

## Кинетика формирования фотонного излучения при деформации и разрушении компактной костной ткани

© Х.Ф. Махмудов,<sup>1</sup> А.Х. Махмудов<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Физико-технический институт им. А.Ф. Иоффе РАН,  
194021 Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup> Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова,  
194044 Санкт-Петербург, Россия  
e-mail: h.machmoudov@mail.ioffe.ru

Поступило в Редакцию 20 декабря 2021 г.

В окончательной редакции 17 апреля 2022 г.

Принято к публикации 19 апреля 2022 г.

Проведено всестороннее исследование деформации и разрушения компактной костной ткани. Деформация цилиндрических образцов осуществлялась в режиме постоянной скорости подачи плунжера пресса. В ходе экспериментов регистрировалась деформация, изменения в излучении фотонов на поверхности образцов и акустическая эмиссия. Показано, что первоначальное накопление напряжений на относительной оси деформации для возникновения трещины на боковой поверхности образца является первым звеном в цепи формирования плоскости микроразреза и показателем ее ориентации относительно оси цилиндра. Зарождающаяся плоскость макротрещины представляет собой зону повышенных локальных напряжений, что стимулирует появление в ней новых микротрещин. В этом случае выход микротрещины на боковую поверхность образца компактной костной ткани (большеберцовой кости человека) совпадает по времени с регистрацией фотолюминесценции.

**Ключевые слова:** костная ткань, деформация, фотолюминесценция, акустическая эмиссия.

DOI: 10.21883/JTF.2022.07.52665.322-21

### Введение

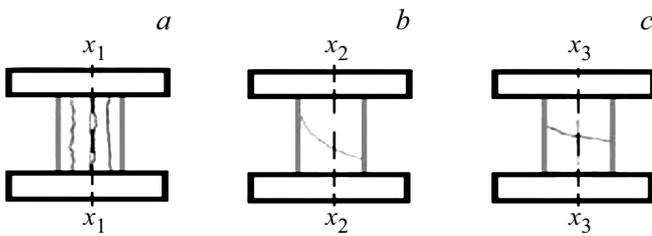
Механика разрушения различных конструкционных материалов за последние 20 лет стала одним из наиболее быстро развивающихся разделов механики деформируемого твердого тела [1–3]. Ее разработка особенно интенсивна и имеет большое практическое значение при изучении и описании процессов разрушения различных синтетических композиционных материалов. Однако, помимо этих искусственных материалов, существует ряд природных биополимерных материалов — костные ткани, сухожилия и т. п., разрушение которых недостаточно изучено [4–7]. В настоящей работе рассматриваются аспекты разрушения одного из этих материалов — компактной костной ткани, которая является одним из основных компонентов скелета человека и животных. Эта ткань образует диафизарные отделы длинных трубчатых костей, которые воспринимают большие механические нагрузки и чаще всего подвергаются воздействию внешних травмирующих факторов. Высокая удельная прочность, т. е. отношение разрушающих напряжений к плотности материала, характерная для компактной костной ткани, уже несколько лет привлекает внимание специалистов в области механики материалов. Это объясняется тем, что высокоэффективные природные биосистемы являются оптимальными по своей конструкции не только с точки зрения физиологических условий функционирования, но и с точки зрения ряда аспектов механического поведения и мембранологии, а также

биофизики макросистем [8]. Во многих современных технологических процессах (изготовления ортопедических накладок, стоматологии) широко используются методы интенсивного воздействия на материалы — лазерное воздействие, облучение высокоэнергетическими лучами и др. В этом случае в твердых телах возникают давления, которые называются импульсными, которые распространяются по веществу в виде волн напряжения или волн деформации [9–11]. Взаимодействие импульсов напряжения может привести к интенсивному кратковременному растяжению локальных объемов материала, что при определенных условиях приводит к появлению характерного динамического разрушения — заднего отрыва. Этот тип разрушения широко изучался в твердых телах и жидкостях [3] при различных методах и условиях импульсной нагрузки [4].

