

ПРО АКУСТИЧНУ ЕМІСІЮ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

О.К.Кадурін, Ф.С.Леонтьєва

Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка АМН України, м.Харків, Україна

Рассматриваются акустические свойства компактной костной ткани человека. Подтверждена низкая акустическая эмиссия компактной костной ткани при испытании на растяжение и изгиб по сравнению с техническими материалами и металлами. Рассмотрена акустическая эмиссия бедренной и большеберцовой костной ткани по отношению к прочности, напряжению и стреле прогиба. Отмечены схожие закономерности соответствующих показателей для обеих бедренных костей одного донора. Предварительная обработка компактной костной ткани значительно изменит акустическую эмиссию как в сторону увеличения – при дегидратации, так и в сторону уменьшения – при насыщении раствором альфатокоферола.

При механічних навантаженнях в матеріалах виникають механічні коливання. Цей ефект акустичної емісії (АЕ) може бути інформаційним показником механічних властивостей матеріалу: міцності, початку руйнування, виникненню дислокацій, дефектів, попередньої історії механічного навантаження, тощо [1]. При повторних навантаженнях коливання АЕ значно знижуються і це називається ефектом Кайзера [2, 3]. Перші дослідження АЕ в кістковій тканині були представлені в роботі [4], де була відмічена низька АЕ кістки і компактної кісткової тканини (ККТ) в порівнянні з технічними матеріалами. Пізніше були продовжені дослідження АЕ з метою діагностики остеопорозу [5]. В інших роботах [6-9] виявилась залежність АЕ ККТ з великої гомілки від напруги і повторного навантаження при дослідженні на розтяг.

Як показав літературний аналіз робіт по АЕ ККТ небагато, і вони часто мають неоднозначний характер. Не досліджена АЕ ККТ стегна і великої гомілки в топографічному аспекті, не розглянута АЕ обробленої кістки.

Ціллю роботи було вивчення сумарної АЕ ККТ людини при розтязі і прогині, розглянути топографічний аспект, залежність сумарної АЕ ККТ людини з максимальним навантаженням до зруйнування, з напругою і максимальною стрілою прогину, оцінити вплив обробки ККТ на її АЕ.

Матеріали і методи

Принцип вимірювання АЕ ККТ при її розтязі дано на рис. 1. В результаті розтягу зразок в ККТ

проходить виникнення і рост дефектів в середині зразка і як слідство – виявляються механічні коливання у вигляді хвиль, які сприймаються детектором – в нашому випадку керамічним перетворювачем механічних коливань в електричні, а після цього в інших блоках проходить підсилення сигналу і його обробка.

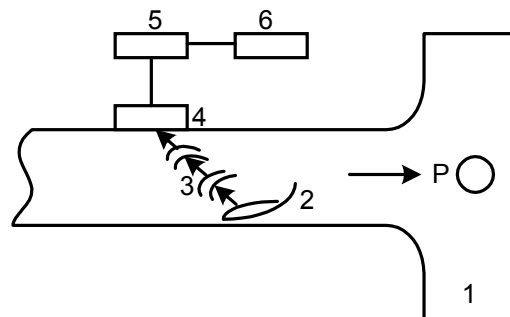


Рисунок 1. Принцип вимірювання АЕ ККТ:

1 – зразок; 2 – дефект; 3 – виникнення хвиль АЕ; 4 – детектор-перетворювач механічних коливань в електричні; 5 – підсилювач; 6 – схема вимірювання.

Для вивчення АЕ ККТ (рис. 2) використовувалась спеціальна мал шумляча установка – розривна машина “Киргизстан” типу ИМАШ-КС-69, ультразвуковий (УЗ) комплекс приладів М300, виготовлений ППМаш АН України і керамічний перетворювач механічних сигналів в електричні. Для випробувань використовували схему розтягу в статичному режимі зі швидкістю 0,7 і 1,8 мм/хв. При дослідженні ККТ на згин використовувався спеціальний пристрій, який перетворював схему розтягу на згин.

