

УДК 621:620.1.05 (031)

Н.С. Шидловский, канд. техн. наук, доцент,

Национальный технический университет Украины "КПИ", г.Киев

В.А.Маланчук, член-корр. АМН Украины, профессор,

А.В.Копчак, канд. мед. наук, ассистент,

Национальный медицинский университет им.А.А.Богомольца, г. Киев

E-mail: n_shidlovsky@ukr.net

О МЕТОДИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЯХ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ИЗУЧЕНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОСТНОЙ ТКАНИ

Введение. Усовершенствование хирургических методов лечения костных травм и, в частности, оптимизация существующих и разработка новых систем фиксации переломов невозможны без всестороннего изучения физико-механических свойств костной ткани (КТ) человека.

Рассматривая приведенные в литературе данные (даже ограничиваясь только непораженными костными тканями), можно отметить значительные расхождения в абсолютных значениях основных характеристик упругости материала.

Так, модули упругости кортикальной кости, измеренные в различных исследованиях, колеблются в диапазоне от 4 до 22 ГПа, губчатой костной ткани от 0,05 до 1,5 ГПа и больше [3, 4, 6, 8]. Величина коэффициента Пуассона, измеренная в разных направлениях, для разных типов кости также колеблется в пределах 0.05 - 0.35 [2, 8].

Эти расхождения можно объяснить

- сложностью объектов исследований с точки зрения их структуры и свойств,
- невозможностью получения достаточного объема материала для формирования унифицированных образцов в необходимом количестве,
- значительными индивидуальными и топографическими вариациями микроархитектоники костной ткани,
- использованием различных методик и различием условий проведения исследований, которые могли существенно влиять на полученные результаты [5, 6].

Особенности структуры и механических свойств КТ. Костная ткань представляет собой трехфазный композиционный материал, состоящий из органических коллагеновых волокон, минерального компонента и межфибрилярного вещества [1]. Это многоуровневая динамически открытая система, находящаяся в состоянии постоянной перестройки и ионного обмена с окружающей средой. КТ оптимально приспособлена к восприятию функциональных нагрузок, действующих на организм человека, и способна к значительной структурной перестройке [1, 2, 7].

Особенности структуры КТ обуславливают уникальность их механических характеристик. Для КТ характерно:

- несплошность, неоднородность и анизотропия на микро- и макроуровнях,
- нелинейность упругих характеристик,
- выраженная зависимость механических характеристик от времени.

При анализе диаграмм деформирования образцов КТ необходимо учитывать влияние на механические свойства костного материала многих факторов. Например, влажность кости существенно влияет не только на значения модулей упругости, но может даже качественно изменить характер зависимости "напряжение - деформация".

Механические свойства кости могут существенно (в несколько раз) изменяться в зависимости от возраста, функционального состояния КТ, а также при наличии локальных или системных патологических процессов [2, 7].

Ряд авторов обращают внимание на значительные вязкоупругие деформации, возникающие при действии на КТ не только длительных, но и кратковременных нагрузок [2]. В связи с этим представляются важными исследования реологических характеристик КТ путем измерения релаксации напряжений при статическом и циклическом деформировании, а также изучение процессов ползучести при нагрузках различного характера.

Специфика исследований. В настоящее время для исследования механических характеристик костной ткани, в том числе нижней челюсти (НЧ) человека, преимущественно используют трупные кости [2, 3, 6, 8].

В то же время исследование трупных костей имеет существенные недостатки, которые заключаются в следующем.

1. В большинстве случаев возраст погибших, КТ которых можно использовать для исследований, составляет от 45 до 80 лет и выше, когда возрастные изменения КТ весьма выражены.

2. Получение трупного материала в большинстве стран законодательно регламентировано, а проведение исследований должно отвечать принципам биоэтики. В связи с этим количество биоматериала ограничено, что приводит к трудностям при статистических оценках достоверности результатов опытов.

3. В первые 24 часа после смерти физико-механические свойства биологического материала существенно изменяются. Использование различных способов консервации трупных тканей также может привести к изменению их механических характеристик [8].

4. Систематическое изучение свойств КТ при заболеваниях и травматических поражениях на трупном материале практически невозможно.

Общая цель исследований. В данной работе предпринята попытка создания унифицированных методик изучения механических характеристик КТ, полученной прижизненно в ходе операций. В качестве объектов исследований были выбраны КТ НЧ как одного из самых функционально важных элементов костной системы человека.

