

## ИССЛЕДОВАНИЕ IN VITRO ИЗНОСОСТОЙКОСТИ ХРЯЩА КОЛЕННОГО СУСТАВА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ВОЗВРАТНО-ПОСТУПАТЕЛЬНОМ СКОЛЬЖЕНИИ

Н.С. Гаврюшенко<sup>1</sup>, В.А. Капранчук<sup>2</sup>, М.А. Малыгина<sup>3</sup>, В.Г. Булгаков<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Москва,

<sup>2</sup>Городская клиническая больница № 3, Краснодар,

<sup>3</sup>Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского, Москва

*Износостойкость хряща коленного сустава человека in vitro оценивалась по уменьшению его толщины после нагружения и работы в узле трения «хрящ по хрящу» в режиме возвратно-поступательного скольжения под давлением. Испытания проведены на вибротрибометре «Optimol SRV». В качестве смазки использовалась синовиальная жидкость, взятая у больного с посттравматическим синовитом коленного сустава, и дистиллированная вода. Установлена зависимость убывания хряща по толщине за счет его истирания и деформации от величины давления в узле трения. Показано, что полное исчезновение хряща толщиной 1,8 мм при самопроизвольном изменении давления в диапазоне от 1,4 до 0,28 МПа произойдет через 1,6 млн колебаний. При постоянном давлении 1,4 МПа, что соответствует нагрузке на коленный сустав в 990 Н, полный износ хряща наступит через 290 тыс. колебаний, а при постоянном давлении 3 МПа — через 207 тыс. колебаний.*

*The resistance to wear of human knee cartilage was studied in «cartilage-cartilage» friction block during reciprocating clipping under pressure to assess the decrease of its thickness after loading and work. The tests were performed using vibrottribometer «Optimol SRV». Sinovial fluid obtained from the patient with posttraumatic knee synovitis and distilled water was used as lubrication. Dependence of the cartilage thickness decrease due to abrasion and deformity on pressure value in friction block was detected. It was shown that total disappearance of cartilage with 1.8 mm thickness under spontaneous change pressure within the range from 1.4 to 0.28 MPa occurred after 1.6 mln oscillations. Under constant 1.4 MPa pressure that corresponding to 990 N load on knee joint the total loss of cartilage was noted after 290000 oscillations, but under constant 3 MPa — after 207000 oscillations.*

Травматические повреждения мениска и связок коленного сустава приводят к изменению геометрических соотношений в нем, а также к нарушению механизма смазки. Следствием этого являются разволокнение хрящевой ткани, развитие синовита и артроза в отдаленном периоде. Исход лечения в большой степени зависит от своевременности хирургического вмешательства [3–6]. По нашему мнению, вмешательство можно считать своевременным, если оно выполняется до тех пор, пока повреждение элементов сустава не отразилось на физико-механическом состоянии хряща. Другими словами, восстановление функции сустава должно предотвратить начало процесса истирания хряща.

Cicutinni и соавт. [7] с помощью рентгеноскопии и магнитно-резонансной томографии установили, что после частичной менискэктомии объемная потеря хряща в последующий период наблюдения за больными составляла  $4,1 \pm 2,8\%$  в год, тогда как в контрольной группе здоровых людей —  $2,3 \pm 3\%$ . Работ, в которых была бы выявлена зависимость между степенью уменьшения толщины хряща, чаще относимого на счет истирания, и отдаленными результатами хирургических вмешательств на

коленном суставе (открытых или артроскопических) нам найти не удалось. Тем не менее мы полагаем, что такая зависимость должна существовать, и поэтому предпринимаем попытку разработки этого аспекта проблемы, начиная с изучения скорости убывания по толщине хряща коленного сустава человека за счет истирания и деформации. Знание скорости и процесса уменьшения толщины хряща в неблагоприятных трибологических условиях позволит доказать необходимость скорейшей ликвидации последствий травмы и оценить исход лечения в зависимости от сроков оперативного вмешательства.

