

ТЕМПЕРАТУРНЕ РОЗШИРЕННЯ КОМПАКТНОЇ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

О.К. Кадурін, В.П. Попов

Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка АМН України,
Національний університет ім. В.Н.Каразіна, м. Харків, Україна

Изучались дилатометрические свойства компактной костной ткани человека. Выявлена сложная зависимость изменения размеров костного образца при его постепенном нагревании. Определен коэффициент температурного расширения компактной костной ткани от температуры. При 0°С он равен $50 \cdot 10^{-6}$ град⁻¹, а при 56°С он равен нулю.

При використанні об'ємних ендопротезів слід враховувати їх вплив на температуру тканин, що оточують ендопротез і взагалі на розподіл температурних полів навколо ендопротезу. Значну роль в розташуванні ендопротезу можуть спричинити під дією температур неоднакове розширення ендопротезу й кістки, коли може з'являтися чи створюватися люфт. На зміни розмірів і об'єму кісткової тканини впливають і фізіологічні фактори (1). Тому так необхідно знати дилатометричні властивості кісткової тканини.

Вивчення зміни розмірів або дилатометричні дослідження компактною кістковою тканиною (ККТ) людини проводились у Харківському державному університеті на модифікованому дилатометрі з використанням вимірювача довжини типу ИЗВ 2 з максимальною чутливістю до зміни довжини 10^{-7} м. Методика вимірювань довжини дослідного зразка проводилась як різниця показів приладу, коли вимірювальний контактор постійно

спирається на базову поверхню вимірювального столу оптиметра. Ця процедура виконується при кімнатній температурі, що є необхідною передумовою абсолютних вимірювань. У зв'язку з тим, що кістковий зразок ККТ має пористу структуру, коефіцієнти теплопровідності й температуропроводності відповідно повинні бути малими й визначаються лише їх складовими кристалічної решітки. Саме тому при виборі методики прямих дилатометричних вимірювань використовували β – відносно подовження ККТ як функцію температур – $\beta = f(T)$, де T – температура.

$$\beta = \Delta\lambda / \lambda_0, \quad (1.1)$$

де $\Delta\lambda$ – зміна розміру зразка; λ_0 – довжина зразка при кімнатній температурі.

На рис. 1 схематично представлена дилатометрична комірка. Дослідні зразки ККТ у вигляді паралелепіпеду з розмірами $(50 \pm 5 \times 10 \pm 2 \times 5 \pm 1)$ мм нагрівалися в спеціальній печі 2 незалежно від ото-

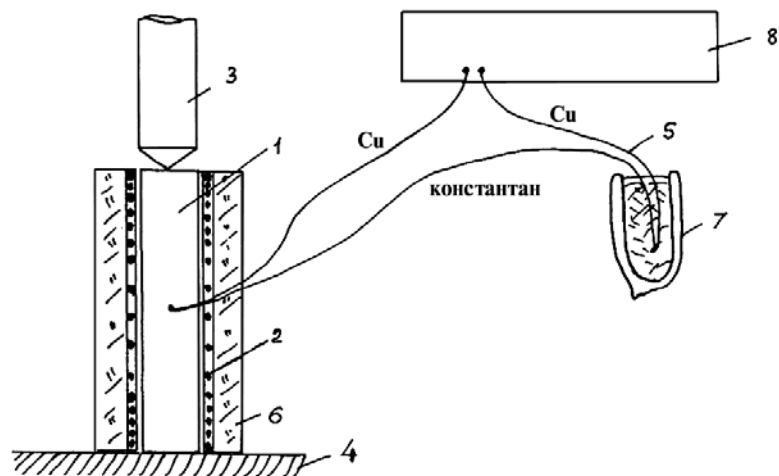


Рисунок 1. Схема дилатометричної комірки:

1 – зразок компактною кістковою тканиною; 2 – термостат; 3 – вимірювальний контактор оптиметра; 4 – опорна база оптиметра; 5 – диференціальна Cu-константанова термопара; 6 – термоізоляція; 7 – склянка Дюара з льодом; 8 – цифровий вольтметр.

