

если контактная нагрузка не прикладывается, то имеем испытание на механическую усталость.

При усталостном разрушении образца (достижение предельного состояния) центр автоматически выключается. В ходе испытания фиксируются значения контактной и изгибающей нагрузки, износ (сближение осей), сила трения скольжения, общий уровень вибрации, частота вращения образца, суммарное количество оборотов образца, а также предусмотрено измерение температуры в зоне контакта образца и контробразца.

После завершения испытания результаты, полученные в ходе эксперимента, выводятся в виде таблиц и графиков, при этом в автоматическом режиме создается протокол испытания. Все измерения ведутся в каждой из 8 точек, равномерно расположенных по периметру опасного сечения образца.

Благодаря эффективной информационно-управляющей системе центр способен регистрировать, обрабатывать и передавать на ПК результаты со скоростью 400 измерений в секунду по всем задействованным в испытании датчикам. В связи с этим программное обеспечение центра включает в себя сложную систему конечной обработки данных, проверки их корректности и устранения возникающих сбоев. Программное обеспечение центра включает в себя также удобный пользовательский интерфейс.

Библиографические ссылки

1. *Богданович А. В., Щербаков С. С., Мармыш Д. Е.* Лабораторный практикум по экспериментальной механике : учеб.-метод. пособие для магистрантов. Минск, 2017.
2. Испытательный центр SZ-01 : руководство по эксплуатации SZ.000.000 РЭ. Гомель, 2013.
3. Трибофатика. Методы износоусталостных испытаний. Испытания на фрикционно-механическую усталость (Стандарт Беларуси) [Текст]. СТБ 1448–2004. Минск, 2004.

МОДУЛИ УПРУГОСТИ И ТВЕРДОСТЬ КОРТИКАЛЬНОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ: НАНОИНДЕНТИРОВАНИЕ ОБРАЗЦА БЕДРЕННОЙ КОСТИ

А. И. Ершова

*Белорусский государственный университет, г. Минск;
annaersh1994@gmail.com;
науч. рук. – С. М. Босяков, канд. физ.-мат. наук, доц.*

В настоящей работе определены модуль упругости и твердость (по Виккерсу) для различных квадрантов (переднего, внешнего, заднего и внутреннего) поперечного

сечения кости в продольном, окружном и радиальном направлениях образца из верхней трети бедренной кости человека на основании наноиндентирования. Установлено, что костная ткань в поперечном сечении характеризуется существенно анизотропным распределением упругих свойств и твердости. Средние значения модулей упругости костной ткани для продольного, окружного и радиального направлений равны 27,8 ГПа, 11,0 ГПа и 11,5 ГПа соответственно. Средние значения твердости для тех же направлений составляют 1,18 ГПа, 0,62 ГПа, 0,59 ГПа. Наибольшее значение модуля упругости и твердости наблюдается в переднем квадранте поперечного сечения бедренной кости для продольного направления.

Ключевые слова: бедренная кость, кортикальная костная ткань, модуль упругости, наноиндентирование, твердость.

ЭКСПЕРИМЕНТ

Наноиндентирование образца костной ткани

Эксперимент проводился с использованием установки NanoTest 600 (Loughborough University, UK) при температуре 23,3°C и относительной влажности воздуха 31,7%. При индентировании применялся сферический алмазный наконечник радиусом закругления 25,0 мкм и индентирующей головкой для малой нагрузки 0,1 – 500,0 мН.

Образец костной ткани был вырезан из верхней трети бедренной кости человека (мужчина, 49 лет, образец предоставлен Республиканским научно-практическим центром травматологии и ортопедии Министерства здравоохранения Республики Беларусь). Шлифовка и полировка костной ткани выполнена по стандарту ANSI (шлифовка с использованием бумаги зернистостью 240, 400, 600 и 1200, полировка тканью и алмазной пастой с размером частиц 3 мкм и 1 мкм). На рис. 1 показан образец бедренной кости, используемый в ходе эксперимента, и обозначены направления, в которых осуществлялось индентирование костной ткани.

Индентирование выполнено в режиме контроля нагружения. Для каждой стороны максимальная нагрузка составляла 222,3 мН, максимальная глубина $\approx 2220,0$ нм, скорость нагружения 2,0 мН/с, время задержки 60 с. Вдавливание индентора в образец костной ткани выполнялось в центральной области переднего (anterior, A), заднего (posterior, P), внутреннего (medial, M) и наружного (lateral, L) квадрантов образца.

