8	0,532		0,528	
	11	0,552		0,553	
5	2	0,542	0,530	0,547	0,531
	5	0,536		0,540	
	8	0,519		0,513	
	11	0,529		0,523	

POMIARY GĘSTOŚCI FIZYCZNEJ

Tabela 10.7 Wartość gęstości fizycznej tkanki kostnej zbitej przed nasączeniem

Numer próbki	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
1	2,042	2,025	2,039	2,039	2,018
2	2,053	2,037	2,053	2,034	2,033
3	2,065	2,049	2,053	2,041	2,034
4	2,053	2,05	2,033	2,036	2,05
5	1,994	1,918	2,032	2,059	2,053
6	2,016	1,888	2,005	2,051	2,013
7	1,967	1,929	1,954	2,021	2,005
8	1,963	1,957	1,977	2,025	2,005
9	1,959	2,038	1,904	1,977	2,028
10	2,001	2,029	1,903	2,009	2,044
11	2,03	2,06	2,045	2,062	2,042
12	2,019	2,063	2,052	2,045	2,041

Tabela 10.8 Wartość gęstości fizycznej tkanki kostnej zbitej po nasączeniu

Numer próbki	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
1	2,042	2,03	2,039	2,043	2,034
2	2,051	2,041	2,059	2,029	2,067
3	2,069	2,054	2,055	2,046	2,058
4	2,051	2,055	2,03	2,035	2,077
5	1,986	1,935	2,04	2,064	2,088
6	1,961	1,908	2,009	2,061	2,047
7	1,968	1,942	1,96	2,032	2,044
8	1,974	1,969	1,987	2,033	2,038
9	1,991	2,045	1,915	1,988	2,06
10	1,981	2,039	1,911	2,021	2,073
11	2,0023	2,066	2,051	2,065	2,073
12	2,027	2,066	2,06	2,051	2,073

TEST GRUBBSA

Uwaga: wartości podane w tabeli 10.2 został uporządkowane rosnąco

Tabela 10.9 Grupa nr 1

ρ^*	$\rho^* - \rho^*_{\text{sr}}$	$(\rho^* - \rho^*_{\text{sr}})^2$	ρ^*_d	$\rho^*_d - \rho^*_{d\text{sr}}$	$(\rho^*_d - \rho^*_{d\text{sr}})^2$	S_d
1,961	-0,04933	0,00243	-	-	-	0,094
1,968	-0,04233	0,00179	-	-	-	
1,974	-0,03633	0,00132	-	-	-	
1,981	-0,02933	0,00086	-	-	-	
1,986	-0,02433	0,00059	-	-	-	
1,991	-0,01933	0,00037	-	-	-	
2,023	0,01267	0,00016	2,023	-0,02083	0,00043	
2,027	0,01667	0,00028	2,027	-0,01683	0,00028	
2,042	0,03167	0,001	2,042	-0,00183	3,4E-06	
2,051	0,04067	0,00165	2,051	0,00717	5,1E-05	
2,051	0,04067	0,00165	2,051	0,00717	5,1E-05	
2,069	0,05867	0,00344	2,069	0,02517	0,00063	

Tabela 10.10 Grupa nr 2

ρ^*	$\rho^* - \rho^*_{\text{sr}}$	$(\rho^* - \rho^*_{\text{sr}})^2$	ρ^*_d	$\rho^*_d - \rho^*_{d\text{sr}}$	$(\rho^*_d - \rho^*_{d\text{sr}})^2$	S_d
1,908	-0,1045	0,01092	-	-	-	0,033
1,935	-0,0775	0,00601	-	-	-	
1,942	-0,0705	0,00497	-	-	-	
1,969	-0,0435	0,00189	-	-	-	
2,03	0,0175	0,00031	2,03	-0,0195	0,00038	
2,039	0,0265	0,0007	2,039	-0,0105	0,00011	
2,041	0,0285	0,00081	2,041	-0,0085	7,2E-05	
2,045	0,0325	0,00106	2,045	-0,0045	2E-05	
2,054	0,0415	0,00172	2,054	0,0045	2E-05	
2,055	0,0425	0,00181	2,055	0,0055	3E-05	
2,066	0,0535	0,00286	2,066	0,0165	0,00027	
2,066	0,0535	0,00286	2,066	0,0165	0,00027	

Tabela 10.11 Grupa nr 3

ρ^*	$\rho^* - \rho^*_{\text{sr}}$	$(\rho^* - \rho^*_{\text{sr}})^2$	ρ^*_d	$\rho^*_d - \rho^*_{d\text{sr}}$	$(\rho^*_d - \rho^*_{d\text{sr}})^2$	S_d
1,911	-0,09867	0,00974	-	-	-	0,065
1,915	-0,09467	0,00896	-	-	-	
1,96	-0,04967	0,00247	-	-	-	
1,987	-0,02267	0,00051	-	-	-	
2,009	-0,00067	4,4E-07	2,009	-0,03387	0,00115	
2,03	0,02033	0,00041	2,03	-0,01287	0,00017	
2,039	0,02933	0,00086	2,039	-0,00387	1,5E-05	
2,04	0,03033	0,00092	2,04	-0,00287	8,3E-06	
2,051	0,04133	0,00171	2,051	0,00813	6,6E-05	
2,055	0,04533	0,00206	2,055	0,01213	0,00015	
2,059	0,04933	0,00243	2,059	0,01613	0,00026	
2,06	0,05033	0,00253	2,06	0,01713	0,00029	

Tabela 10.12 Grupa nr 4

ρ^*	$\rho^* - \rho^*_{\text{sr}}$	$(\rho^* - \rho^*_{\text{sr}})^2$	ρ^*_d	$\rho^*_d - \rho^*_{d\text{sr}}$	$(\rho^*_d - \rho^*_{d\text{sr}})^2$	S_d
1,988	-0,051	0,0026	-	-	-	0,27
2,021	-0,018	0,00032	2,021	-0,02678	0,00072	
2,029	-0,01	0,0001	2,029	-0,01878	0,00035	
2,032	-0,007	4,9E-05	2,032	-0,01578	0,00025	
2,033	-0,006	3,6E-05	2,033	-0,01478	0,00022	
2,035	-0,004	1,6E-05	2,035	-0,01278	0,00016	
2,043	0,004	1,6E-05	2,043	-0,00478	2,3E-05	
2,046	0,007	4,9E-05	2,046	-0,00178	3,2E-06	
2,051	0,012	0,00014	2,051	0,00322	1E-05	
2,061	0,022	0,00048	2,061	0,01322	0,00017	
2,064	0,025	0,00062	2,064	0,01622	0,00026	
2,065	0,026	0,00068	2,065	0,01722	0,0003	

Tabela 10.17 Grupa nr 5

Numer próbki	ρ [g/cm ³]	ρ^* [g/cm ³]	$\rho - \rho^* = \Delta\rho$ [g/cm ³]	$\Delta\rho$	σ_d	t_d	t_t $\alpha=0,05$	t_t $\alpha=0,02$	t_t $\alpha=0,01$
1	2,018	2,034	-0,016	0,030	0,006	17,63	2,201	2,718	3,106
2	2,033	2,067	-0,034						
3	2,034	2,058	-0,024						
4	2,05	2,077	-0,027						
5	2,053	2,088	-0,035						
6	2,013	2,047	-0,034						
7	2,005	2,044	-0,039						
8	2,005	2,038	-0,033						
9	2,028	2,06	-0,032						
10	2,044	2,073	-0,029						
11	2,042	2,073	-0,031						
12	2,041	2,073	-0,032						

POMIARY ULTRADŹWIEKOWE

Uwaga: Wartości, które zaznaczono kursywą nie zostały uwzględnione w obliczeniach

Tabela 10.18 Grupa nr 1. Czas przejścia fali ultradźwiękowej przez tkankę kostną zbitą

Numer próbki	Czas przejścia fali ultradźwiękowej t [μs]							Wartość średnia [t _{sr}]	Odchy. stand. [σ _t]
	1	2	3	4	5	6	7		
1	16,3	16,4	16,2	16,5	16,3	16,2	16,1	16,3	0,13
2	16,3	16,6	16,6	16,1	16,2	16,1	16,2	16,3	0,22
3	16,3	16,2	16,2	16,0	16,1	16,1	16,3	16,2	0,11
4	16,6	16,9	16,5	16,6	16,6	16,6	16,6	16,6	0,13
5	uszkodzona								
6	17,8	17,9	17,5	17,5	17,5	17,5	17,6	17,6	0,17
7	18,2	18,7	18,8	18,8	18,7	19,1	19,0	18,8	0,29
8	18,8	18,7	18,8	18,8	18,7	19,1	19,1	18,9	0,17
9	16,9	16,6	16,6	16,5	16,5	16,5	16,9	16,6	0,18
10	16,9	17,1	17,2	17,1	17,1	17,4	17,2	17,1	0,15
11	16,4	16,1	16,0	16,0	16,1	16,2	16,1	16,1	0,14
12	16,9	17,0	17,1	16,9	16,8	16,7	17,0	16,9	0,13