чуючих елементів дилатометричної комірки: вимірювального контактора 3 та вимірювальної бази оптиметра 4, виконаних з матеріалів з мінімальним коефіцієнтом теплового розширення (КТР) при кімнатній температурі. Таким чином, реалізується квазіабсолютна методика розрахунку $\Delta\lambda/\lambda_0$ ККТ та відповідно коефіцієнта теплового розширення. Помилка величини КТР за рахунок розширення вимірювального контактора не перевищує 3%. Для перевірки точності вимірювань використовувався контрольний кварцовий зразок КУ 1 державного Російського еталону другого розряду №7 (НВО ВНДІМ ім. Менделєєва, Санкт-Петербург).

Температура зразків оцінювалась за допомогою Си-константанової термопари з точністю $\pm 0,1\text{K}$ та фіксувалась по е.р.с. цифровим мілівольтметром В7 34А через 1–2 сек., що давало можливість забезпечити одержання надійної інформації через 2–4К в режимі квазітермодинамічної рівноваги.

У відповідності до цього було апробовано й використано на практиці такий зручний прийом одержання дилатограм $\beta=f(T)$: нагрівання зразка припинялось після його нагріву від кімнатної температури до температури початку структурних змін, після чого вивчалась дилатація зразка ККТ по інерції. Якщо при наступному охолодженні зразка його розміри зменшувались, це підтверджувало відсутність гістерезису в температурній залежності, і структурні зміни в ККТ

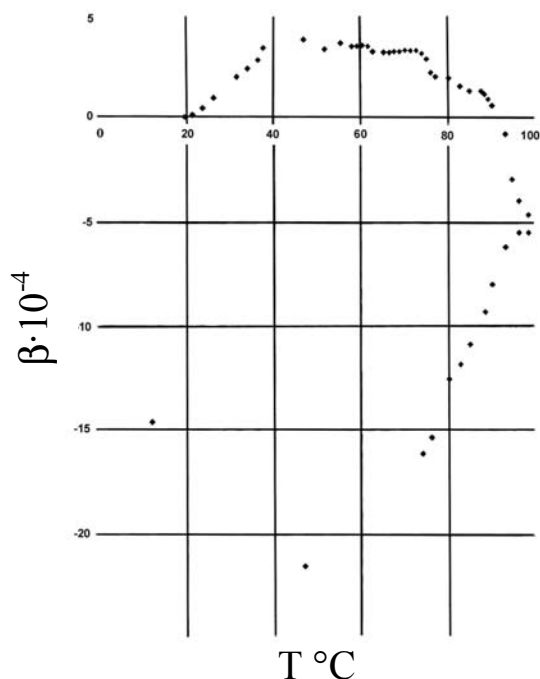


Рисунок 2. Температурна залежність відносних розмірів кісткового зразка

ще не відбуваються. При наявності гістерезисних познач в області більш високих температур можна стверджувати про наявність структурних змін в ККТ. Доцільно зауважити, що гістерезисні явища можуть мати місце при нерівномірному нагріванні зразка ККТ, а також контактора і вимірювальної бази оптиметра.

На рис. 2 представлена дилатограма $\beta=f(T)$ ККТ. Як видно з рисунку, нахил кривої до 56°C є додатним, а при подальшому нагріванні зразка має місце зменшення довжини зразка, і як наслідок КТР має від'ємний знак, що вірогідно пов'язано з поступовим виходом кристалізаційної води із зразка. Таким чином, охолодження після нагріву ККТ виявило незворотні зміни геометричних розмірів зразка ККТ, величина яких була в межах 0,05 мм, що складає 0,1% від довжини зразка. Кілька повторних термічних циклів нагріву–охолодження (до кімнатної температури) ККТ підтверджувало постійне зменшення довжини зразка ККТ. Після 4-х кратного циклічного нагріву–охолодження в межах 20°C – 100°C – 20°C довжина зразка зменшилась на 0,5%.