### 1. Результаты экспериментов и их обсуждение

С целью всестороннего изучения формирования макротрещины был проведен цикл экспериментов по деформации цилиндрических образцов из компактной костной ткани.

Характер возникновения и дальнейшего распространения трещин в компактной костной ткани (образцы влажностью не более 55–70%) определялся исходя из своеобразия, структуры и зависимости от ряда фак-



**Рис. 1.** Схематический вид разрушения образцов при кручении относительно продольной (a), поперечной (b) и радиальной (c) осей.

торов [12,13]. При этом особенно важно было выбрать тип нагрузки, ориентацию нагрузки относительно направления осей упругой симметрии среды, скорость нагрузки или деформации, а также внешнюю конфигурацию испытываемых образцов. При растяжении образцов, нагруженных вдоль продольной оси кости, т.е. вдоль предпочтительной ориентации остеона, поверхность перелома наклонена к этой оси под углом от 45 до 90°. При медленной нагрузке наблюдалось так называемое „вытягивание“ отдельных остеонов из межкостного (межфибрилярного) вещества и образование нелинейной поверхности перелома. В условиях динамической нагрузки поверхность становится более гладкой. Линия разрушения в поперечном сечении в основном проходила по наружной поверхности остеона или даже между пластинками, и очень редко через гаверсовы каналы.

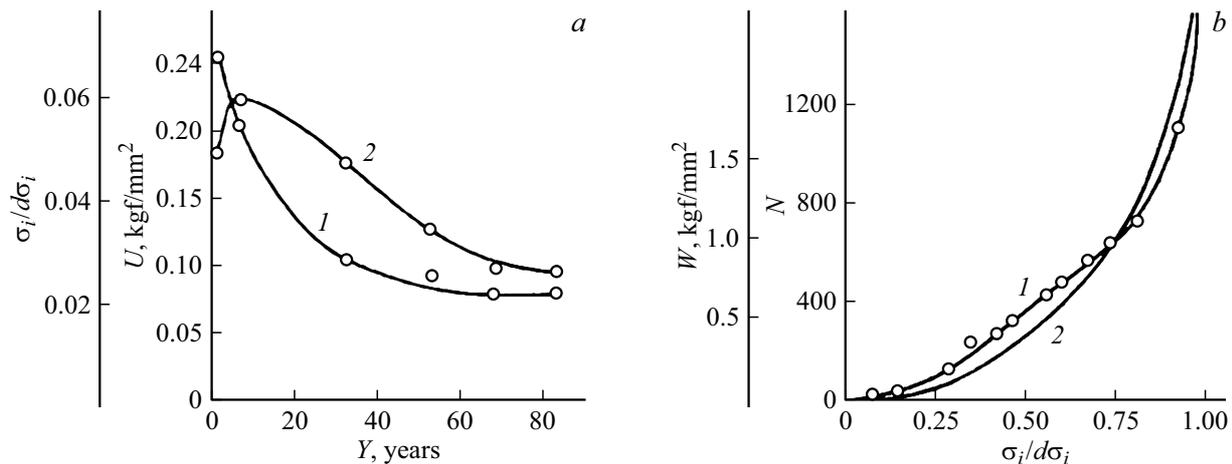
В случае поперечного изгиба разрушение происходило из-за совместного действия как растягивающих, так и сжимающих напряжений — растяжения остеона в растянутой зоне образца и потери стабильности внешнего слоя в сжатой зоне. Однако практическое начало разрушения всегда наблюдалось в области растягивающих напряжений [14]. Образцы, а также фрагменты кости с поперечным разрезом в растянутой зоне разрушались со значительно меньшими затратами удельной энергии деформации, чем сплошные. Это объясняется тем, что значительная часть удельной энергии деформации расходуется на создание трещины критической длины. В то же время значения коэффициента интенсивности напряжений, необходимые для начала распространения трещины, различны для образцов с продольной и поперечной ориентациями. При этом среднее значение коэффициента интенсивности напряжений для костной ткани вдоль продольной оси кости оказалось равным 56–60 kgf/cm<sup>2</sup>. При кручении образцов с прямоугольным поперечным сечением макроразрушение происходит в тот момент, когда касательные напряжения в середине большей стороны достигают своего предельного значения. Для образцов с заранее известным круглым поперечным сечением расположение трещин не установлено [12,15,16], однако эксперименты с этими образцами выявили характер разрушения костной ткани в зависимости от приложения нагрузки относительно

осей упругой симметрии среды. Разрушение образцов, разрезанных вдоль продольной оси кости, происходит постепенно, с образованием множества микротрещин вдоль системы остеона (рис. 1).