Tabela 10.19 Grupa nr 2. Czas przejścia fali ultradźwiękowej przez tkanę kostną zbitą

Numer próbki	Czas przejścia fali ultradźwiękowej t [μs]							Wartość średnia [t _{sr}]	Odchy. stand. [σ _t]
	1	2	3	4	5	6	7		
1	16,2	16,1	15,8	16,3	15,8	16,1	16,2	16,1	0,20
2	14,9	14,9	14,8	14,9	14,9	14,6	15,0	14,9	0,13
3	16,6	16,3	16,2	16,1	16,2	16,0	16,3	16,2	0,19
4	16,1	16,0	16,4	15,7	15,8	16,2	16,3	16,1	0,26
5	17,2	17,5	17,7	17,5	17,6	17,6	17,6	17,5	0,16
6	17,6	17,4	17,3	17,4	17,3	17,5	17,4	17,4	0,11
7	16,8	16,9	17,2	17,1	17,5	17,5	17,5	17,2	0,30
8	uszkodzona								
9	16,5	15,6	15,6	16,1	16,8	16,2	16,3	16,2	0,44
10	16,1	16,2	16,6	16,8	16,7	16,9	16,9	16,6	0,33
11	14,3	15,0	14,6	15,3	14,6	14,6	15,1	14,8	0,35
12	15,7	15,6	15,4	15,4	15,4	15,8	15,5	15,5	0,16

Tabela 10.20 Grupa nr 3. Czas przejścia fali ultradźwiękowej przez tkanę kostną zbitą

Numer próbki	Czas przejścia fali ultradźwiękowej t [μs]							Wartość średnia [t _{sr}]	Odchy. stand. [σ _t]
	1	2	3	4	5	6	7		
1	16,1	16,1	16,3	16,3	16,3	16,3	16,5	16,3	0,14
2	16,1	16,0	15,9	15,9	15,9	15,8	15,1	15,8	0,33
3	16,1	14,9	15,0	15,1	15,1	15,2	15,2	15,2	0,40
4	17,8	16,0	16,1	16,2	16,2	16,1	16,1	16,4	0,64
5	16,2	16,3	16,1	16,2	16,3	16,3	16,4	16,3	0,10
6	17,4	17,0	17,1	17,0	16,8	16,8	16,8	17,0	0,22
7	17,2	17,2	17,2	17,2	17,1	17,2	17,2	17,2	0,04
8	17,6	17,6	17,6	17,6	17,7	17,2	17,9	17,6	0,21
9	18,5	18,6	18,5	18,5	18,5	18,5	18,5	18,5	0,04
10	17,5	17,2	17,6	17,4	17,6	17,9	17,5	17,5	0,21
11	15,1	15,0	15,0	14,9	15,3	15,1	15,4	15,1	0,18
12	16,4	16,3	16,3	16,1	16,1	16,1	16,0	16,2	0,15

Tabela 10.21 Grupa nr 4. Czas przejścia fali ultradźwiękowej przez tkanę kostną zbitą

Numer próbki	Czas przejścia fali ultradźwiękowej t [μs]							Wartość średnia [t _{sr}]	Odchy. stand. [σ _t]
	1	2	3	4	5	6	7		
1	16,2	16,1	15,8	15,8	15,9	15,9	16,6	16,0	0,29
2	15,3	15,3	15,3	15,2	15,3	15,3	15,4	15,3	0,06
3	15,6	15,5	15,5	15,4	15,6	15,7	15,5	15,5	0,10
4	15,8	15,8	15,9	15,9	15,9	16,1	16,0	15,9	0,11
5	uszkodzona								
6	15,3	16,1	16,0	16,2	16,1	16,1	16,2	16,0	0,32
7	16,8	16,7	16,8	16,5	16,5	16,6	16,6	16,6	0,13
8	16,3	16,2	16,3	16,4	16,4	16,1	16,7	16,3	0,19
9	17,5	17,2	16,8	17,1	17,1	17,3	16,9	17,1	0,24
10	16,6	15,7	15,7	15,7	15,7	15,7	15,7	15,8	0,34
11	15,1	15,2	15,2	15,1	15,2	15,1	14,9	15,1	0,11
12	16,0	15,6	15,3	15,2	15,1	15,2	15,0	15,3	0,35

Tabela 10.22 Grupa nr 5. Czas przejścia fali ultradźwiękowej przez tkanę kostną zbitą

Numer próbki	Czas przejścia fali ultradźwiękowej t [μs]							Wartość średnia [t _{sr}]	Odchy. stand. [σ _t]
	1	2	3	4	5	6	7		
1	16,4	16,5	16,5	16,5	16,5	16,5	16,6	16,5	0,06
2	16,6	16,8	16,8	16,7	16,8	16,6	16,5	16,7	0,12
3	16,9	17,1	17,7	17,5	17,5	17,9	17,6	17,5	0,35
4	16,9	16,8	16,7	16,8	16,7	16,7	16,7	16,8	0,08
5	16,0	16,1	16,0	16,2	16,4	16,5	16,5	16,2	0,22
6	16,7	16,7	16,7	16,8	16,7	16,7	16,7	16,7	0,04
7	18,0	17,7	17,6	17,4	17,3	17,4	17,5	17,6	0,24
8	18,2	18,2	18,3	18,1	18,3	18,2	18,4	18,2	0,10
9	18,0	18,2	18,2	17,9	17,8	17,9	17,0	17,9	0,41
10	17,6	17,7	17,8	17,7	17,8	18,0	17,8	17,8	0,13
11	17,9	17,0	16,6	16,8	16,5	16,5	17,1	16,9	0,49
12	17,1	16,9	17,3	17,0	16,7	16,7	16,9	16,9	0,21

Tabela 10.23 Wartości prędkości fali ultradźwiękowej

Numer próbki	Prędkość fali ultradźwiękowej V [m\s]				
	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
1	3073,62	3065,22	3076,69	3118,75	3015,15
2	3064,42	3332,21	3161,39	3267,97	2973,05
3	3086,42	3070,99	3276,32	3222,58	2837,14
4	3003,01	3096,27	3039,63	3144,65	2967,26
5	-	2857,14	3006,13	-	3089,51
6	2855,11	2701,15	2891,18	3084,38	2991,02
7	2667,55	2906,98	2860,47	2984,94	2840,91
8	2669,31	-	2795,45	3036,81	2747,25
9	3021,08	3080,25	2664,86	2883,04	2804,47
10	2923,98	3003,01	2814,29	3136,08	2823,03
11	3105,59	3354,73	3274,83	3274,83	2964,50
12	2958,58	3216,13	3052,47	3222,22	2958,58

Tabela 10.24 Wartości modułu Younga otrzymane na podstawie pomiarów ultradźwiękowych

Numer próbki	Moduł Younga E_{pv} [GPa]				
	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
1	19,29	19,07	19,30	19,87	18,49
2	19,26	22,66	20,58	21,67	18,27
3	19,71	19,37	22,06	21,25	16,57
4	18,50	19,70	18,76	20,12	18,29
5	-	15,80	18,44	-	19,93
6	15,99	13,92	16,79	19,61	18,31
7	14,00	16,41	16,04	18,10	16,50
8	14,07	-	15,53	18,75	15,38
9	18,17	19,40	13,60	16,52	16,20
10	16,94	18,39	15,14	19,88	16,52
11	19,31	23,25	22,00	22,15	18,22
12	17,74	21,37	19,19	21,29	18,15

BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWE

Uwaga: Wartości, które zaznaczono kursywą nie zostały uwzględnione w obliczeniach wartości średnich

Tabela 10.25 Wartości pozornych modułów Younga otrzymanych na podstawie badań wytrzymałościowych

Numer próbki	Moduł Younga E_p [Gpa]				
	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
1	20,53	20,53	19,70	17,36	13,45
2	20,75	21,66	20,68	16,75	12,22
3	18,62	19,95	21,48	16,85	12,00
4	18,23	19,94	20,75	14,62	14,14
5	14,50	13,86	18,24	18,21	13,96
6	16,43	12,14	16,83	15,25	11,45
7	11,17	15,27	14,96	15,50	12,30
8	10,22	13,94	13,42	17,49	10,82
9	16,96	17,06	9,85	11,93	-
10	16,85	17,57	11,12	13,02	10,68
11	22,34	23,30	19,20	20,28	9,70
12	19,95	20,71	19,23	17,23	12,23

Analiza statystyczna

Test F Fishera - Snedecora

$$F_d = \frac{S_1^2}{S_2^2}$$

$$S^2 = \frac{\sum x_i^2 - \frac{(\sum x_i)^2}{n}}{n-1}$$

Jeżeli $F_d > F_t$ oznacza to, że wariancje są różne – nie można porównywać wyników

Jeżeli $F_d < F_t$ to różnica między wariancjami jest przypadkowa – wyniki można porównywać

Tabela 10.26 Wariancje S^2 i współczynniki F otrzymane na podstawie testu F Fishera – Snedecora.