Особенность проведения биомеханических исследований тканей НЧ заключалась в невозможности полностью стандартизировать размеры и форму образцов, поскольку объем удаленной части кости определялся клиническими факторами и рамками примененных методов оперативного вмешательства.

При исследованиях свойств НЧ можно использовать только сравнительно малые образцы КТ. Апробирование усовершенствованных методик измерения на таких образцах, по нашему мнению, даст возможность распространить их и на

более крупные биологические объекты (конечности человека и другие части опорно-двигательного аппарата).

Биологический материал для исследований. Было исследовано 50 образцов кортикальной (компактной) и спонгиозной (губчатой) ткани, удаленных при проведении оперативных вмешательств на НЧ. Возраст больных находился в пределах от 15 до 60 лет (в среднем 30,5 лет), мужчины в общем количестве составляли 70%.

Двадцать образцов было получено из неповрежденных НЧ при проведении пластических операций, постановке костных имплантатов, удалении ретенированных зубов и т.д. Остальные 30 образцов представляли собой фрагменты костных отломков, удаленных у пациентов с травматическими переломами НЧ.

Анатомическая локализация фрагментов показана на рисунке 1.

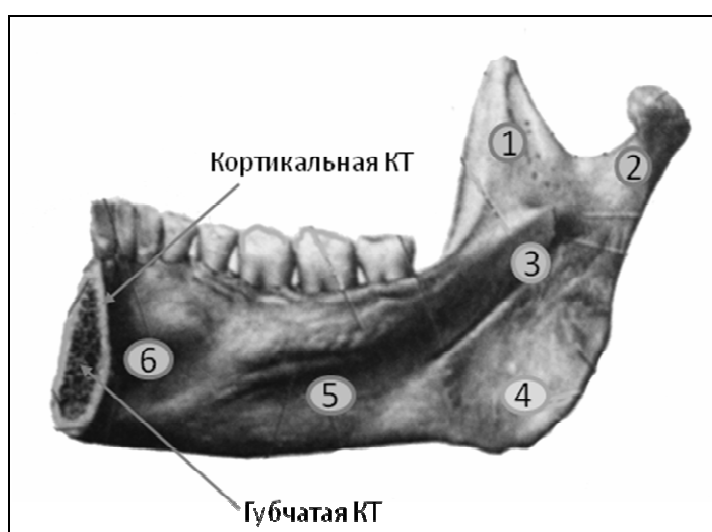


Рисунок 1 - Исследованные области нижней челюсти. 1-венечный отросток, 2- суставной отросток, 3- ветвь НЧ, 4 - угол НЧ, 5- тело НЧ, 6- подбородочный отдел.

Размеры и форма полученных фрагментов кости определялась техническими особенностями оперативного вмешательства и в значительной степени варьировались.

Консервация и сохранение образцов. После проведения антисептической обработки полученные фрагменты НЧ увлажняли в физрастворе и замораживали в закрытых пластиковых контейнерах [2].

Ранее проведенными исследованиями показано, что замораживание практически не изменяет упругие характеристики костных тканей даже при 100 дневном хранении. Вместе с тем, кипячение, фиксация в формалине и обезжиривание способны существенно (до 30%) изменить жесткость ткани [2, 5]. При этом вязкоупругие свойства являются более чувствительными к продолжительному хранению. Поэтому, мы старались максимально сократить период между получением биологического материала и его исследованием.

Подготовка образцов для испытаний. Полученные при биопсии фрагменты кости имели разную форму и размеры. В ряде случаев они состояли из различных типов КТ.

Перед проведением исследований эти фрагменты подвергали механической обработке, придавая им правильную геометрическую форму в виде прямоугольного параллелепипеда (образец типа I) или цилиндра (образец типа II). Такие типы образцов используют в большинстве механических испытаний КТ [4, 5].

Как показали исследования ряда авторов [5, 8], значения модулей упругости, определяемых различными (в том числе ультразвуковыми) методами, для цилиндрических и прямоугольных образцов с одинаковой площадью поперечного сечения практически совпадают.