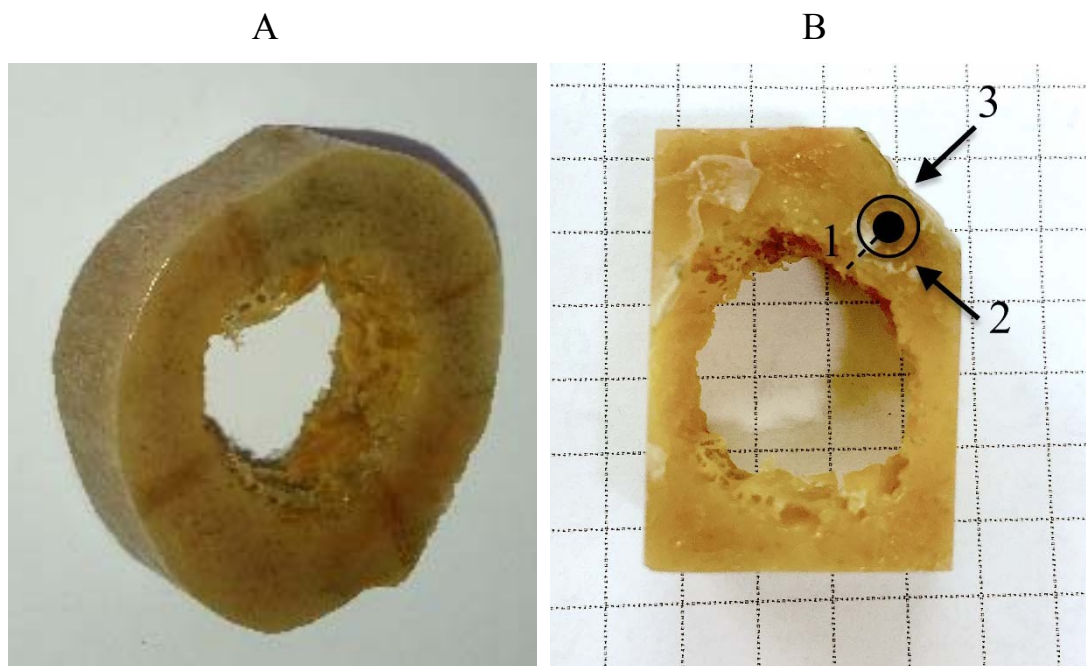


Рис. 1. Образец кортикальной костной ткани до (А) и после шлифовки (В):
 1 – продольное направление индентирования; 2 – окружное направление индентирования;
 3 – радиальное направление индентирования

РЕЗУЛЬТАТЫ

На основании результатов индентирования определены модуль упругости E и твердость H (по Виккерсу) в различных направлениях. Данные эксперимента обрабатывались с использованием упруго-пластической теории Оливера-Фара [1]. На рис. 2 представлены диаграммы, отражающие распределение модулей упругости и твердости в продольном, окружном и радиальном направлениях индентирования в различных анатомических квадрантах образца бедренной кости. Значения модуля упругости и твердости на диаграммах приведены в ГПа.