	Numer grupy				
	1	2	3	4	5
S^2_w	2,27	4,13	1,26	3,88	1,94
S^2_u	0,52	3,22	2,28	1,70	1,66
F_d	4,36	1,28	1,81	2,28	1,17
F_t	5,1	3,7	4,3	3,3	3,0
$F_d > F_t$	–	–	–	–	–
$F_d < F_t$	+	+	+	+	+

„–” warunek nie spełniony, „+” warunek spełniony

ANALIZA NUMERYCZNA**Tabela 10.27** Wartości gęstości energii odkształcenia (Φ_ε) dla obszaru tylnego

	Φ_ε				
odległość [mm]	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
0	0,0014000	0,0013000	0,0014000	0,0015000	0,0020000
20	0,0017000	0,0016000	0,0017000	0,0018000	0,0024000
40	0,0021000	0,0021000	0,0022000	0,0023000	0,0031000
60	0,0026000	0,0025000	0,0027000	0,0028000	0,0038000
80	0,0037000	0,0036000	0,0038000	0,0040000	0,0054000
100	0,0100000	0,0100000	0,0100000	0,0110000	0,0150000
120	0,0085000	0,0083000	0,0087000	0,0090000	0,0120000
140	0,0120000	0,0110000	0,0120000	0,0130000	0,0170000
160	0,0097000	0,0094000	0,0099000	0,0100000	0,0140000
180	0,0100000	0,0100000	0,0110000	0,0110000	0,0150000
200	0,0072000	0,0070000	0,0073000	0,0077000	0,0100000
220	0,0058000	0,0056000	0,0059000	0,0063000	0,0084000
240	0,0044000	0,0043000	0,0045000	0,0048000	0,0064000
260	0,0021000	0,0020000	0,0021000	0,0027000	0,0030000
280	0,0051000	0,0050000	0,0052000	0,0055000	0,0074000
300	0,0002800	0,0002700	0,0002800	0,0003000	0,0004000
320	0,0003400	0,0003300	0,0003500	0,0003700	0,0005000
340	0,0000940	0,0000920	0,0000960	0,0001000	0,0001400

Tabela 10.28 Wartości gęstości energii odkształcenia (Φ_ε) dla obszaru przedniego

	Φ_ε				
odległość [mm]	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
0	0,00024	0,00023	0,00023	0,00025	0,00034
20	0,000017	0,000017	0,000018	0,000018	0,000025
40	0,000062	0,00006	0,000064	0,000067	0,00009
60	0,00016	0,00016	0,00016	0,00017	0,00023
80	0,00062	0,0006	0,00063	0,00066	0,00089
100	0,00059	0,00058	0,00061	0,00064	0,00086
120	0,00038	0,00037	0,00039	0,00041	0,00055
140	0,0006	0,00059	0,00062	0,00065	0,00087
160	0,0002	0,0002	0,00021	0,00022	0,0003
180	0,00097	0,00094	0,00099	0,001	0,0014
200	0,00074	0,00072	0,00075	0,0008	0,0011
220	0,00048	0,00047	0,00049	0,00052	0,0007
240	0,00068	0,00066	0,0007	0,00074	0,00099
260	0,00041	0,0004	0,00042	0,00044	0,0006
280	0,00034	0,00033	0,00035	0,00037	0,0005
300	0,0027	0,0027	0,0028	0,003	0,004
320	0,0014	0,0014	0,0014	0,0015	0,002

Tabela 10.29 Wartości gęstości energii odkształcenia (Φ_ε) dla obszaru przysrodkowego

	Φ_ε				
odległość [mm]	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
0	0,0035	0,0035	0,0036	0,0038	0,0051
20	0,0036	0,0035	0,0037	0,0039	0,0053
40	0,0039	0,0038	0,004	0,0042	0,0057
60	0,0065	0,0063	0,0066	0,007	0,0094
80	0,0095	0,0092	0,0097	0,01	0,014
100	0,0073	0,007	0,0075	0,0079	0,011
120	0,0091	0,0088	0,0093	0,0098	0,013
140	0,0073	0,0071	0,0075	0,0078	0,01
160	0,0058	0,0056	0,006	0,0062	0,0084
180	0,0058	0,0057	0,0059	0,0063	0,0085
200	0,0069	0,0067	0,0071	0,0074	0,01
220	0,0052	0,0051	0,0053	0,0056	0,0076
240	0,0044	0,0043	0,0045	0,0047	0,0064
260	0,0014	0,0013	0,0014	0,0014	0,002
280	0,0019	0,0018	0,0019	0,002	0,0027

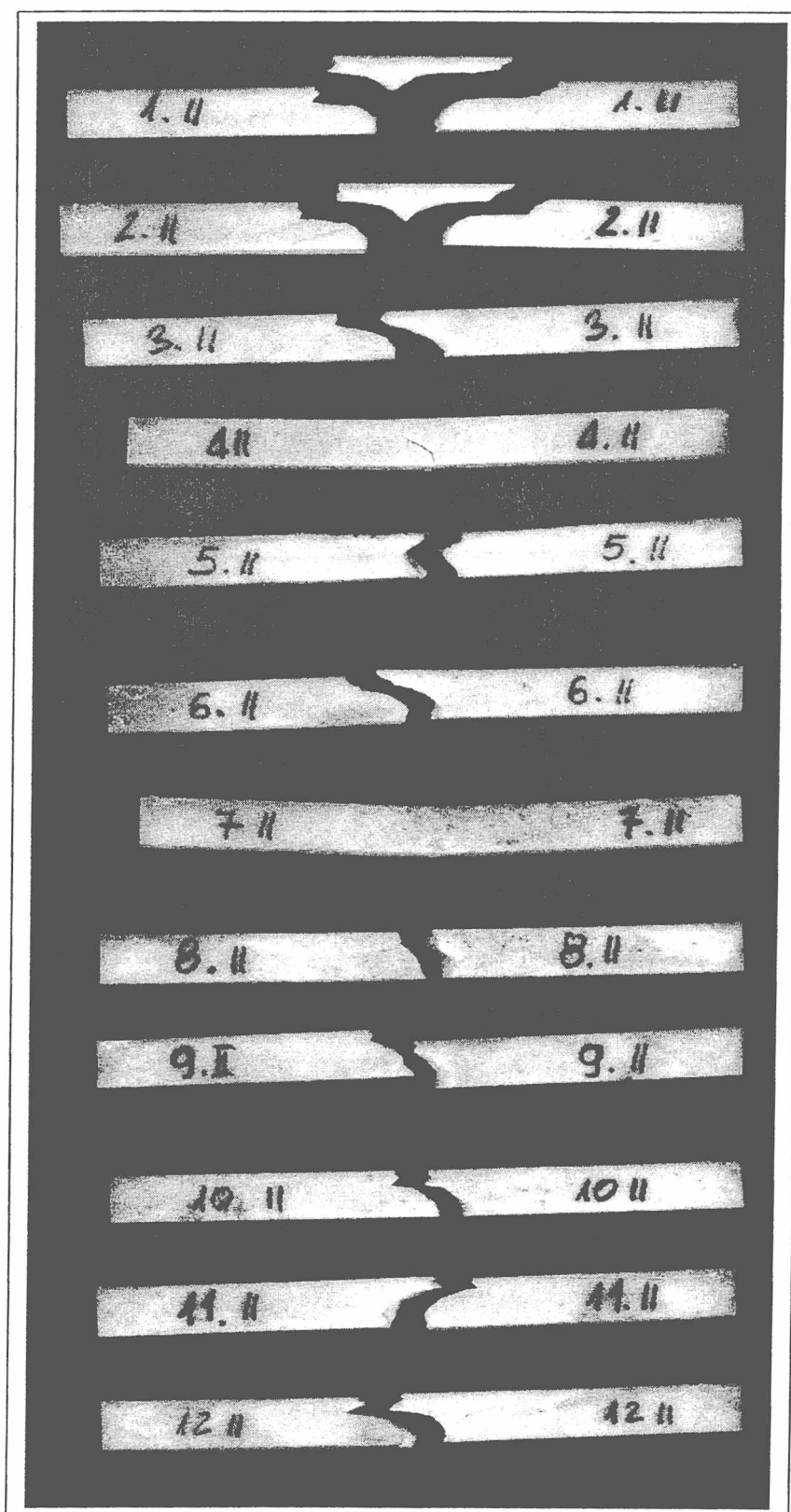
Tabela 10.30 Wartości gęstości energii odkształcenia (Φ_ε) dla obszaru odśrodkowego