Образцы цилиндрической формы изготавливали с помощью костного трепана с внутренним диаметром 3 мм. Для достижения параллельности торцов цилиндра и граней параллелепипеда проводили 3-4 последовательные операции на специально разработанном шлифовальном устройстве с постоянным охлаждением физиологическим раствором. Непараллельность противоположных сторон образцов не превышала 0.01 мм на 10 мм длины поверхности. Контроль непараллельности проводили оптической системой катетометра В-630. Неровности поверхностей образцов устраняли дополнительным шлифованием. Финишную обработку поверхностей проводили шлифовальной шкуркой Р 600 по ГОСТ 6456-82.

Каждый образец фотографировали, взвешивали на аналитических весах АДВ-200М с точностью 0.1 мг и измеряли его линейные размеры штангенциркулем с цифровой индикацией с точностью 0.01 мм.

Геометрические характеристики образцов. Предыдущими исследованиями показано, что геометрические характеристики образцов могут оказать существенное влияние на величины упругих характеристик, измеряемые в процессе проведения экспериментов [5, 8]. Это явление достаточно подробно описано в серии работ [5] по определению механических характеристик губчатой КТ.

Ниже изложены наши представления, касающиеся причин, которые могут вызвать заметные погрешности при прямых измерениях упругих характеристик малых образцов КТ, размеры которых сопоставимы с размерами структурных элементов КТ.

Основной причиной отличия измеренной жесткости образцов КТ от реального значения является дезорганизация структуры материала на поверхности кости при изготовлении образца. В месте контакта поврежденной поверхности с поверхностями конструктивных элементов испытательного оборудования механизм деформирования существенно изменяется по сравнению с неповрежденным образцом.

Для относительно больших образцов эти "краевые" эффекты не будут заметны вследствие малости области, прилегающей к месту контакта по сравнению с общими размерами образца. При уменьшении его размеров соотношения между деформацией поверхностного, структурно измененного слоя, и общей деформацией образца будут увеличиваться, что приведет к изменению измеренного модуля упругости по сравнению с реальным значением.

Результаты проведенных нами исследований свидетельствуют о том, что для кортикальной КТ (более сплошной и однородной по сравнению с губчатой), различия в значениях модуля упругости при уменьшении размеров образца от 10 до 3 мм не превышают 4.5%. Дальнейшее уменьшение размеров образца может существенно увеличить погрешность.

Для образцов губчатой КТ погрешность при укорочении высоты образца от 10 до 3 мм достигает 10%, а при дальнейшем уменьшении этого размера до 5 мм ошибка возрастает до 25-30%. Определение модуля упругости на образцах с высотой меньше 5 мм не является достоверным.

Таким образом, для определения модулей упругости предпочтительно использовать образцы кортикальной КТ высотой не менее 3 мм и образцы губчатой КТ не менее 5 мм (с внесением соответствующих поправок в расчетные модели).

Ориентация образцов. Как показано в ряде исследований [8], КТ человека имеет три оси упругой симметрии, т.е. представляет собой ортотропный материал. Главные оси симметрии упругих свойств кортикального слоя КТ определяются ориентацией остеонов, а губчатого слоя - ориентацией костных балочек. При этом максимальная жесткость КТ соответствует ориентации большинства структурных единиц костного матрикса [1, 2].

Архитектоника НЧ формируется в процессе индивидуального развития организма, как интегральная реакция кости на напряжения и деформации, возникающие при различных функциональных нагрузках. На отдельных участках при этом остеоны и трабекулы приобретают достаточную упорядоченность, а на остальных (участки закрепления мышц, подбородок и др.) ориентация имеет некоторую хаотичность.

При формировании образцов мы старались, чтобы направление их геометрических осей максимально совпадало с направлениями осей упругой симметрии КТ, и, следовательно, с направлениями максимальной жесткости материала в данной точке (рисунок 2).