Образец для испытания на кручение разделяется на отдельные остеоны или группы остеонов (рис. 1). Оси симметрии являются хрупкими, а поверхность разрушения направлена к оси образца под углом 45°. Следует отметить, что характер разрушения костной ткани варьируется в зависимости от возраста человека и возможных патологических изменений в кости. Исследования с повторной нагрузкой показали, что процесс разрушения компактной костной ткани имеет своеобразный характер, который отличается от многих искусственных материалов. В связи с этим для оценки характера накопления повреждений при деформации компактной костной ткани был использован метод механолюминесценции. При кручении образцов с прямоугольным поперечным сечением макроразрывы возникают в тот момент, когда касательное напряжение в середине большей стороны достигает своего предельного значения.

Метод фотонной эмиссии [5] (люминесценция) связан с регистрацией рекомбинаций свободных радикалов, которые появляются при разрыве внутренних связей, а также при возникновении газового разряда в условиях образования новых поверхностей, т.е. микротрещин [6]. Выраженный эффект излучения фотонов в костной ткани был установлен только на заключительном этапе деформации. Основная особенность разрушения этой ткани в преклонном возрасте связана с резким снижением удельной энергии деформации, необходимой для разрушения и образованием более гладких поверхностей переломов. Последнее указывает на снижение реологической адаптации кости к внешним воздействиям с увеличением возраста. На рис. 2, a показаны кривые изменения разрушающей деформации сдвига  $\sigma_i/d\sigma_i$ , а также разрушительной удельной энергии деформации  $U$  в зависимости от возраста  $Y$ . Как видно, в возрасте 80 лет значение  $U$  снижается более чем в два раза по сравнению с подростковым возрастом. Зависимость необратимо затраченной удельной энергии деформации  $W$  и суммарного числа импульсов акустической эмиссии (АЭ)  $N$  от относительного напряжения представлена на рис. 2, b. Сравнение кривых  $N(\sigma_i/d\sigma_i)$  и необратимо затраченной удельной энергии деформации  $W(\sigma_i/d\sigma_i)$  показывает, что между ними существует высокая положительная корреляция ( $g = 0.95$ ) (рис. 2, b). Это подтверждает предположение об энергетической природе процесса акустической эмиссии. Однако в процессе деформации костной ткани, задолго до полного разрушения, в ней начинается процесс образования и постепенного накопления микротрещин.

Для измерения и регистрации процессов образования и постепенного накопления микротрещин, сопровождающий акустические и фотонные эмиссионные явления, нами была изготовлена специальная установка со



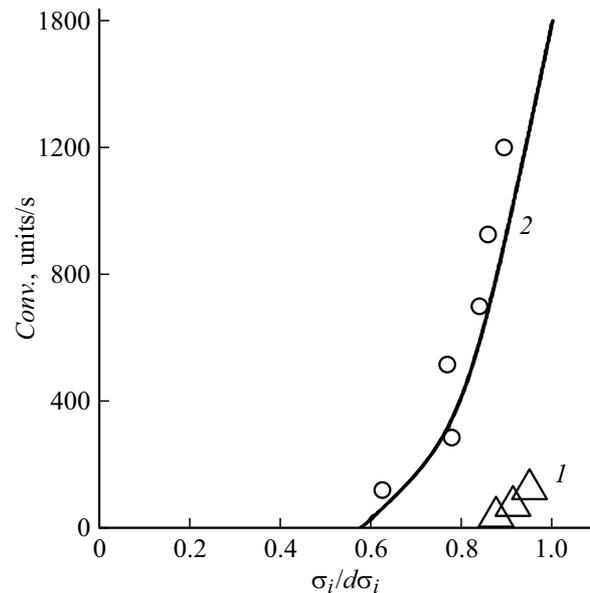
**Рис. 2.** *a* — зависимость разрушающей сдвиговой деформации  $\sigma_i/d\sigma_i$  и разрушающей удельной энергии деформации  $U$  от возраста  $Y$ : 1 — в направлении вдоль продольной оси кости, 2 — в поперечном направлении; *b* — зависимость необратимо затраченной удельной энергии деформации  $W$  (1) и суммарного числа импульсов АЭ  $N$  (2) от относительного напряжения.