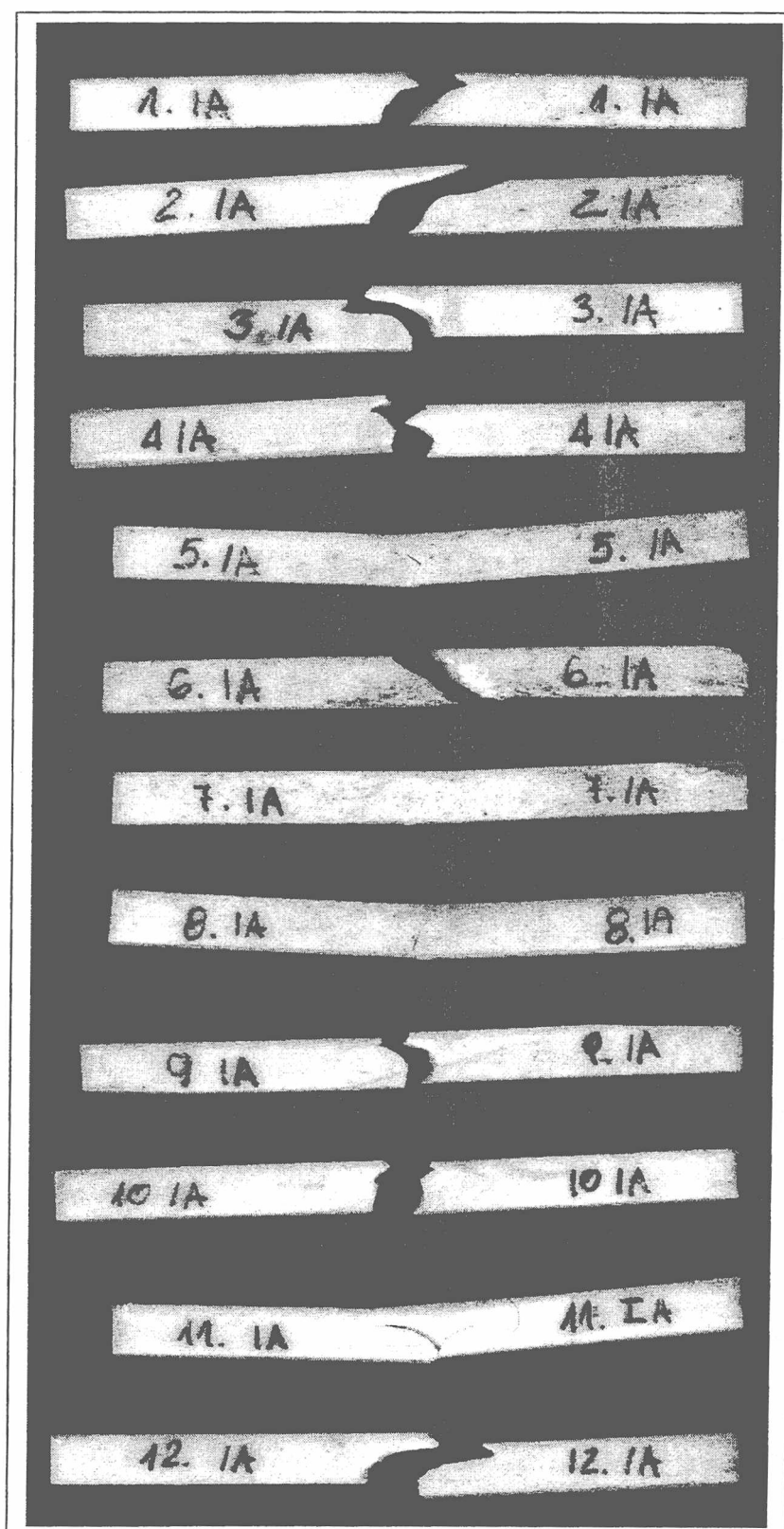
	Φ_ε				
odległość [mm]	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5
0	0,00041	0,00039	0,00042	0,00044	0,00059
20	0,00019	0,00018	0,00019	0,00027	0,00028
40	0,0004	0,00039	0,0004	0,00043	0,00058
60	0,00054	0,00052	0,00055	0,00058	0,00078
80	0,00029	0,00028	0,0003	0,00032	0,00043
100	0,00021	0,0002	0,00021	0,00022	0,0003
120	0,00013	0,00013	0,00013	0,00014	0,00019
140	0,00032	0,00031	0,00033	0,00035	0,00047
160	0,00011	0,00011	0,00012	0,00012	0,00016
180	0,000051	0,000049	0,000052	0,000055	0,000074
200	0,00019	0,00018	0,00019	0,0002	0,00027
220	0,000015	0,000014	0,000015	0,000015	0,000021
240	0,00032	0,00031	0,00032	0,00034	0,00046
260	0,002	0,0019	0,002	0,0021	0,0029
280	0,025	0,024	0,025	0,026	0,036
300	0,014	0,015	0,015	0,015	0,021
320	0,015	0,015	0,016	0,0165	0,022
340	0,0028	0,0027	0,0028	0,003	0,004
360	0,0021	0,002	0,0021	0,0022	0,003