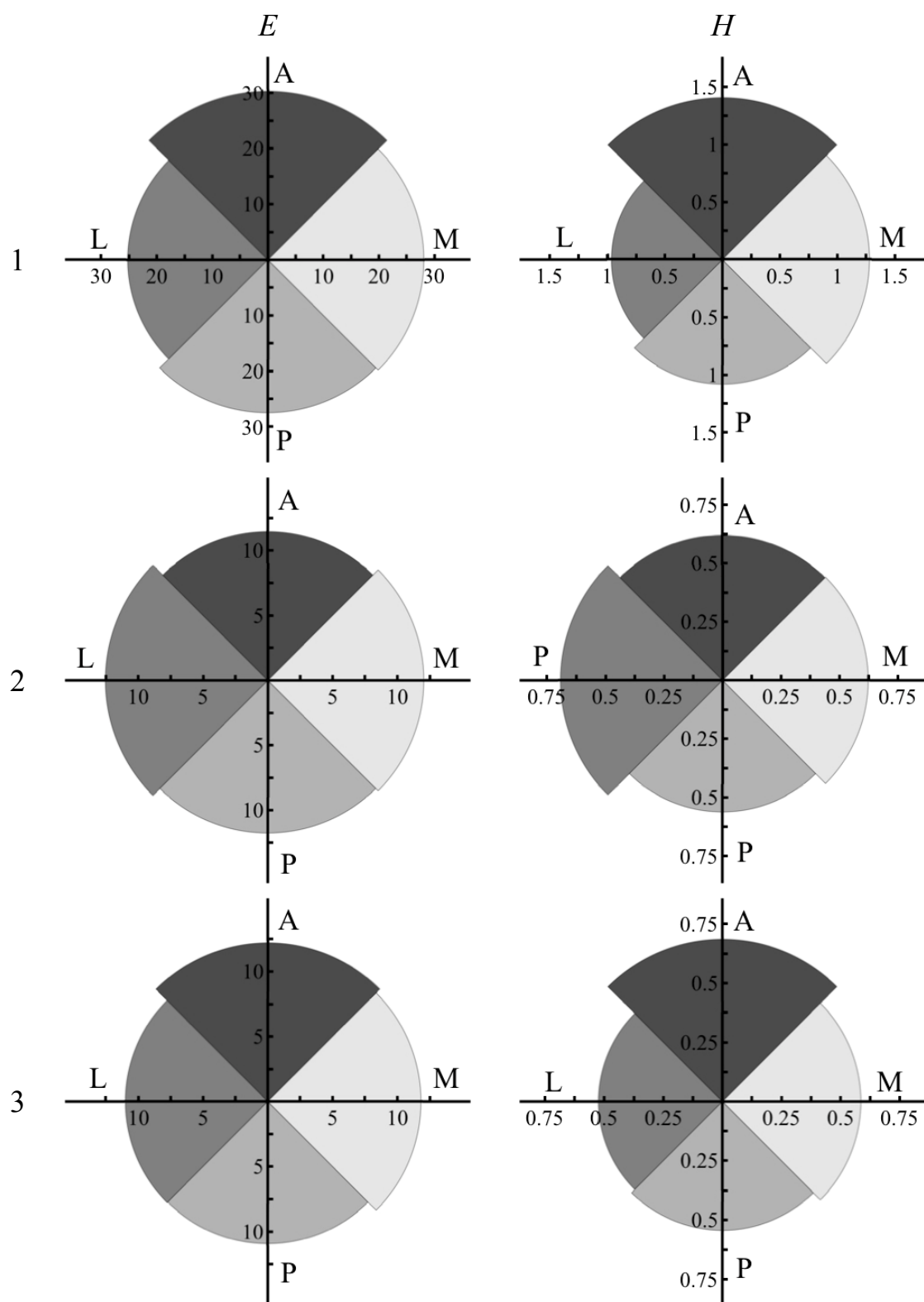


Рис. 2. Распределение модулей упругости (E) и твердости (H) в продольном (1), окружном (2) и радиальном (3) направлениях: А – передний квадрант; Р – задний квадрант; М – внутренний квадрант; L – наружный квадрант; радиус сектора соответствуют среднему значению модуля упругости или твердости для соответствующего анатомического квадранта образца

ВЫВОДЫ

Согласно полученным результатам модули упругости и твердость удовлетворяют неравенствам:

$$(E_1)_A > (E_1)_P > (E_1)_L > (E_1)_M,$$

$$(E_2)_L > (E_2)_M > (E_2)_P > (E_2)_A,$$

$$(E_3)_A > (E_3)_M > (E_3)_L > (E_3)_P,$$

$$(H_1)_A > (H_1)_M > (H_1)_P > (H_1)_L,$$

$$(H_2)_L > (H_2)_M > (H_2)_A > (H_2)_P,$$

$$(H_3)_A > (H_3)_M > (H_3)_P > (H_3)_L,$$

где индексы 1, 2 и 3 соответствуют продольному, окружному и радиальному направлениям; А, М, Р и L – переднему, внутреннему, заднему и боковому квадрантам.

Средние значения модулей упругости костной ткани для тех же направлений равны: 27,8 ГПа (продольное); 11,0 ГПа (радиальное); 11,5 ГПа (окружное). Средние значения твердости получились равными 1,18 ГПа (продольное); 0,62 ГПа (радиальное); 0,59 ГПа (окружное). Наибольшее значение модуля упругости и твердости оказалось в переднем квадранте верхней трети бедренной кости.

Полученные соотношения между модулями упругости соответствуют результатам экспериментальной работы [2] по определению модулей упругости в различных анатомических квадрантах большеберцовой кости человека на основании акустических методов. Согласно [2] механические свойства кортикальной костной ткани более неоднородны по окружности, чем по длине кости. Различные модули упругости для различных квадрантов образца бедренной кости человека соответствуют экспериментальным результатам [3], согласно которым, анизотропия механических свойств бедренной кости проявляется как по ее длине, так и по анатомическим квадрантам.

Библиографические ссылки

1. *Oliver W. C., Pharr G. M.* An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments // *Journal of Materials Research*. 1992. Vol. 7, № 6. P. 1564–1583.
2. *Rho J.-Y.* An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone // *Ultrasonics*. 1996. Vol. 34. P. 777–783.
3. *Orías A. A. E.* The relationship between the mechanical anisotropy of human cortical bone tissue and its microstructure / *Dissertation*. Notre Dame, 2005.