

Федеральное агентство по образованию

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ

RELMAS'2008

НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ПРОБЛЕМЫ
ПРОГНОЗИРОВАНИЯ НАДЕЖНОСТИ
И ДОЛГОВЕЧНОСТИ КОНСТРУКЦИЙ
И МЕТОДЫ ИХ РЕШЕНИЯ

ТРУДЫ МЕЖДУНАРОДНОЙ КОНФЕРЕНЦИИ

17–20 июня 2008 года

Том 2

ASSESSMENT OF RELIABILITY OF MATERIALS
AND STRUCTURES: PROBLEMS AND SOLUTIONS

INTERNATIONAL CONFERENCE

St. Petersburg, Russia, June 17-20, 2008

Volume 2

Санкт-Петербург
Издательство Политехнического университета
2008

*Аврунин А. С., Мельников Б. Е., Паршин Л. К., Тихилов Р. М.,
Шубняков И. И.*

МОДЕЛЬ МЕХАНИЗМА ЖЁСТКОСТИ И ПРОЧНОСТИ КОСТИ

РГУ «РНИИТО» им. Р.Р. Вредена, СПб,

info@rniito.org

СПбГПУ

kafedra@ksm.spbstu.ru

Предлагается трёхфазная модель малого объёма (локуса) костной ткани, в основе которой лежат ультратонкие слои воды (первая фаза), которые отделяют кристаллиты (вторая фаза) друг от друга. Значительные силы адсорбции, возникающие между этими слоями и поверхностями кристаллитов, приводят к образованию минерального монолита из совокупности отдельных мельчайших кристаллитов. Эти силы настолько велики, что водная плёнка ведёт себя подобно твёрдому телу. Третья фаза квалифицируется в качестве пор, так как не оказывает существенного влияния на механические свойства костной ткани (свободная вода, органические структуры и связанная с ними вода).

В основу модели положен одиночный кристаллит, окружённый тончайшим слоем адсорбированной воды (гидратным слоем). Кристаллит и поперечный слой воды рассматриваются в качестве составного призматического стержня. Деформацию такого стержня под действием продольной сжимающей (растягивающей) силы записываем с помощью элементарной формулы сопротивления материалов через характерные размеры и модуль упругости гидроксипатита $E_{ан}$ и модуль упругости воды $E_{вод}$. К этой деформации приравняем деформацию однородного, условно гомогенного стержня тех же размеров, но соответствующего элементу костной ткани с модулем упругости $E_{км}$. Полученное условие совместности деформаций можно разрешить, например, относительно $E_{вод}$. Подставляя сюда усреднённые справочные значения всех величин (включая $E_{ан}$ и $E_{км}$), вычислим значение модуля упругости $E_{вод}$ для воды, находящейся в особых условиях сверхтонкой щели. Оказалось, что значение $E_{вод}$ лишь на 29% превосходит модуль объёмного сжатия K свободной воды при температуре $T = 40$ °С. Таким образом, значения всех трёх модулей $E_{ан}$, $E_{км}$, $E_{вод}$ вполне удовлетворяют упомянутому выше условию совместности деформаций. Более того, трёхфазная модель указывает на то, что модуль $E_{км}$ в 3–5 раз меньше модуля $E_{ан}$ именно за счёт учёта податливости водных прослоек в минеральном монолите.

Важнейшим элементом функционирования модели является тот факт, что элементы кости от нано- до макроуровня структурированы винтообразно («спирально»). В результате при механических нагрузках продольные оси кристаллитов оказываются под некоторым углом φ к направлению господствующих в кости внутренних продольных усилий, характеризующихся главными нормальными напряжениями. Итогом этого является возникновение в водной плёнке внутренних касательных усилий, характеризующихся касательными напряжениями. Водная плёнка имеет малый модуль сдвига $G_{вод}$, поэтому в ней возникает заметная деформация сдвига, имеющая значимую проекцию на направление господствующих продольных усилий. Поэтому податливость костной ткани возрастает (уменьшается её модуль упругости $E_{км}$). Биологический эффект уменьшения модуля упругости $E_{км}$ состоит в увеличении активности конвекционного механизма перетекания жидкости по системе канальцев, пронизывающих всю кость. В результате при циклическом изгибе кости во время движений происходит интенсификация обмена веществ.

Эта же модель объясняет и возникновение повреждений в масштабе кристаллитов, так как водная плёнка имеет не только малый модуль сдвига $G_{вод}$, но и относительно низкое значение предельного сопротивления сдвигу (по сравнению с предельным сопротивлением отрыву). Поэтому в критической ситуации, вызванной мышечным перенапряжением или ударом, касательное напряжение в водной плёнке может превзойти значение предельного сопротивления. Это приведёт к сдвигу одного кристаллита относительно другого, что и является элементарным актом разрушения костной ткани.

Известно, что в кристаллической решётке гидроксиапатита при старении происходят частичные замены ионов фосфата на ионы карбоната. Такие же замены имеют место в насыщенном водном растворе гидратного слоя. Силы адсорбции в этих обстоятельствах уменьшаются. Соответственно происходит понижение модуля сдвига $G_{(кн)}$ и существенное снижение предельного сопротивления сдвигу (срезу). Последнее следует считать одной из причин старческой хрупкости костей.

Таким образом, согласно представленной теоретической модели гидратный слой ответствен за:

1. целостность поликристаллического минерального массива кости,
2. снижение в 3–5 раз модуля $E_{кн}$ по сравнению с модулем $E_{ан}$,
3. элементарный акт разрушения костной ткани на наноуровне при критической нагрузке,
4. снижение прочности костной ткани при старении.

Однако в заключение необходимо подчеркнуть, что высказанные выше представления требуют экспериментальной проверки.

АННОТАЦИЯ

In accord the model, ultra thin water layers consolidate a massif of mineral crystals into one whole. A surface of crystals adsorb these layers. Thanks to water layers, a module of elasticity of osseous tissue is considerably less then hydro-ksi-apatite module of elasticity. Water layers often orientate non-perpendicularly to directions of inside normal efforts which dominate in a bone. So inside efforts of slip arise in water layers and acts of local shearing (demolition) become are possible.