Целью настоящего исследования было изучение in vitro скорости линейного (по высоте) уменьшения толщины хряща коленного сустава человека.

### МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Исследование проведено в испытательной лаборатории ЦИТО на вибротрибометре «Optimol SRV» (Германия), специально созданном для исследования трения и износа в трущихся парах. Для эксперимента была взята пластина тибияльного плато большеберцовой кости толщиной примерно 5–7 мм от трупа мужчины 50 лет после суточного хранения ее при  $-70^\circ\text{C}$ . Перед

забором хрящевых образцов кость выдерживалась в водопроводной воде до полного оттаивания.

Специальными трепанами цилиндрической формы диаметром 6 и 10 мм при комнатной температуре из влажной пластины тиббиального плато высверливали образцы. Избыточное количество костной ткани, выходящей за пределы трепана, осторожно удаляли на наждачном круге. После этого образец хряща диаметром 10 мм вместе с прилежащим к нему тонким слоем кости выталкивали из трепана и приклеивали костным основанием к дну цилиндрической юветы из органического стекла с помощью циакринового клея. Между образцом и бортиком юветы оставалось пространство для заливки смазывающей жидкости. Образец хряща вместе с юветой закрепляли на металлической консоли испытательной ячейки вибротрибометра. Условно назовем эту часть трущейся пары «неподвижным» элементом узла трения.

Для подвижной части узла трения использовали образцы диаметром 6 мм. Хрящ вместе с подлежащей субхондральной костью выталкивали из цилиндрического трепана и, как пломбу, внедряли в глухое отверстие такого же диаметра в крепежном дюралевоном цилиндре. Образец за счет плотной посадки (без помощи клея) держался в цилиндре своей костной частью, а хрящ частично (больше чем наполовину) выступал наружу. Условно этот элемент узла трения назовем индентором — в дальнейшем он будет под действием давления внедряться в неподвижную часть узла трения. Толщина хряща в каждом образце составляла 1,8 мм.

Образцы закрепляли в испытательной ячейке вибротрибометра. При смыкании образцов в ячейке хрящ с поверхностью диаметром 6 мм накладывали на центральную часть хряща с поверхностью диаметром 10 мм, что давало ему возможность скользить горизонтально в возвратно-поступательном режиме с заданной амплитудой, имитируя скольжение хрящей в суставе. Площадь соприкосновения хрящей определялась размерами хряща с меньшим диаметром (6 мм) и равнялась  $28,26 \text{ мм}^2$ . При пересчете нагрузок на всю площадь соприкосновения суставных поверхностей в коленном суставе последнюю оценивали по Walker [11] — примерно в  $700 \text{ мм}^2$  (хотя Morrison [9] полагает, что она колеблется в пределах от 380 до  $540 \text{ мм}^2$ ).

#### Режим испытания

Испытания во всех случаях выполнялись при комнатной температуре. Исследование способности хряща противостоять нагрузкам при возвратно-поступательном скольжении проводилось при трех режимах нагружения:

1) исходная нагрузка 40 Н, что соответствует давлению 1,4 МПа и примерно 990 Н нагрузки в пересчете на всю площадь соприкосновения суставных поверхностей. В процессе испытания давление менялось самопроизвольно. Частота колебаний составляла 10 Гц при амплитуде 1,65 мм. В качестве смазки использовалась дистиллированная вода, которая заливалась в ювету в избыточном количестве;

2) исходная нагрузка 40 Н. Давление поддерживалось постоянным в течение 3 ч. Частота колебаний составляла 10 Гц при амплитуде 1,65 мм. В качестве смазки применялась синовиальная жидкость, взятая у больного с посттравматическим синовитом коленного сустава, которая заливалась в ювету в избыточном количестве [1];

3) исходная нагрузка 85 Н, что соответствует давлению 3 МПа и примерно 2100 Н нагрузки на всю площадь соприкосновения суставных поверхностей. Давление поддерживалось постоянным в течение 3 ч. Частота колебаний составляла 10 Гц при амплитуде 1,65 мм.