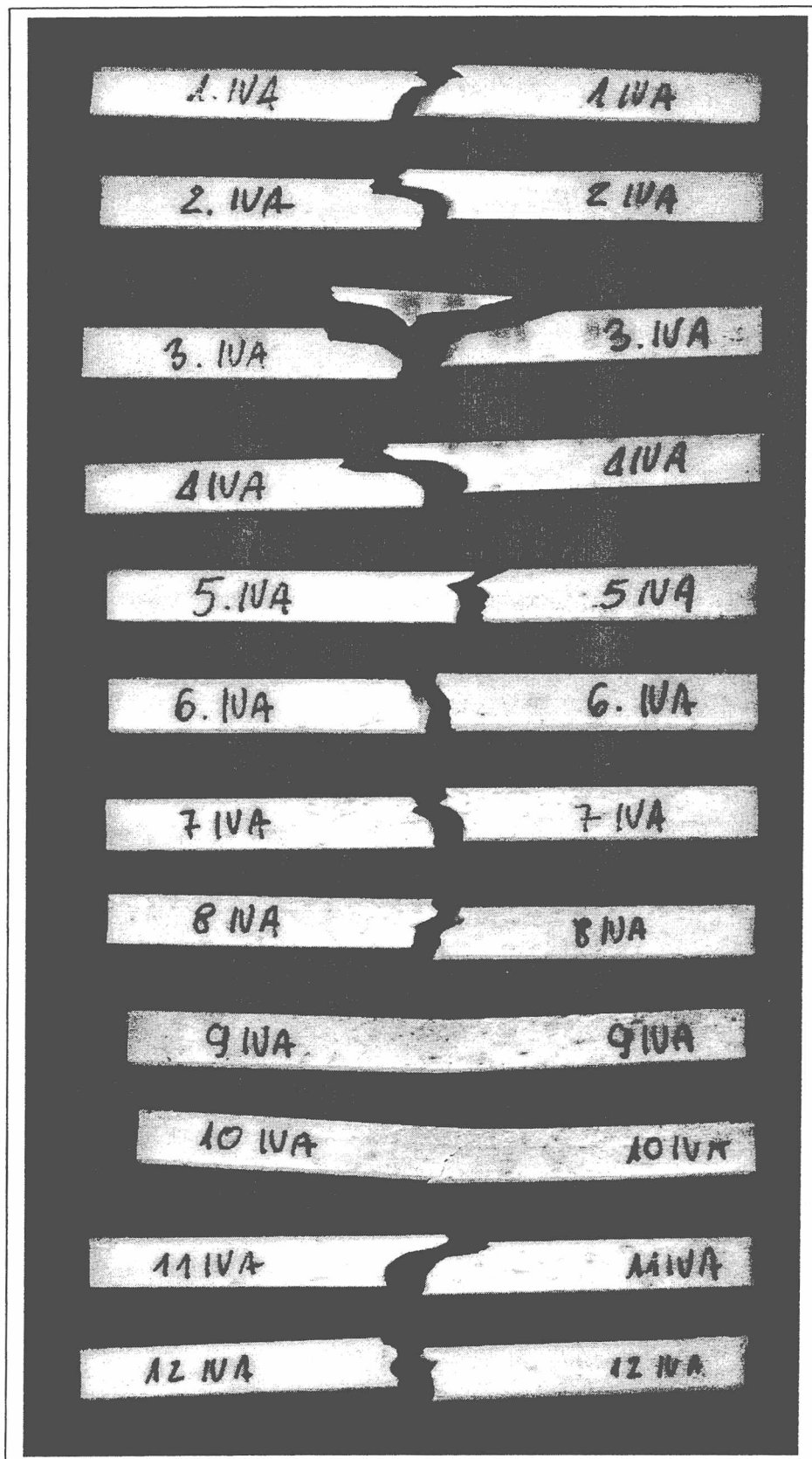
10.2 RYSUNKI

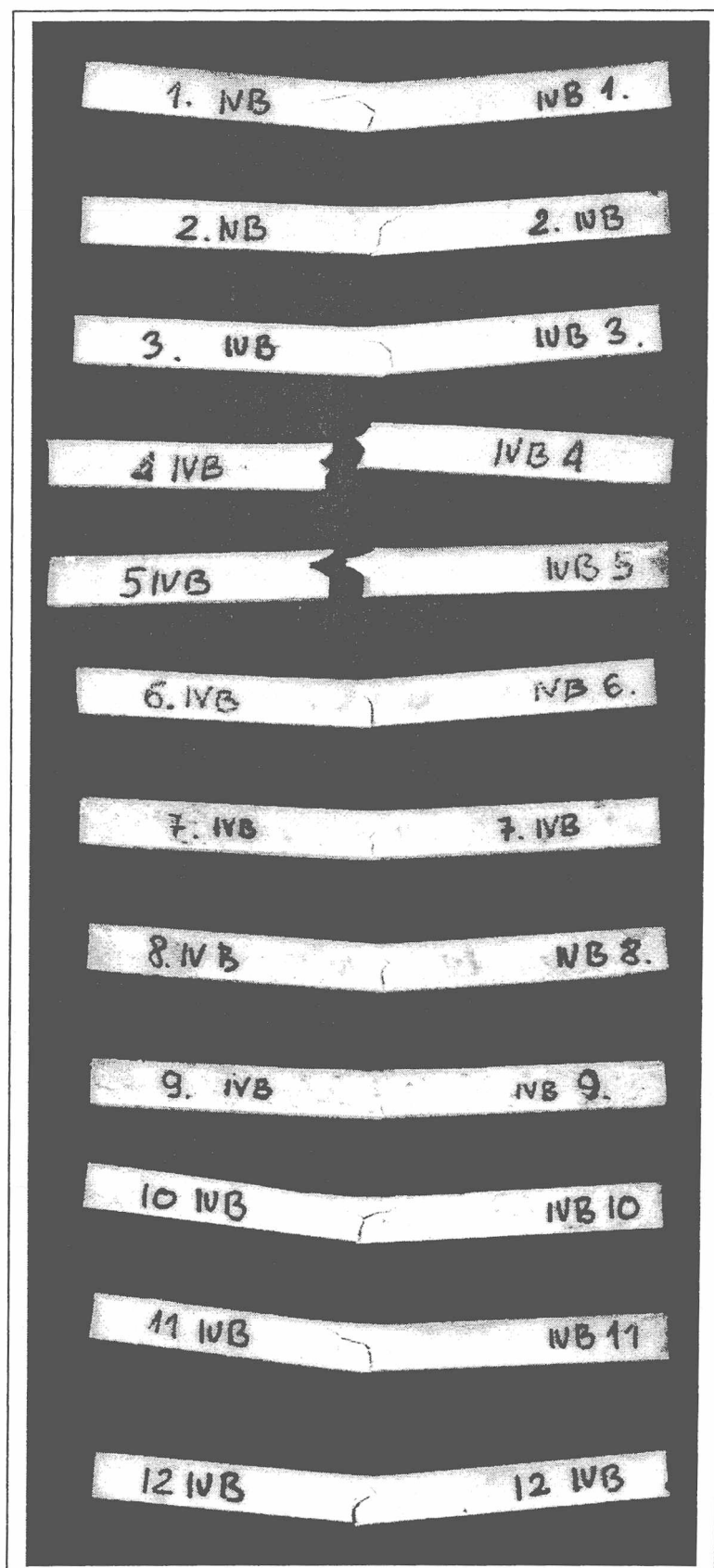
Przełomy próbek otrzymane po przeprowadzeniu badań wytrzymałościowych (badania podstawowe)

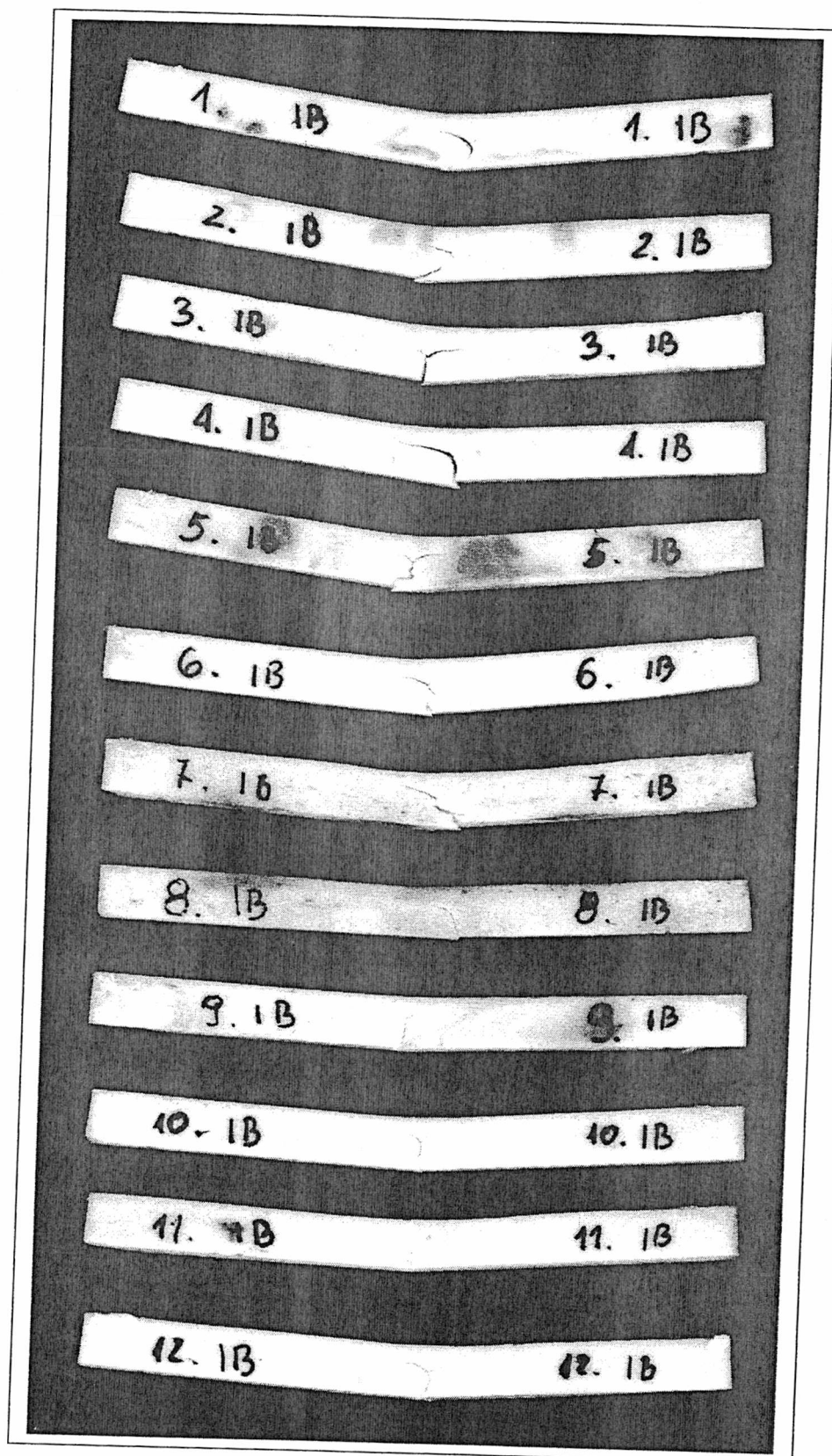
Rys. 10.1 GRUPA NR 1 - (0,9% NaCl)



Rys. 10.2 GRUPA NR 2 - (0,002 mol/dm³ NaF)

Rys. 10.3 GRUPA NR 3 - (0,02 mol/dm³ NaF)

Rys. 10.4 GRUPA NR 4 - (0,2 mol/dm³ NaF)

Rys. 10.5 GRUPA NR 5 - ($2 \text{ mol/dm}^3 \text{ NaF}$)

ROZDZIAŁ 11

BIBLIOGRAFIA

Affinito P, Carlo C Di, Primizia M, Petrillo G, Tremolaterra F, Nappi C, (1993) *A new fluoride preparation for the prevention of postmenopausal osteoporosis: Calcium monofluorophosphate*, Gynecol. Endocrinol., Vol. 7, pp. 201 – 205.

Ashman R B, Cowin S C, Van Buskirk W C, Rice J C, (1984) *A continuous wave technique for the measurment of the elastic properties of cortical bone*, J. Biomech. Vol. 17, pp. 349 – 361.

Ashman R B, and Rho J Y, (1988) *Elastic modulus of trabecular bone material*, J. Biomechanics Vol. 21, pp. 177 - 181.

Badurski J (red), **Sawicki A, Boczoń S,** (1994) *Osteoporoza*, Białystok, Osteoprint, wyd. 2.

Bełzowski A, *Kontakt prywatny*, Zakład Wytrzymałości Materiałów Politechniki Wrocławskiej.

Bergman G, Graiche F, Rohlmann A, (1993) *Hip joint laoding during walking and runing, measuredd in two patients*, J. Biomech. Vol. 8, pp 969 – 900.