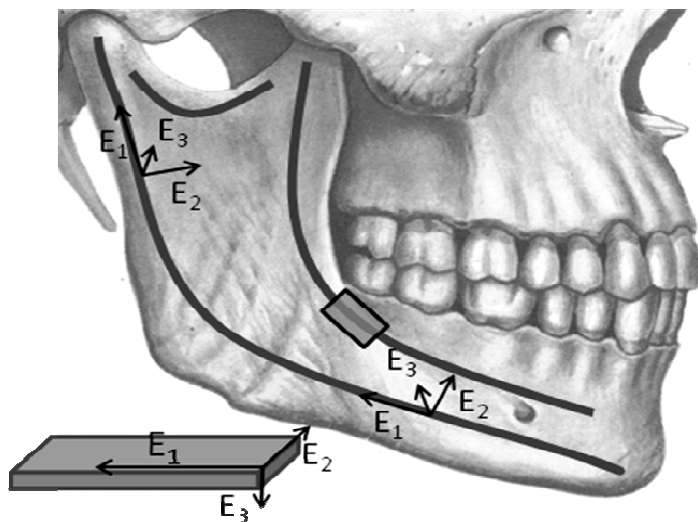


Рисунок 2 - Линии максимальной жесткости на нижней челюсти.

В соответствии с обозначениями, показанными на рисунке 2, дальнейшем будем использовать такую идентификацию направлений приложения нагрузок и измерения деформаций: "1" - это направление, наиболее близкое к ориентации большинства остеонов и трабекул костной ткани; "2" - направление, параллельное внешней поверхности челюсти и перпендикулярное направлению "1"; "3" - направление, перпендикулярное внешней поверхности челюсти и перпендикулярное направлениям "1" и "2".

Методика испытаний образцов на сжатие. Для определения механических свойств КТ проводили компрессионное нагружение образцов с использованием универсальной испытательной машины TIRA-test 2151.

Образцы размещали на стальном параллелепипеде, выполненном из легированной стали 40ХН с шероховатостью поверхности $R_a=0.32$ мкм. Параллелепипед с образцом устанавливали на подвижном столе испытательной машины.

Сжатие образца проводили с помощью круглого диска, выполненного из стали указанного класса с той же шероховатостью поверхности. Диск через шарнир-компенсатор был жестко прикреплен к динамометру испытательной машины, а диаметр диска превышал размеры образца.

Нагрузку прикладывали путем вертикального перемещения подвижного стола испытательной машины. Усилие сжатия измеряли динамометром, сигнал с которого поступал в микропроцессор машины. По окончании испытания полученная информация фиксировалась в виде диаграммы деформирования в координатах усилие - деформация.

Для изучения степени анизотропии КТ образцы прямоугольной формы деформировали в 3-х взаимно перпендикулярных направлениях так, чтобы нагрузки не выходили за пределы их линейного диапазона. После полной разгрузки образцов измеряли их остаточные (задержанные) деформации. Цилиндрические образцы деформировали только вдоль их продольной оси.

При испытаниях образцов к деформациям, которые возникают непосредственно в образцах, добавляются деформации испытательной машины и переходных элементов (опор, нагружающих элементов, динамометра и др.). Поэтому абсолютную деформацию образца КТ рассчитывали как разницу между суммарной деформацией (перемещение подвижной части испытательной машины) и деформацией нагружающей системы. Последнюю предварительно определяли при различных нагрузках, используя вместо образцов КТ, элемент с большой жесткостью (стальные бруски толщиной 5, 7 и 10 мм).

Модуль упругости рассчитывали как тангенс угла наклона линейного участка диаграммы деформирования, построенной в координатах напряжение - относительная деформация образца КТ.

Для изучения предельных нагрузок дополнительно, после проведения испытаний при относительно малых нагрузках, проводили опыты с нагружением образца до его полного разрушения. Особое внимание уделяли изучению предела пропорциональности, который на наш взгляд можно использовать в качестве пре-

дельно-допустимого напряжения при моделировании НДС НЧ и изучении взаимодействия аппаратов фиксации с КТ.

Выбор скоростей деформирования. Для приближения условий испытаний к условиям квазистатического деформирования (имитация действия на НЧ медленно изменяющихся нагрузок, режим медленного жевания) скорость перемещения подвижного стола испытательной машины устанавливали равной 0.5 мм/мин. Эта величина, определенная нами в процессе предварительных исследований, примерно соответствует данным Arendts F. и Sigolotto C. (1990). Они установили, что при деформировании кортикальной КТ со скоростью 0.2 мм/мин и при действии статической нагрузки, полученные величины модуля Юнга практически не отличаются [4].