В качестве смазки использовалась синовиальная жидкость, взятая у больного с посттравматическим синовитом коленного сустава, которая заливалась в ювету в избыточном количестве.

При выборе нагрузки мы руководствовались диапазоном нагрузок в коленном суставе человека по Morrison, где пиковые нагрузки в пределах одного шага находятся на уровне 0,25, 1,2, 2,7, 2,1 и 2,7 веса тела [8, 9].

#### РЕЗУЛЬТАТЫ

В эксперименте с *первым режимом нагружения* запуск испытательной машины производился при следующих стартовых показателях приборов: амплитуда колебаний — 1,65 мм, сила сдвигания образцов — 40 Н. Хрящи были влажными. В процессе испытания отслеживались изменения указанных параметров и определялся динамический коэффициент трения. Последний в данной работе приводится для отражения реакции хряща на смазку.

В первые минуты коэффициент трения равнялся 0,05, но имел тенденцию к росту. Сила сдвигания образцов, наоборот, начинала заметно уменьшаться, тогда как амплитуда колебаний практически не изменялась. На 8-й минуте в зону трения с помощью шприца вводилась дистиллированная вода, выполнявшая роль смазки. Узел трения мгновенно реагировал на это повышением коэффициента трения, который в течение последующей минуты возрастал на 25% (с 0,066 до 0,0825) и, продержавшись на этом уровне немногим более 3 мин, начинал снижаться, доходя на 22-й минуте до 0,059. В узел трения вновь вводили воду, но на этот раз в большем количестве. Между краями юветы из оргстекла и хрящом в подвижном инденторе образовывался выпуклый водяной мениск, поглощавший образцы и погружавший весь узел трения в воду. И на этот раз узел трения реагировал аналогичным образом: коэффициент трения резко возрастал и к 28-й минуте достигал 0,066, превышая на 11% предшествующее введению воды значение. Далее узел трения продолжал работать в среде воды. На 120-й минуте давление оставалось стабильным (24 Н), а коэффициент трения снижался до 0,039. К 180-й минуте давление не изменялось, а коэффициент трения уменьшался до 0,037. Тенденция к снижению коэффициента трения сохранялась до 340-й минуты, а затем наступал период его полной стабилизации. Такая картина наблюдалась до 665-й минуты, после чего следовал резкий подъем коэффициента трения до 0,12. Вероятно, это было связано со значительным износом хряща, приводившим к соприкосновению металлической обоймы с нижележащим хрящом. После 1178 мин истирания толщина хряща на подвижном инденторе уменьшилась на 0,780 мм, а на неподвижной поверхности — на 0,733 мм. Необходимо отметить, что в данном эксперименте обнаружилось присутствие на поверхности хряща пленки, которая отслоилась от хряща в результате трения. Толщина пленки составляла 150 мкм.

В эксперименте со вторым режимом нагружения влажные образцы хряща устанавливали в испытательную ячейку и нагружали до 40 Н. В течение 27 мин прибор работал без смазки при амплитуде колебаний 1,65 мм. Сила сдвигания образцов не поддерживалась и за это время снизилась до 8 Н. Не останавливая прибор, мы подняли силу сдвигания до 40 Н и в дальнейшем поддерживали ее постоянной на протяжении 3 ч. Исходная величина амплитуды колебаний при этом составила 1,7 мм. На 27-й минуте в узел трения была введена синовиальная жидкость, взятая у больного с диагнозом: посттравматический синовит коленного сустава. Каждые 10–15 мин в узел трения добавлялась свежая порция синовиальной жидкости. Таким образом, моделируемый сустав работал в среде синовиальной жидкости. В процессе испытания наблюдалось монотонное снижение амплитуды колебаний. После 60 мин она была равна 1,64 мм, на 90-й минуте — 1,60 мм, а к исходу 3-го часа — 1,58 мм. Испытания были прерваны на этом этапе из-за значительного истирания обоих хрящей. Износ индентора составил 0,680 мм, износ неподвижной части узла трения — 0,720 мм.