Bernakiewicz M, (1998) *Opracowanie kryteriów odkształceniowo – naprężeniowych doboru implantów stawu biodrowego*, Praca doktorska. IKEM, PWr.

Będziński R, (1997) *Biomechanika inżynierska – zagadnienia wybrane*. Oficyna Wydawnicza PWr., Wrocław, wyd. 1.

Będziński R, Siemasz M, Stępniewski Z, Wall A, (1994) *Badania modelowe przemieszczeń nasady bliższej kości udowej*, Materiały Konferencyjne, XII Szkoła Biomechaniki, Wrocław – Szklarska poręba, 20 – 23. 10. 1994

Bohatyrewicz A, Bialecki P, Leźnicka K, (1999) *The influence of fluoride ingestion on mechanical strength of fenoral shafy and neck in growing rats*, Proceedings of the 4th Polish Scientific Conference, Biomechanics 99, Wrocław – Polanica Zdrój 8 – 11. 09.1999, Acta of bioengineering and Biomechanics, Vol. 1, (supp. 1).

Boivin G, Duriez J, Chapuy M C, Flautre B, Hardouin P, Meunier P J, (1993) *Relationship between bone fluoride content and histological evidence of calcification defects in osteoporotic women treated long term with sodium fluoride*, Osteoporosis Int, Vol. 3, pp. 204 – 208.

- Bonfield W, Tully, A E**, (1982) *Ultrasonic analysis of the Young's modulus of cortical bone*, J. Biomed. Engng. Vol. 4, pp23 - 27.
- Burczyński T**, (1998) *Współczesne tendencje w rozwoju metod komputerowych w naukach stosowanych*, Wykład inauguracyjny w Politechnice Śląskiej, wyd. Pol. Śl.
- Calderale P M, Scelfo G**, (1987a) *Mathematical models of the musculo – skeletal system*, Eng. Med. Vol. 16, pp. 131 – 146.
- Calderale P M, Scelfo G**, (1987b) *Mathematical model of locomotor apparatus*, Eng. Med. Vol. 16, pp. 147 – 161.
- Carter D R, Hayes W C**, (1976) *The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure*, J. Bone Jt Surg., Vol. 59-a, No 7, pp.954-962
- Corwinshield R D**, (1990) *A measurement of proximal femure strain with total hip arthroplasty*, J. Biomech. Eng. Vol. 102, pp. 230 – 233.
- Corwinshield R D, Johnston R C, Andrews J G, Brand R A**, (1978) *A biomechanical investigation of the human hip*, J. Biomech. Vol. 11, pp. 75 – 85.
- Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A**, (1996) *Mechanical validation of whole bone composite femur models*, J. Biomech, Vol. 29, No. 4, pp. 525 – 535.
- Czerwinski E**, (1991) *Wpływ fluoru na występowanie zmian zwyrodnieniowych stawów i kręgosłupa*, Folia Med. Cracov., nr 32 s.289 – 297.
- Czerwinski E, Skolarczyk A, Dutka J**, (1981) *Wpływ fluoru na narząd ruchu*, Folia Med. Cracov., nr 23, s. 361 – 367.
- Currey J D**, (1988a) *The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone* J. Biomechanics Vol. 21, pp. 439 - 441.
- Currey J D**, (1988b) *The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone* J. Biomechanics Vol. 21, pp.131 - 139.
- Currey J D, Brear K**, (1990) *Hardness, Young's modulus and yield stress in mammalian mineralized tissues*. J. of Materials Science Materials in Medicine Vol. 1, pp.14 - 20.
- Davies J P, Tse M. K, Harris W H**, (1996) *Monitoring the integrity of the cement-metal interface of total joints components in vitro using acoustic emission and ultrasound*, J. Arthroplasty, Vol. 11, pp. 594-601.
- Davy D T, Kotzar G M, Brown R H, Heiple K G, Goldberg V M, Heiple K G Jr., Berilla J, Burstein A H**, (1988) *Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty*, J. Bone and Jt. Surg. Vol. 70A, pp.45 – 50.

Deligianni D D, Missirlis Y F, Tanner K E, Bonfield W, (1991) *Mechanical behaviour of trabecular bone of the human femoral head in females*, J. of Materials Science: Materials in Medicine Vol. 2, pp. 168 - 175.

Dragan Sz, Wall A, Będziński R, Jankowski L, (1994) *Zastosowanie interferometrii holograficznej w doświadczalnej analizie mikroruchów trzpieni endoprotez bezcementowych*, Materiały Konferencyjne, XII Szkoła Biomechaniki, Wrocław – Szklarska poręba, 20 – 23. 10.

Dyląg Z, Jakubowicz A, Orłoś Z, (1996) *Wytrzymałość materiałów*, tom 1, WNT, Warszawa.

Dziedzic – Gocławska A, (1988) *Tkanka kostna*, (rozdz. 6) Histologia, PZWL, Warszawa, pod red. Ostrowskiego K.

Eanes E D, Reddi A H, (1979) *The effect of fluoride on bone mineral apatite*, Metab. Bone Dis. Rel. Res., Vol. 2, pp. 3 – 10.

Ederman W S, (1990) *Zagadnienia biomechaniki morfologicznej*, Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej, tom 5 Biomechanika, WKiŁ, Warszawa, pod red. Moreckiego A i Ramotowskiego W.

Evans F G, (1973) *Mechanical Properties of Bone*. C. C. Thomas, Springfield.

Evans F G, Behiri J C, Currey J D, Bonfield W, (1990) *Microhardness and Young's modulus in cortical bone exhibiting a wide range of mineral volume fractions, and in a bone analogue* J. of Materials Science: Materials in Medicine Vol. 1, 38 - 43.

Fischer R A, Arms S W, Pope M. H, Seligson D, (1986) *Analisis of the effect two different strein rates on the acoustic emission in bone*, J. Biomech, Vol. 19, pp. 119-127.

Gabryszewski Z, (1987) *Teoria sprężystości i plastyczności*, Oficyna Wydawnicza PWr., Wrocław,

Gambacciani M, Spinetti A, Cappagli B, Taponeco F, Felipetto R, Parrini D, (1993) *Effects of iprifavone administration on bone mass and metabolism in ovariectomized women*, J. Endocrinol. Invest., Vol. 16, pp. 333 – 337.

Gambacciani M, Spinetti A, Taponeco F, Piaggese L, Cappagli B, Caponi M, Rovati L C, Genazzani A R, (1995) *Treatment of postmenopausal vertebral osteopenia with monofluorophospate: A long-term calcium-controlled study*, Osteoporosis Int., Vol. 5, pp. 467 – 471.

Gawda H, Przystupa W, Sękowski L, (1988) *Współczynniki sprężystości kości wyznaczone metodą ultradźwiękową*, XIII Sympozjum Mechaniki Doświadczalnej Ciała Stałego, Jadwisin, 11-13. 10

Gedalia I, Zipkin I, (1973) *The role of fluoride in bone structure*, St. Louis, Missouri, USA, ed. by Green W H.

- Gennari C**, (1993) *Treatment of postmenopausal osteoporosis with monofluorophosphates: new evidence*, Proceedings of the 4th International Symposium on Osteoporosis and Consensus Development Conference, 27.03 – 02.04, Hong Kong, Handelstrykkeriet Aalborg ApS, Denmark, pp. 438 – 440.
- Gibson L J, Ashby M F**, (1982) *The mechanics of three - dimensional cellular materials*, Proc. R. Soc. Vol. 382, pp. 43 - 59.
- Hasegawa K, Takahashi H E, Kogo Y, Kawashima T, Hara T, Tanabe Y**, (1993) *Mechanical properties of osteopenic vertebral bodies monitored by acoustic emission*, Bone Vol. 14, pp. 737-743.
- Hayes W C**, (1991) *Biomechanics of cortical and trabecular bone: Implications for assessment of fracture risk*, Basic orthopaedic biomechanics, Raven Press, New York, ed. by Mow C, Hayes W, C.
- Heaney R P, Baylink D J, Johnston C C Jr., Melton L J III, Meunier P J, Murry T M, Nagant de Deuxchaisnes Ch**, (1989) *Fluride therapy for the vertebral crush fracture syndrome*, A status report, Ann Intern Med., Vol. 111, No. 8, pp. 678-680.
- Hodgkinson R, Currey J D**, (1992) *Young's modulus, density and material properties in cancellous bone over a large density range* J. of Materials Science: Materials in Medicine Vol. 3, pp.377- 381.
- Huiskes R**, (1990) *The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems*, Clin. Orthop. pp. 27 – 38.
- Huiskes R, Boeklangen R**, (1989) *Mathematical shape optimization of hip prothesis design*, J. Biomech., Vol. 22, No. 8/9, pp.793 – 804.
- Ignacak J, Guminska M**, (1991) *Fluor w moczu u ludzi żyjących w zanieczyszczonych środowiskach*, Folia Med. Cracov., nr 32, s. 83–87.
- Jackson A P**, (1992) *Bone, nacre and other ceramics*, Biomechanics material, A practical approach, Oxford University Press, ed. by J F V Vincent, pp. 33-56
- Jędrzejuk D, Milewicz A, Bolanowski M, Bidzińska B**, (1996) *Dose drinking water fluoridation increase bone strenght in young population*, 1996 World Congress on Osteoporosis, Vol. 6 (Suppl. 1), pp. 212, (abstract).
- Kaczmarek M, Kubik J**, (1995) *Wyznaczanie stałych materiałowych dla fizycznych i kinematycznych składników ośrodka porowatego wypełnionego cieczą*, Rozprawy inżynierskie, PAN, IPPT, nr. 33, s. 589 – 609.
- Kapandji I A**, (1987) *The physiology of the joint*. Vol. 2, Lower Limb, London.
- Keller T**, (1994) *Predicting the compressive mechanical behavior of bone*, J. Biomech. Vol. 27, pp.1159-1168.