Необходимо отметить, что при деформировании КТ с малой скоростью возникает значительная вязкоупругая составляющая деформации, сопоставимая с упругой деформацией. Поэтому модуль упругости, рассчитанный по диаграмме деформирования, в этом случае будет существенно ниже, чем модуль, определенный динамическими методами (механические колебания, быстро изменяющиеся циклические нагрузки, ультразвуковые методы). Различия по данным литературы могут достигать 65-80%, и качественно соответствуют результатам, полученным при изучении полимерных материалов [5, 8].

Для минимизации указанных эффектов и унификации методик определения модулей упругости КТ следует, на наш взгляд, придерживаться таких правил:

1. Для описания поведения КТ при функциональных нагрузках, которые развиваются, как правило, за несколько секунд, следует использовать диаграммы деформирования, полученные в прямом натурном эксперименте при небольшой скорости деформирования.

2. Относительная деформация образцов при неразрушающих испытаниях должна задаваться исходя из физиологического диапазона деформаций, определяемых *in vivo* или в экспериментах на целой НЧ (как правило, не больше 1%).

3. Перед проведением основного испытания следует произвести несколько (от 3-х до 5-и) циклов предварительной нагрузки, которую мы задавали на уровне 5.0 ± 1 Н/мм² для кортикальной и 0.5 ± 0.1 Н/мм² для губчатой кости.

Испытания образцов с неоднородной структурой. Особенности строения костей, имеющих сложную пространственную конфигурацию, и наличие патологических процессов приводят к тому, что однородные по структуре и механическим свойствам участки чаще всего имеют небольшие размеры. Форма этих участков достаточно сложная, а их точную границу не всегда можно определить без использования методов микроскопических исследований.

Изготовление однородных образцов при этом невозможно или весьма затруднительно. Определение упругих характеристик неоднородных образцов с использованием известных способов позволяет получить лишь интегральные показатели. Последние существенно отличаются от реальных значений для отдельных типов КТ, входящих в состав образца.

Нами применен способ определения модулей упругости КТ в структурно - неоднородных образцах, заключающийся в испытаниях на сжатие образцов в процессе последовательного удаления отдельных слоев (рисунок 3).

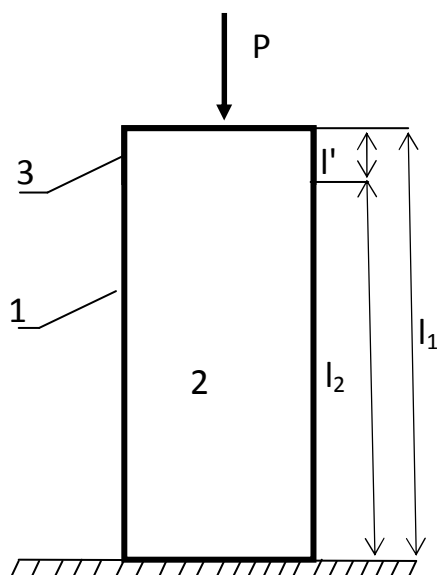


Рисунок 3 - Схема определения модуля упругости КТ в неоднородных образцах.

Неоднородный образец 1 подвергали сжимающей нагрузке, и рассчитывали его усредненный модуль

$$E_1 = P \cdot l_1 / S \cdot \Delta l_1,$$

где P - сжимающее усилие, прикладываемое к образцу,

l_1 - длина образца 1 до начала деформирования,

S - площадь поперечного сечения образца,

Δl_1 - укорочение образца 1 под действием нагрузки.

После первого испытания на сжатие проводили контроль остаточных деформаций и на шлифовальном устройстве удаляли слой КТ 3 с одного торца образца, сохраняя параллельность его поверхностей. При условии малой толщины удаленного слоя по сравнению с общей высотой образца, механические свойства КТ в пределах срезанного слоя можно считать не изменяющимися.

Затем проводили второе нагружение, и определяли усредненный модуль упругости E_2 образца после удаления слоя 3.

Длина образца l_1 до удаления слоя 3

$$l_1 = l_2 + l',$$

где l' - толщина удаленного слоя,

l_2 - высота образца после укорочения.

Его деформация при сжатии

$$\Delta l_1 = \Delta l_2 + \Delta l',$$

где Δl_2 и $\Delta l'$ - деформации образца 2 и удаленного слоя 3 соответственно.