После испытания внешний вид образцов значительно отличался от исходного, в неподвижной части узла трения имелась «воронка» (см. рисунок). Скорость изнашивания хряща индентора при описанных условиях испытания составила  $6,2 \cdot 10^{-6}$  мм за одно колебание. При такой скорости изнашивания полное истирание суставного хряща произойдет через 290 тыс. колебаний.

В эксперименте с третьим режимом нагружения образцы помещали в испытательную ячейку вибротрибометра, приводили в контакт и сдвигали с силой 85 Н (что соответствует нагружению сустава 2105 Н [9]), после чего выдерживали 30 мин. К концу 30-й минуты показатель силы сдвигания снижался до 20 Н. Образцы вновь подвергали кратковременному (1–2 мин) сдвиганию с силой 85 Н. Затем давление снижали до нулевой отметки. Образцы извлекали и измеряли их высоту. Полученные размеры принимали за исходные. Высота индентора составляла 10,235 мм, высота неподвижного образца — 8,150 мм. Перед испытанием образцы, помещенные в вибротрибометр, сно-

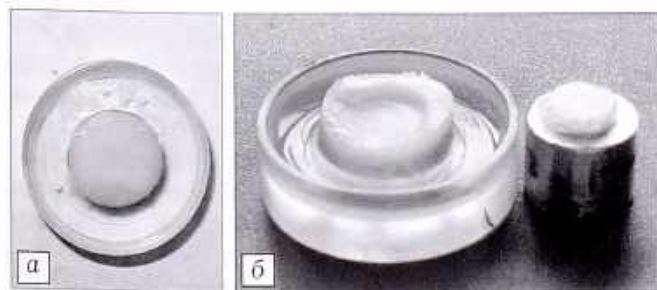
ва сдвигали с силой до 85 Н. После включения прибора задавали амплитуду колебаний 1,65 мм, которую считали исходной. Сразу после старта в пространство между хрящами с помощью шприца вводили синовиальную жидкость и в дальнейшем поддерживали ее избыточное количество. Весь процесс истирания, таким образом, происходил в среде синовиальной жидкости. Температура окружающей среды составляла 23°C. В течение 3 ч осуществлялся процесс возвратно-поступательного скольжения хрящей друг по другу. При этом поддерживалась постоянная сила сдвигания образцов на уровне 85 Н.

В первые минуты эксперимента амплитуда колебаний достигала 1,69 мм, на 145-й минуте составляла 1,32 мм. К исходу 3-часового периода испытания она снизилась до 1,14 мм. На этом проведение эксперимента было прервано из-за значительного истирания хрящей. Внешний вид поверхности обоих образцов существенно отличается от исходного: вместо молочно-белого они приобрели серо-желтый цвет, на инденторе определялось заметное разволокнение краев хряща, а на неподвижной части, как и во втором опыте, имелась «воронка». Износ хряща индентора составил 0,95 мм, хряща неподвижной составляющей узла трения — 0,83 мм. Синовиальная жидкость, находившаяся в узле трения, имела серо-молочный цвет. Расчет показал, что скорость изнашивания хряща на инденторе равнялась  $8,7 \cdot 10^{-6}$  мм за одно колебание. При такой скорости износ хряща толщиной 1,8 мм наступит после 207 тыс. колебаний.

#### ОБСУЖДЕНИЕ

Несложные расчеты позволяют получить весьма интересные данные об изменении толщины хряща в случае нарушения естественного смазывающего механизма в коленном суставе. Независимо от природы этих нарушений страдает хрящ, поверхность которого подвергается эрозионному изнашиванию и, несомненно, деформации.

При монотонном изнашивании, которое имитировалось в нашем эксперименте с первым режимом нагружения, хрящ толщиной 1,8 мм исчезает за 2718 мин непрерывного скольжения. В циклическом выражении это составит 1 630 800 колебаний. Shmalzried [10] установил, что двигательная активность людей, перенесших операцию на коленных суставах, колеблется в диапазоне от 395 до 17 718 шагов в сутки. Если ежедневно человек с травмой коленного сустава будет делать 395 шагов, то полное истирание хряща произойдет через 4129 дней (более 11 лет), т.е. потеря хряща составит 8,8% в год. Это в 2 с лишним раза превышает установленную скорость объемной потери хряща после частичной менискэктомии [7], что, вероятно, отражает восстановительные процессы в хрящевой ткани в организме. При увеличении двигательной активности срок службы хряща может сократиться до нескольких месяцев.