Kędryna T, Stachurska M. B, Ignacak J, Guminska M, (1992) *Effect of environmental fluorides on key biomechanical processes in humans*, Folia Med. Cracov., nr 33, s. 49 – 57.

Kleerekoper M, Peterson E L, Nelson D A, Phillips E, Nelson D, Tilley B, Parfitt A M, (1989) *Continuous sodium fluoride therapy does not reduce vertebral fracture rate in postmenopausal osteoporosis*, J. Bone Miner. Res., Vol. 4, (Suppl. 1), pp. 376, (abstract).

Kleerekoper M, Peterson E L, Nelson D A, Phillips E, Schork M A, Tilley B C, Parfitt A M, (1991) *A randomized trial of sodium fluoride as a treatment for postmenopausal osteoporosis*, Osteoporosis Int, Vol. 1, pp. 155 – 161.

Kurnik W, Tylikowski A, (1997) *Mechanika elementów laminowanych*, Mechanika i budowa maszyn, Oficyna Wydawnicza PWA., Warszawa, wyd. 1.

Lafage M H, Balena R, Battle M, Shea M, Seedor J G, Klein H, Hayes W C, Rodan G A, (1995) *Comparison of alendronate and sodium fluoride effects on cancellous and cortical bone in minipigs*, J. Clin. Invest., Vol. 95, pp. 2127 – 2133.

Lang S B, (1970) *Ultrasonic method for measuring elastic coefficients of bone and results on fresh and dried bovine bones*, IEEE Trans. Biomed. Engng. BME – 17, pp. 101 – 105.

Leichter I, Bivas A, Margulies J Y, Roman I, Simkin A, (1990) *Acoustic emission from trabecular bone during mechanical testing: the effect of osteoporosis and osteoarthritis*, Proc. Inst. Mech. Eng., Vol. 204, pp. 123-127.

Lengsfeld M, Kaminski J, Merz B, Franke R P, (1996) *Sensitivity of femoral strain pattern analyses to resultant and muscle forces at the hip joint*, Med. Eng. Phys. Vol. 18, No. 1, pp. 70 – 78.

Leone N C, Stevenson C A, Hilbish T F, Sosman M. C, (1955) *A roentgenologic study of human population exposed to high fluoride domestic water, A ten – year study*, [zbiory prywatne autora]

Lipson S F, Katz J L, (1984) *The relationship between elastic properties and microstructure of bovine cortical bone*, J. Biomechanics Vol. 17, pp. 231 - 240.

Lundy M W, Stauffer M, Wergedal J E, Baylink D J, Featherstone J D B, Hodgson S F, Riggs B L, (1995) *Histomorphometric analysis of iliac crest bone biopsies in placebo: Treated versus fluoride – treated subjects*, Osteoporosis Int, Vol. 5, pp. 115 – 129.

Machoy Z, (1987) *Biomechaniczne mechanizmy działania związków fluoru*, Folia Med. Cracov., nr 28, s. 61-81.

Majer A, *Kontakt prywatny*, Szpital Specjalistyczny im. Rydygiera we Wrocławiu.

Mamelle N, Meunier P J, Dusan R, (1988) Risk-benefit ratio of sodium fluoride treatment in primary vertebral osteoporosis, *Lancet*, Vol. 2, pp. 361 – 365.

Maquet P G J, (1984) *Biomechanics of the knee*, Springer-Verlag, Berlin

Maquet P G J, (1985) *Biomechanics of the hip*, Springer-Verlag, Berlin.

Marciniak J, (1992) *Biomateriały w chirurgii kostnej*, Wydawnictwo Pol. Śl., Gliwice, wyd. 1.

Marier J R, (1980) *Observations and implications on the Mg – vs – F interactions in biosynthesis*, A review, *Proc. Finn. Dent. Soc*, Vol. 76, pp. 93 – 102.

Marier J R, (1990) *Interrelation between magnesium depletion and fluoride toxicosis*, *Arch. Ochrony Środowiska*, nr 3 - 4, s. 95 – 102.

Massin P, Vandenbusche E, Landjerti B, Augereua B, (1996) *Experimental study of periacetabular deformations befor and after implantation of hip protheses*, *J. Biomech.* Vol. 29, No. 1, pp. 53 – 61.

Mente P L, Lewis J L, (1987) *Young's modulus of trabecular bone tissue*, *Trans. 33rd Orthop. Res. Soc.* 12, 49.

Müller R, Rügsegger P, (1996) *Analisis of mechanical properties of cancellous bone under conditions of simulated bone atrophy*, *J. Biomechanics* Vol. 29, pp. 1053-1060.

Niedziółka J, Hoszowski K, Gawron J, Lachowicz W, Wachowiak A, (1993) *Epidemiologia złamań części bliższej kości udowej oraz ocena kosztów leczenia*, *Materiały Oddziału Ortopedyczno-urazowego Szpitala Kolejowego w Warszawie w latach 1986-1990*, *Pol. Tyg. Lek.*, Vol. 48, supl. 3, s. 61-64.

Orth J, Schwalbe H J, Dorner H P, Fink J, Brehmer U, Franke R P, (1998) *Schallemissionsanalyse an menschlichen knochen im rahmen dre klinischen diagnostik*, *Biomed Tech.*, Vol. 43, pp. 194-201.

Paul J P, (1976) *Approaches to desing; force action transmitted by joints in the human body*, *Proc. R. Soc. Lond.* Vol. 192, pp. 163 – 172.

Paul J P, Poulson J, (1974) *The analisis of forces transmitted by joints in human body*, *Proc. 5th Int. Conf. Stress Analysis*, Udine, pp. 334 – 342.

Pauwels F, (1979) *Symposium Biomechanik in Orthopadie and Traumotologie*, Berlin

Pauwels F, (1983) *Die Beanspruchung des Femur nach Huftgelenersatz*, *Zeitschrift fur Orthopädie*, nr 121.

Pelker R R, Friedlander G E, Markham T C, Panjabi M M, Moen C J, (1984) *Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone*, J. Orthop. Res. Vol. 1, pp. 405 - 411.

Pouilles M J, Tremollieres F, Causse E, Louvet J P, Ribot C, (1991) *Fluoride therapy in postmenopausal osteopenic women: Effect on vertebral and femoral bone density and prediction of bone response*, Osteoporosis Int, Vol. 1, pp. 103 - 109.

Pszonka A, Błażejowski W, Myszka W, (1998) *Badania rur ES (kompozyt epoksydowo – szklany) przy skręcaniu z wykorzystaniem emisji akustycznej*, Raport ImiMT, PWr., Ser. PRE nr 17.

Pytlik M., Nowińska B, Janiec W, Czubak E, (1998) *Wpływ flurku sodu na rozwój osteopenii wywołanej ovariectomią u szczurów*, Postępy osteoartrologii, Białystok, Osteoprint, nr 10.

Ranachowski J (red), Rejmund F, (1996) *Zastosowanie EA w badaniach materiałów i urządzeń, Procesy niszczenia i wytrzymałość ceramiki, kości, betonu*, IPPT PAN, Warszawa,

Reginster J Y, (1993) *Treatment of postmenopausal osteoporosis with sodium monofluorophosphate: preliminary results of a long term double blind placebo-controlled study*, Proceedings of the 4th International Symposium on Osteoporosis and Consensus Development Conference, 27.03 – 02.04, Hong Kong, Handelstrykkeriet Aalborg ApS, Denmark, pp. 435 – 437.

Rice J C, Cowin S C, Bowman J A, (1988) *On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density*, J. Biomechanics Vol. 21, pp.155 - 168.

Rich C, Ensink J, (1961) *Effect of sodium fluoride on calcium metabolism of human beings*, Nature, Vol. 191, pp. 197 – 210.

Richards A, Mosekilde Li, Søgaard C H, (1994) *Normal age – related changes in fluoride content of vertebral trabecular bone – relation to bone quality*, Bone, Vol. 15, No. 1, pp. 21 – 26.