спектрографическим прибором оптического диапазона с высокой точности регистрации [14,17,18].

Метод акустической эмиссии связан с регистрацией не только деформационных шумов в исследуемом материале, но и вызванных возникновением и дальнейшим распространением структурных дефектов — как дислокаций, так и трещин, возникающих при деформации. При этом было уделено внимание основным параметрам регистрации: общее количество акустических импульсов  $N$ , наблюдаемых в определенном интервале деформации, интенсивность излучения сигналов  $N$ , т. е. количество импульсов в единицу времени, а также обработка некоторых шумовых помех. Поскольку общее количество импульсов является нелинейной функцией коэффициента интенсивности напряжения, значение  $N$  позволяет судить о близости момента разрушения.

При обработке экспериментальных данных костной ткани методом фотонного излучения было установлено, что выраженный эффект излучения фотонов в костной ткани наблюдается только на заключительном этапе деформации ( $\sigma_i/d\sigma_i \geq 0.96$ ). Интенсивность свечения при этом уровне напряжения составляла 49 conv. units/s, а в момент разрушения достигало 68 conv. units/s (рис. 3, кривая 1).

В то же время в искусственных композитных материалах интенсивность излучения значительно больше. Например, в стекловолокне, армированном слоями под углом  $\pm 45^\circ$  к направлению нагрузки, излучение фотонов начинается при  $\sigma_i/d\sigma_i = 56 \pm 2.7\%$  от разрушающей деформации, а дальнейшее накопление деформационной люминесценции (ДЛ) происходит со скоростью 38 units/s. Общее количество ДЛ достигает 1780–1810 conv. units (рис. 3, кривая 2). Изучение и сравнение ДЛ в стекловолокнах показало, что излучение (фотонная эмиссия) в них начинается при значительно более низких уровнях деформации, чем в компактной костной ткани. Это указывает на более оптимальное



**Рис. 3.** Этапы деформации и кинетика ДЛ фотонов в костной ткани (1) и стекловолокне (2).

строение костной ткани и отсутствие больших внутренних напряжений по сравнению с искусственными материалами.

## Выводы

Выявленные особенности разрушения компактной костной ткани позволяют сделать вывод о том, что композитная многоступенчатая структура данного биополимерного материала обеспечивает ему высокую несущую способность. Показано, что при деформировании компактной костной ткани с постоянной скоростью при комнатной температуре предположительно возникает

ДЛ, представляющая собой излучения одиночных электронов и фотонов. ДЛ возникает на заключительном этапе деформации — на стадии разрушения компактной костной ткани. С повышением напряжения ДЛ интенсивность возрастает. Мы предполагаем, что в этом случае освобождаяемая энергия упругой деформации может оказаться достаточной для инициации макроразрушения. Дальнейшие исследования и сравнения микроразрушения биополимерного материала и костной ткани на различных структурных уровнях, несомненно, позволят разработать пути улучшения армирующих конструкций искусственных материалов.

### Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

### Список литературы

- [1] A. Fathi Kazerooni, J.M. Pozo, E.V. McCloskey, R.H. Saligheh, A.F. Frangi. *J. Magn. Reson. Imaging*, **51** (4), 975 (2020). DOI: 10.1002/jmri.26973
- [2] R. Zebaze, E.J. Atkinson, Y. Peng, M. Bui, A. Ghasem-Zadeh, S. Khosla, E. Seeman. *JBMR Plus*, **3** (4), e10078 (2018). DOI: 10.1002/jbmr.4.10078
- [3] C. Liu, P. Cabahug-Zuckerman, C. Stubbs, M. Pendola, C. Cai, K.A. Mann, A.B. Castillo. *J. Bone Miner Res.*, **34** (5), 896 (2019). DOI: 10.1002/jbmr.3668
- [4] L. Cardoso, S.P. Fritton, G. Gailani, M. Benalla, S.K. Kovic. *J. Biomech.*, **46** (2), 253 (2013). DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.10.025
- [5] S.C. Cowin. *J. Biomech.*, **32** (3), 217 (1999). DOI: 10.1016/s0021-9290(98)00161-4
- [6] M. Sakashita, S. Yamasaki, K. Yaji, A. Kawamoto, S. Kondo. *PLoS Computational Biology*, **17** (6), e1009043 (2021). DOI: 10.1371/journal.pcbi.1009043
- [7] A.V. Vasiliev, V.S. Kuznetsova, T.B. Bukharova, T.E. Grigoriev, Yu. Zagoskin, M.V. Korolenkova, O.A. Zorina, S.N. Chvalun, D.V. Goldstein, A.A. Kulakov. *Heliyon*, **6** (8), e04686 (2020). DOI: 10.1016/j.helion.2020.e04686
- [8] Е.Д. Эйдельман. *Физика с элементами биофизики: учебник* (ГЭОТАР-Медиа, М., 2013), с. 512.
- [9] Д.М. Оленин. Канд. дисс. (СПб., Специальность 01.02.04, 2000), с. 127.
- [10] J.A. Sanz-Herrera, J. Mora-Macías, E. Reina-Romo, J. Domínguez, M. Doblaré. *Appl. Sci.*, **9**, 5228 (2019). DOI: 10.3390/app9235228
- [11] D.M. Lenin. Cand. Diss. (St. Petersburg, Specialty 01.02.04, 2000), p. 127.
- [12] В.В. Хохлов. *Судебная медицина*, **4**, 55 (2015).
- [13] Х.Ф. Махмудов, Ю.Х. Файзуллаева, Ш.Х. Файзуллаева. *Природа релаксации заряда в трубчатых костях*. В сб. ISBN 978-966-8736-05-6
- [14] И.П. Щербаков, В.И. Веттегрень, Р.И. Мамалимов, Х.Ф. Махмудов. *ЖТФ*, **87** (8), 1182 (2017). DOI: 10.21883/JTF.2017.08.44724.2075
- [15] Ю.Н. Ширяева, С.И. Журихина, И.Ю. Макаров. *Избранные вопросы судебно-медицинской экспертизы*, **18**, 210 (2019).
- [16] F.A. Carranza. *Bone Loss and Patterns of Bone Destruction*. In M.G. Newman, H.H. Takei, F.A. Carranza. *Carranza's Clinical Periodontology*, 9th Ed. (Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2002), p. 363.
- [17] Х.Ф. Махмудов, И.П. Щербаков. *Метод фрактальной люминесценции и наносекундная динамика импульсов люминесценции, геоматериалов под влиянием ударных волн // IPDME-2020: Сборник тезисов VIII Международной научно-практической конференции, Санкт-Петербург, 22–23 апреля 2020 г. Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский горный университет, 2020. С. 707–712. [http://ipdme.spmi.ru/sites/default/files/doc/SBORNIK\\_IPDME\\_2020.pdf](http://ipdme.spmi.ru/sites/default/files/doc/SBORNIK_IPDME_2020.pdf)*
- [18] И.П. Щербаков, Х.Ф. Махмудов. *Разработка установки для изучения динамики разрушения горных пород под воздействием слабых ударных волн // Инновации и перспективы развития горного машиностроения и электромеханики: IPDME-2021: Сборник тезисов VIII Международной научно-практической конференции, Санкт-Петербург, 22–23 апреля 2021 г. Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский горный университет, 2021. С. 389–393. EDN HRNVCZ. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=47270487>*