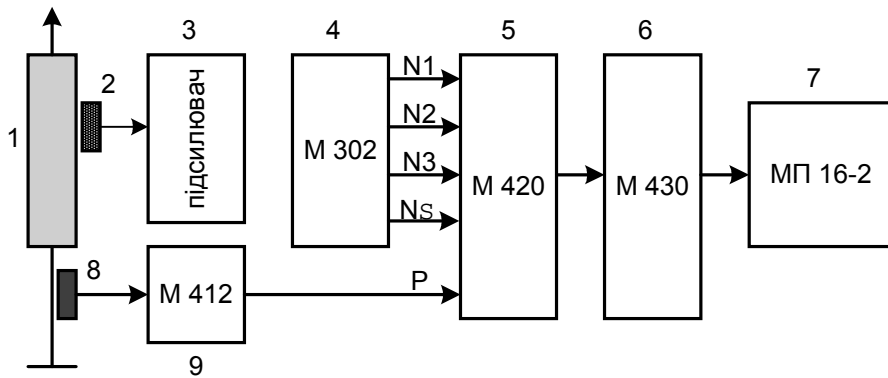


Рис.2 Структурна схема по вивченню АЕ ККТ.

1 – зразок; 2 – керамічний перетворювач; 3 – підсилювач; 4 – відео-підсилювач; 5 – багатоканальний пристрій обробки імпульсної інформації; 6 – блок сполучення з друкарським пристроєм; 7 – цифродрукарський пристрій; 8 – пристрій по перетворенню механічної напруги в електричний сигнал; 9 – аналогово-цифровий перетворювач.

Вимірювання навантаження здійснювалось приладом дослідної установки “Киргизстан” і додатково через тензодатчик – на юстировочному цифровому вольтметрі. Сигнали АЕ сприймав керамічний перетворювач, котрий приймав механічні УЗ коливання і перетворював їх в електричні сигнали. Резонансна частота перетворювача становила 200кГц. Смуга пропускання – 200кГц, отже, інтервал частот становив 100-300кГц. Перетворений електричний сигнал АЕ у вигляді імпульсу поступав на вхід установки М300. В ній проходило підсилення сигналу по амплітуді і підсилений сигнал подавався в блок, де проходило сортування сигналів по амплітуді, а також обрізалися шуми. Сигнали по амплітуді сортувались по трьох каналах. Перший канал – з амплітудою 5-10мкВ; другий канал – 10-25мкВ; третій канал – 25-50мкВ; крім цього є ще четвертий канал, де амплітуда була 5-50мкВ. З виходів цих каналів сигнали поступали на чотири відповідних лічильника імпульсів. Показання лічильників каналів і цифрових вольтметрів знімалися кінокамерою “Київ-16”. Чутливість методу була 5мкВ з урахуванням механічних шумів розривної машини “Киргизстан”, електричних шумів установки М300, а також керамічного перетворювача. Кінокамера включалась тільки при реєстрації активної АЕ.

При вивченні АЕ ККТ при її розтязі і на згин бралися стандартні зразки, які використовують в опорі матеріалів. При вивченні АЕ брали зразки з медіальної частини кістки, орієнтація зразків – повздовжня. При розгляді залежності АЕ від топографії кістки стегна вивчалися чотири рівня кістки: проксимальний, проксимально-медіальний, медіально-дистальний і дистальний; для великої гомілки вивчалися три рівня: проксималь-

ний, медіальний, дистальний. Досліджувалися також топографічні відмінності лівої і правої стегнової кістки. Для кожного відділу кількість зразків була 4-5 штук при однаковій площі перетину. При вивченні впливу обробки на АЕ ККТ кількість зразків була для свіжої ККТ 108 штук, а для інших груп – 10-16 штук.

Слід відмітити що зразки мали значну довжину і їх можна розглядати не тільки як ККТ, але і як фрагменти кістки.

Результати

На рис. 3 подані діаграми навантаження ККТ при розтязі і згині. Зверху показано ріст навантаження ККТ, на наступній діаграмі нижче представлена АЕ ККТ в часі по першому каналу, нижче – по другому каналу, і далі вниз – по третьому каналу, а внизу представлена сумарна діа-

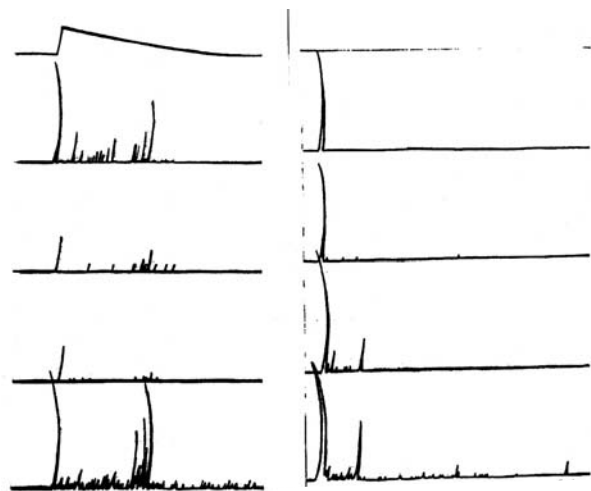


Рисунок 3. Діаграма АЕ при навантаженні ККТ на згин (зліва) і розтяг (справа).