Riggs B L, Hodgson S F, O' Fallon W M, Chao E Y S, Wahner H W, Muhs J M, Cedel S L, Melton L J III, (1990) *Effect of fluoride treatment on the fracture rate in postmenopausal women with osteoporosis*, N. Engl. J. Med., Vol. 322, No. 12, pp. 802 – 809.

Riggs B L, Melton L J, (1986) *Involutional osteoporosis*, N. Eng. J. Og Med., Vol. 314, pp.

Riggs B L, Melton L J, (1992) *The prevention and treatment of osteoporosis*, N. Engl. J. Med., Vol. 327, pp. 48 – 52.

Ringe J D, Schmid R, (1993) *Therapeutic experience with the combination monofluorophosphate and calcium*, Proceedings of the 4th International Symposium on Osteoporosis and Consensus Development Conference, 27.03 – 02.04, Hong Kong, Handelstrykkeriet Aalborg ApS, Denmark, pp. 433 – 434.

Rizzoli R, Chevalley T, Slosman D O, Bonjour J P, (1995) *Sodium monofluorophosphate increases vertebral bone mineral density in patients with corticosteroid – induced osteoporosis*, Osteoporosis Int, Vol. 5, pp. 39 – 46.

Rogała P, Uklejewski R, (1996) *Osteoporotyczny proces niszczenia kości – zarys współczesnych poglądów biomedycznych i bioinżynierskich*, Procesy niszczenia i wytrzymałość ceramiki, kości, betonu, IPPT PAN, Warszawa, pod red. Ranachowskiego J i Rejmunda F.

Rosiek G, *Kontakt prywatny*, Zakład Budownictwa Politechniki Wrocławskiej.

Röhrle H, Schloten R, Sigolotto C, Sollbach W, Kellner H, (1984) *Joints forces in the human pelvis-leg skeleton during walking*, J. Biomech, Vol. 17, pp. 409 – 424.

Schaffler M B, Burr D B, (1988) *Stiffness of compact bone: effects of porosity and density*, J. Biomechanics Vol. 21, pp.13 - 16.

Schmid J, Nordmann K, (1994), *Removal of bone cement from the femoral canal using an acoustic emission- controlled milling device*, Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 32, pp. 258-260.

Salzstein R A, Pollack S R, (1987) *Elektromechanical potentials in cortical bone - part II, Experimental analysis*, J. Biomech., Vol. 20, No. 3, pp. 271 – 280.

Salzstein R A, Pollack S R, Mak A F T, Petrov N, (1987) *Elektromechanical potentials in cortical bone - part I, Continuum approach*, J. Biomech., Vol. 20, No. 3, pp. 261 – 270.

Schwalbe H J, Bamfaste G, Franke R P, (1999) *Non-destructive and non-invasive observation of friction and wear of human joints and of fracture initiation by acoustic emission*, Proc. Inst. Mech. Eng., Vol. 312, pp. 41-48.

Scott G C, Korostoffa E, (1990) *Oscillatory and step response elektromechanical phenomena in human and bovine bone*, J. Biomech., Vol. 23, No. 2, pp. 127 – 143.

Sebert J L, Richard P, Menecier I, Bisset J P, Loeb G, (1995) *Monofluorophosphate increases lumbar bone density in osteopenic patients: A double – masked randomized study*, Osteoporosis Int, Vol. 5, pp. 108 – 114.

Seireg A, Arvikar R J, (1975) *The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking*, J. Biomech, Vol. 8, pp.89 – 102.

Singer I, Armstrong D D, Zipkin I, Fralier P D, (1974) *Chemical composition and structures of fluorotic bone*, Clinical Orth, Vol. 99, pp. 303 – 312.

Skinner H B, Kim A S, Keyak J H, Mote C D Jr., (1994) *Femoral prosthesis implantation induces changes in bone stress that depend on the extent of porous coating*, J Orthop. Res. Vol. 12, pp. 553 – 563.

Sobotta J, (1997) *Atlas anatomii człowieka*, tom 2, Urban & Partner, Wrocław, wyd. II polskie, opracowane przez Ziółkowskiego M.

Søgaard C H, Mosekilde Li, Richards A, Mosekilde Le, (1994) Marked decrease in trabecular bone quality after five years of sodium fluoride therapy – Assessed by biomechanical testing of iliac crest bone biopsies in osteoporosis patients, *Bone*, Vol. 15, No. 4, pp. 393 – 399.

Søgaard C H, Mosekilde Li, Schwartz W, Leidig G, Minne H W, Zigler R, (1995) *Effects of fluoride on rat vertebral body biomechanical competence and bone mass*, *Bone*, Vol. 16, No. 1, pp. 163 – 169.

Starkebaum W, Pollack S R, Korostoff E, (1979) *Mickroelectrode studies of stress – generated potentials in four – point bending of bone*, *J. Biomed. Mater. Res.*, Vol. 13, pp. 729 – 751.

Sugiyama H, Whiteside L A, Kaiser A D, (1989) *Examination of rotation fixation of the femoral component in total hip Arthroplasty. Amechanical study of micromovement and acoustic emission*, *Clin. Orthop.* Vol. 249, pp. 122-128.

Sylwanowicz W (red), **Krechowiecki A, Łasiński W, Narkiewicz O,** (1978) *Anatomia człowieka*. PZWL, Warszawa.

Święcki Z, (1992) *Kość i jej niszczenie*, (rozdz. 1) *Bioceramika dla ortopedii*, IPPT PAN, Warszawa.

Święcki Z, (1996) *Współdziałanie kość – implanty, ocena mechaniczna, chemiczna i biologiczna*, *Procesy niszczenia i wytrzymałość ceramiki, kości, betonu*, IPPT PAN, Warszawa, pod red. Ranachowskiego J i Rejmunda F.

Święcki Z, Rosiek G, (1998) *Tkanka kostna – właściwości biologiczne, krystalochemiczne i fizyczne*, *Prace naukowe Akademii Ekonomicznej we Wrocławiu, Chemia. Związki fosforu w chemii, rolnictwie i medycynie*, nr 792, s.13 – 30.

Taylor M E, Tanner K E, Freeman M A R, Yettram A L, (1996) *Stress and strein distribution within the intacat femur: compression or bending?* *Med. Eng. Phys.* Vol. 18, N. 2, pp. 122 – 131.

Thiebaud D, Bruckhardt P, Melchior J, Eckert P, Jacquet A F, Schnyder P, Gobelet C, (1994) *Two years' effectiveness of intravenous pamidronate (APD) versus oral fluoride for osteoporosis occurring in the postmenopause*, *Osteoporosis Int.*, Vol. 4, pp. 76 – 83.

Thustowicz W, (1997) *Diagnostyka radiologiczna osteoporozy, Zastosowanie densytometrii w diagnostyce o monitorowaniu leczenia metabolicznych schorzeń kostnych*, *Materiały szkoleniowe*, pode red Lorenca R., Warszawa.

Uklejewski R, (1992) *Kość jako wypełniony płynem dwufazowy ośrodek porowaty*, IPPT PAN, Warszawa.

Uklejewski R, (1994) *O efektach elektromechanicznych w porowatej kości zbitej wypełnionej płynem fizjologicznym i efekcie akustoelektrycznym w trzonach kości długich mokrych*, rozpr. habil., *Prace Inst. Biocyb. Inż. Biomed.*, PAN, Nr 35.

Waldbott G L, (1983) *Subacute fluorosis due to airborne fluoride*, Fluoride, Vol. 16, pp. 72 – 82.

Walsh W R, Guzelsu N, (1994) *Compressive properties of cortical bone: mineral – organic interfacial bonding*, Biomaterials, Vol. 15, pp. 137 – 145.

Williams, J. L. and Lewis, J. L. (1982) *Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis*, J.Biomech. Engng. Vol. 104, pp.50 - 56

Wolinsky I, Simkin A, Guggenheim K, (1972) *Effect of fluoride on metabolism and mechanical properties of rat bone*, Am. J. Physiol., Vol. 223, pp. 46 – 50.

Van Buskirk W C, Ashman R B, (1981) *The elastic moduli of bone*. Mechanical Properties of Bone, pp. 131 – 143, ASME, New York, ed. by Cowin S C,

Van Rietbergen B, Weinans H, Huiskes R, Odgaard A, (1995) *A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models*, J. Biomech. Vol.28, pp. 69-81.

Yamada H, (1970) *Strength of Biological Materials*, The Williams & Wilkins Company, Baltimore, ed. by F. G. Evans.

Yoon H S, Katz J L, (1976) *Ultrasonic wave propagation in human cortical bone – part II*, Measurements of elastic properties and microhardness, J. Biomech., Vol. 9, pp. 459 – 464.

Zerwekh J E, Hagler H K, Sakhaee K, Gottschalk F, Peterson R D, Pack C Y C, (1994) *Effect of slow – release sodium fluoride on cancellous bone histology and connectivity in osteoporosis*, Bone, Vol. 15, No. 6, pp. 691 – 699.

Zgirski A, Gondko R, (1998) *Obliczenia biochemiczne*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, wyd. 1