Выразив деформации через модули упругости и подставив полученные значения в формулу

$$E' = P \cdot l' / S \cdot \Delta l',$$

получим формулу для расчета модуля упругости удаленного слоя КТ через усредненные модули упругости образца до и после его укорочения:

$$E' = E_1 \cdot E_2 \cdot (l_1 - l_2) / (E_2 \cdot l_1 - E_1 \cdot l_2),$$

где E_1 и E_2 - усредненные модули упругости образцов 1 и 2 соответственно,

l_1 и l_2 - высоты образцов 1 и 2 соответственно.

С помощью предложенного метода, проводя испытания на сжатие последовательно укорачиваемых (стачиваемых) образцов, при достаточном числе срезанных слоев можно измерить модули упругости в различных слоях кости и определять модули упругости всех типов КТ, входящих в состав исследуемого неоднородного образца. Указанным методом были исследованы образцы губчатой КТ, костных отломков и участков костного сращения при переломах НЧ.

Методика исследования релаксационных процессов в КТ. Релаксацию напряжений в КТ изучали при заданной величине относительной деформации по изменению усилий фиксируемых динамометром испытательной машины. Показатели прибора записывали в режиме реального времени с помощью цифровой видеокамеры Canon Digital Ixus 970 IS в течение 7,5 минут со скоростью 30 кадров в секунду.

Обработку полученных данных, построение кривых релаксации и их регрессионный анализ осуществляли в программе Origin 7.0 (OriginLab, США). Для математического описания процесса релаксации напряжений в КТ использовали обобщенную модель вязко-упругого тела Максвелла.

Результаты исследований.

Проведенные исследования подтвердили, что костная ткань НЧ характеризуется выраженной анизотропией механических свойств и их значительной неоднородностью. При этом механические свойства обладают значительными индивидуальными и топографическими отличиями и подвержены существенному влиянию биологических факторов.

Максимальная жесткость при сжатии образцов кортикальной КТ была отмечена в направлении "1", т.е. вдоль преимущественной ориентации остеонов. Модуль упругости при этом для различных образцов находился в пределах от 6500 до 15500 МПа (среднее значение 10758 ± 966 МПа). Соотношение модулей $E_1 : E_2$ в среднем составило 1.62, а $E_2 : E_3$ - 1.23.

Необходимо отметить некоторые расхождения в средних значениях модулей упругости для различных анатомических зон НЧ. Так, на участке подбородка и тела НЧ жесткость кортикального слоя оказалась большей, чем на участке угла и ветки в среднем на 12%.

Граница линейного участка диаграммы деформирования практически во всех испытаниях превышала 100 МПа, что, в целом, соответствует данным, полученным другими авторами [1, 3, 7].

Упругие свойства губчатой КТ. В отличие от кортикального слоя, губчатая КТ характеризовалась большей степенью анизотропии модуля упругости и большей пространственной неоднородностью.

Значение модуля упругости губчатой КТ находилось в пределах от 116 до 1290 МПа и в среднем составило 564 МПа. Соотношения $E_1:E_2$ и $E_2:E_3$ составили в среднем 1.73 и 1.97 соответственно.

Максимальная неоднородность губчатого слоя была отмечена на участке тела НЧ в направлении "3" (от границы кортикальной пластинки до канала НЧ). В центральных, приближенных к каналу, участках жесткость ткани в отдельных случаях была почти в 7 раз меньше, чем в слоях, граничащих с кортикальным.

Под действием нагрузок в губчатой КТ быстро развивались необратимые деформации, связанные, на наш взгляд, главным образом с разрушением поверхностных структур образцов. Предел пропорциональности находился в интервале от 3 до 30 МПа и в среднем составлял 13.8 МПа.

Влияние гидратации на свойства КТ. Известно, что физико-механические характеристики высокомолекулярных веществ (полимеры, пластмассы, композиционные материалы на основе полимеров) в той или иной степени зависят от уровня гидратации (увлажнения). Гидратация КТ также существенно влияет на ее характеристики [3,4].

Нами проведено серию экспериментов по изучению влияния гидратации на физико-механические характеристики кортикальной КТ.

Для дегидратации образец КТ размещали в эксикаторе со стандартным силикогелем на 5 суток. Сразу после обезвоживания проводили измерения линейных размеров, массы образца, его модуля упругости и реологических характеристик. После этого образец помещали в физ. раствор, выдерживали его на протяжении 1, 24 и 96 часов и проводили повторные исследования.

Результаты испытаний увлажненных образцов приведены в таблице 1.