рама АЕ. Навантаження – справа наліво.

Величина сумарної АЕ при розтязі ККТ людини по даних двох експериментів становила $(62,8 \pm 15,4)$ імп. Максимальна величина руйнуючого навантаження становила $(69,6 \pm 0,35)$ кг, руйнуюча напруга дорівнювала $(6,66 \pm 0,35)$ кг/мм². Відношення сумарної АЕ до руйнуючого навантаження становила 0,90 імп./кг, а відношення сумарної АЕ до руйнуючої напруги – 9,43 імп./(кг/мм²).

При згині зразків ККТ діаграма деформування була схожа з діаграмою на розтяг. Використовувались дві стегнові кістки одного донора і велика гомілка іншого. Вивчався вплив топографії на АЕ ККТ. Була встановлена тенденція до росту АЕ в медіально-дистальному відділі. Загальна АЕ ККТ обох кісток стегон становила $(75,2 \pm 3,4)$ імп., а для великої гомілки АЕ ККТ становила $(69,6 \pm 4,0)$ імп.

Представлялось цікавим оцінити зв'язок АЕ з руйнуючим навантаженням, максимальною напругою і максимальним прогином. Встановлено, що відповідні показники для відповідних топографічних зон обох кісток були близькі – рис. 4. Були вивчені сумарні показники для обох стегнових кісток:

$$\sum_{AE/P_{MAX}} \sum_{AE/\sigma} \sum_{AE/d}$$

де d – максимальне прогинання.

Ці величини відповідно дорівнюють: 2,48 імп./кг; 5,30 імп./(кг/мм²); 24,25 імп./мм, а для великої гомілки ці показники відповідно дорівнюють 2,09 імп./кг; 4,59 імп./(кг/мм²) і 24,37 імп./мм. Неважко помітити, що відповідні середні показники для різних кісток, що розглядались, дуже близькі.

При розгляді АЕ ККТ, попередньо обробленої різними способами, було встановлено, що сумарна АЕ свіжої ККТ становить $(60,0 \pm 3,0)$ імп., консервованої холодом впродовж 4-х місяців становить $(72,5 \pm 4,0)$ імп., при частковій дегідратації – зростає до $(107 \pm 6,0)$ імп., насиченої розчином антибіотиків і аскорбінової кислоти з подальшим тривалим консервуванням холодом – достовірно не змінилось порівняно зі свіжою. А якщо до попереднього способу додати обробку розчином альфатокоферолу, то АЕ знижувалась порівняно зі свіжою в 2 рази і становила $(32,5 \pm 4,0)$ імп. Таким чином, обробка ККТ може значно впливати на величину її АЕ.

Висновки

1. Підтверджена низька АЕ ККТ людини при випробуваннях на розтяг і згин у порівнянні з технічними матеріалами і металами.