Дилатометричні властивості матеріалів характеризуються коефіцієнтом теплового розширення $\alpha=\beta/\Delta T$, де ΔT – інтервал температур між кімнатною й досліджуваною. Як правило він вибирався 5–10 К, хоча міг бути і менше. На рис. 3 представлено залежність КТР кісткової тканини від температури. Тільки в інтервалі температур $22\text{--}33^\circ\text{C}$ КТР був стабільним і дорівнював

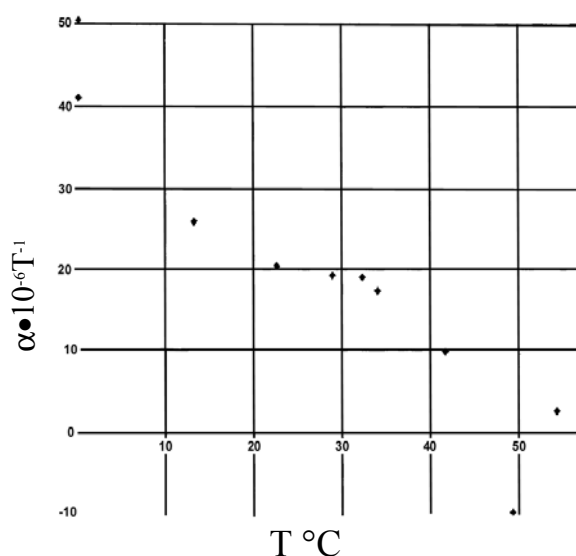


Рисунок 3. Температурна залежність коефіцієнта температурного розширення компактної кісткової

$20,0 \cdot 10^{-6}$ град⁻¹. При 37°C КТР дорівнює приблизно $13,0 \cdot 10^{-6}$ град⁻¹, а при 56°C КТР дорівнює нулю. При подальшому нагріванні зразка КТР стає від'ємним. Охолодження зразка на 9°C з 58°C до 49°C підвищує від'ємну величину КТР, що свідчить про незворотні процеси в структурі кісткової тканини.

При тривалому знаходженні ККТ у кімнатних умовах на повітрі була виявлена часткова дегідратація зразка (2). При регідратації дегідратованої кісткової тканини проходить поступове тривале збільшення її розмірів в сторону відповідну до свіжої. В інтервалі 22–33°C, коли КТР був постійний, при повторних циклах нагріву–охолодження температурна залежність відносних розмірів відрізнялась, і мав місце невеликий гістерезис, що підтверджує складні процеси, які іноді важко пояснити. Після дослідження дилатометричних властивостей регідратованої кісткової тканини, а також циклічний нагрів–охолодження,

є необхідність розглянути дилатометричну анізотропію від температури. Ці та інші питання заплановано розглянути на наступному етапі роботи.

Висновки

1. Обчислено дилатометричну залежність компактної кісткової тканини людини.

2. Коефіцієнт теплового розширення компактної кісткової тканини людини дорівнює $20,0 \cdot 10^{-6}$ град⁻¹ при температурі 22–33°C, при температурі 56°C він дорівнює нулю, а при подальшому нагріві він має від'ємну величину, що свідчить про незворотні процеси в структурі кісткової тканини, які можна спостерігати, наприклад, при механічному різанні кісток.

3. Після 4-кратного нагрівання зразка температурою від кімнатної до 100°C його довжина зменшується на 0,5%.

Література

1. Янсон Х.А., Кнетс И.В., Саулгозис Ю.Ж. Физиологическое значение изменения объема //Механика полимеров. – 1974.– №4.– С.695-703.

2. Кадурін О.К., Леонтьєва Ф.С. Закономірність дегідратації кісткової тканини //Трансплантологія.– 2003.– Т.4, №1.– С.251-253.

Контактная информация:

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