Таблица 1 - Изменение механических характеристик КТ под действием гидратации.

Время выдержки образца в ФР, час.	Изменение характеристик по отношению к сухой КТ, %		
	Прирост массы	Уменьшение модуля упругости	Уменьшение времени релаксации
1	4.5	33	46.5
24	9.5	34	48.3
96	9.5	32	49.5

Полученные данные подтвердили, что гидратация существенно влияет на механические характеристики КТ, причем наиболее чувствительными к изменению содержания влаги проявились ее вязкоупругие характеристики. Это сказалось на времени релаксации напряжений в образцах, которое уменьшилось за исследованный интервал времени почти вдвое.

Данный факт подтверждает необходимость увлажнения образцов КТ при хранении и подготовительных операциях для получения результатов, приближенных к естественным условиям.

Влияние биологических факторов на свойства КТ. Влияние биологических факторов на физико-механические характеристики КТ изучали у пациентов с переломами НЧ. При переломе КТ отломки подвергалась структурной дезорганизации, связанной не только с механическим повреждением, но и с интенсивной резорбцией (рассасыванием) и перестройкой КТ в посттравматическом периоде. Эти процессы сопровождались уменьшением ее плотности, жесткости и прочностных характеристик (таблица 2). Изменения были более выражены в поздние сроки после травмы (15-30 дней), что подтверждает важную роль биологических

факторов (рассасывание и перестройка КТ) в посттравматических изменениях механических характеристик КТ у пациентов с переломами НЧ.

Таблица 2 - Механические характеристики КТ в различных состояниях.

	Неповрежденная кортикальная КТ	Неповрежденная губчатая КТ	Кортикальная КТ отломков при переломе	Губчатая КТ отломков при переломе
Модуль Юнга E1 (МПа)	10298±1000	725±143	4599±574	372±115
Предел пропорциональности (МПа)	126±12	13,8±6	55,9±6,9	5,93±1,3
Плотность (г/см ³)	1,91±0,04	1,11±0,06	1,79±0,06	0,95±0,03

Выводы: 1. Необходимой предпосылкой для точного определения механических свойств КТ является стандартизация методики изготовления образцов и проведения опытов, а также приближение условий исследования к естественным. Погрешности в определении механических констант, связанные с несоблюдением этого принципа, могут составлять от 4 до 50% и больше.

2. Для определения модуля упругости КТ в образцах, содержащих разные типы КТ или участки выраженной структурной неоднородности целесообразно использовать разработанную нами методику, основанную на послойном укорочении образца с определением интегрального модуля упругости перед удалением каждого слоя, в пределах которого КТ можно считать однородной.

3. Кортикальный и губчатый слои НЧ характеризуются выраженной механической анизотропией и неоднородностью. При этом механические свойства имеют значительные индивидуальные и топографические различия, более выраженные в губчатом слое.

4. При переломе НЧ механические свойства КТ отломков подвергаются значительным изменениям, обусловленным механическим повреждением и влиянием биологических процессов резорбции и перестройки КТ. Так, жесткость КТ в области перелома снижается в 2,4-2,9 раз, а прочность в 2-2,5 раза.

Библиографический список.

1. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. - СПб.: Политехника, 2000.-463 с.

2. Добелис М.А., Саулгозис Ю.Ж. Роль структурных компонентов компактной костной ткани в ее деформативности и несущей способности. В кн. Современные проблемы биомеханики. Выпуск 2. Механика биологических тканей. Рига «Зинатне», 1985, с. 70-102.

3. Кадурін О. К., Вирва О. Є., Леонтьєва Ф. С. Біофізичні властивості компактної кісткової тканини. — Х.: Прапор, 2007.— 136 с.

4. Arendts F.J., Sigolotto C. Mechanical characteristics of the human mandible and study of in vivo behavior of compact bone tissue, a contribution to the description of biomechanics of the mandible-II // Biomed Tech. 1990 35(6):123-30.

5. Linde F, Hvid I, Madsen F. The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. J Biomech. 1992 Apr;25(4):359-68.

6. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg. 1999 Jun;57(6):700-6;

7. Natali A. N., Meroi E. A., A review of the biomechanic properties of bone as a material. Journal of Biomechanical Engineering (1988), 11, 266-275.

8. Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible // American journal of physical anthropology 120:252–277 (2003).