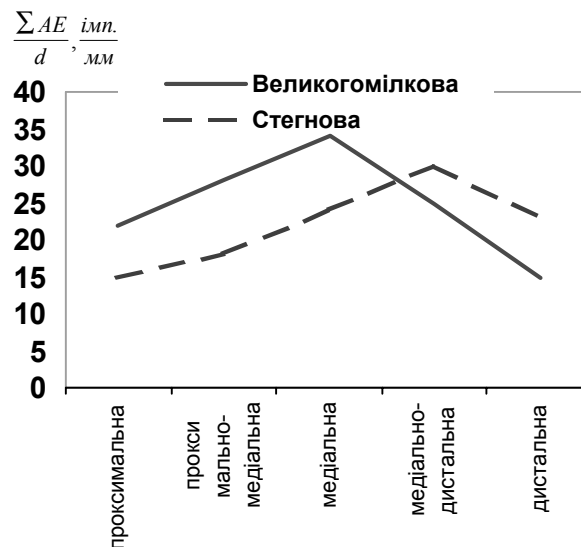
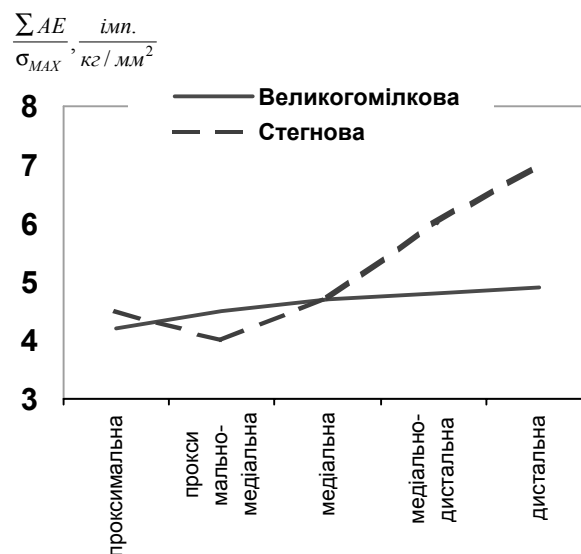
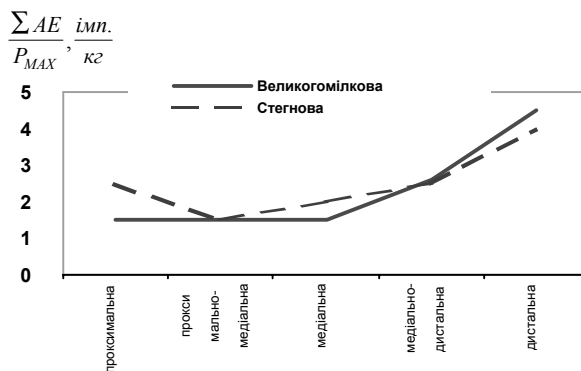


Рисунок 4. Топографічні відмінності відносної сумарної АЕ для механічного навантаження, напруги і величини прогину

2. Розглянуто АЕ стегнової кістки і великої гомілки. ККТ лівого і правого стегна людини мають близьку АЕ і між собою достовірно не відрізняються. АЕ ККТ стегнової кістки і великої гомілки мають також близькі величини.

3. Розглянуто топографічні особливості АЕ ККТ стегнової кістки і великої гомілки по відношенню до величин руйнівного навантаження,

напруги і максимальної стріли прогину. Відмічено схожі закономірності відповідних показників для обох найменувань кісток.

4. Попередня обробка ККТ може призвести до зміни АЕ як у бік зростання при дегідратації, так і до зниження – при насиченні розчином альфатокоферолу.

Література

1. Грешников В.А., Дробот Ю.Б. Акустическая эмиссия. – М.: Стандарты, 1976.

2. Keiser J. Erkenntnisse und Folgerungen aus der Messung von Gerduschen bei Zugbeanspruchung von metallischen Werkstoffen // Archiv fur das Eisenhüttenwesen, 1953. – H1/2. – S.43-45.

3. Дробот Ю.Б., Лазарев А.М. Неразрушающий контроль усталостных трещин акустико-эмиссионным методом. – М.: Стандарты, 1987.

4. Hanagud S., Clinton R., Lopez J. Acoustic emission in bone substance // Biomechanics Symp. Amer. Soc. Mech. Eng. AMD. – Vol.2, N. –Y., 1973. – P.79-82.

5. Hanagud S., Hannon G.T., Clinton R. Acoustic Emission and diagnosis of osteoporosis // Ultrasonics Symp. Milwankel, 1974. – P.77-80.

6. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саугозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. – Рига: Зинатне, 1980.

7. Кнетс И.В., Крауя У.Э. Особенности разрушения компактной костной ткани человека /Теоретична и приложна механика. – Варна, 1976.- София, 1977. – Кн.2. – С.460-467.

8. Кнетс И.В., Крауя У.Э., Вилкс Ю.К. Акустическая эмиссия в костной ткани человека при продольном растяжении //Механика полимеров. – 1975. – №4.– С.685-690.

9. Крауя У.Э., Лях Я.А. Акустическая эмиссия при повторном нагружении костной ткани человека //Механика полимеров. – 1978. – №1.– С.109-112.

Контактная информация:

Леонтьева Фрида Соломоновна

Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМНУ,
61024, г. Харьков, ул. Пушкинская, 80