Внешний вид образцов хряща до и после испытания.

а — неподвижная составляющая пары трения до испытания; б — неподвижная и подвижная составляющие после испытания.

Можно сказать, что уменьшение толщины хряща — это функция двигательной активности, а не функция времени.

Ранее в исследованиях на тазобедренном суставе нами было показано, что поверхностный слой хряща является продолжением связки головки бедра [1]. Устоялось мнение, что его толщина не превышает нескольких микрометров. Однако, по нашим данным, толщина этого слоя составляет 150 мкм, и это позволяет предположить, что его изнашивание (примерно за 136 тыс. колебаний) приводит к разрушению структурной основы, обеспечивающей функционирование механизма смазки, который предохраняет глубинные слои хряща от эрозионного разрушения [1, 2]. Это убедительно свидетельствует о важности ранней диагностики и скорейшего устранения последствий травмы.

В двух других экспериментах по изучению скорости уменьшения толщины хряща выявлена зависимость между длительностью функционирования хряща и величиной нагрузки. Так, толщина хряща, работающего в суставе, нагруженном силой 2100 Н, убывает в 1,33 раза быстрее, чем при нагружении его силой 990 Н. При щадящих нагрузках (от 900 до 198 Н) скорость истирания хряща становится еще ниже. В абсолютных значениях скорость уменьшения толщины хряща за одно колебание при названных выше нагрузках выглядит как следующий убывающий ряд: (87; 62; 11) · 10<sup>-7</sup> мм/колебание.

Анализ кривой нагружения коленного сустава человека с массой тела 80 кг при ходьбе по Morrison [9] показывает, что 56% времени сустав находится под воздействием сил 990 Н и ниже, примерно 40% времени — под воздействием сил на уровне 1000 Н и 4% — на уровне 2100 Н. Учитывая долю каждой нагрузки и зная скорость изнашивания хряща при различных нагрузках, можно определить, что суммарный износ хряща равен 3,03 · 10<sup>-6</sup> мм за один шаг. Отсюда можно рассчитать усредненное число шагов до полного разрушения хряща при нарушении нормального механизма смазки. Это число равно 594 059, что при минимальной двигательной активности (395 шагов в день) соответствует сроку немногим более 4 лет. Становится очевидным, что сохранность хряща зависит от активности больного и может колебаться в широких пределах.

Исследование внешнего вида образцов после их испытания позволяет заключить, что измеряемое в эксперименте изменение толщины хряща включает не только его изнашивание, но и деформацию, интегрированную в суммарный износ хряща, которую в условиях нашего эксперимента отделить невозможно.

Особо нужно отметить, что выбор в данной работе в качестве смазки дистиллированной воды был сделан на основании наших более ранних исследований [1], в которых было показано, что смазывающая способность у нее практически такая же, как у синовиальной жидкости из коленного сустава

человека с посттравматическим синовитом. Их вязкость также практически одинакова. Так, по данным Dowson и Wright [8], вязкость «остеоартритной» жидкости находится в пределах от 10<sup>-1</sup> до 10<sup>-2</sup> Н · с/м<sup>2</sup>, а вязкость воды при 20°C составляет 1,005 · 10<sup>-2</sup> Н · с/м<sup>2</sup>. Очевидно, что для сохранения чистоты эксперимента удобнее работать с водой, так как частичное испарение воды из зоны трения не меняет состава ее остатка, тогда как испарение воды из синовиальной жидкости увеличивает в остатке концентрацию органических компонентов. Чтобы свести возможную за счет этого погрешность к минимуму, необходимо было добавлять в зону трения свежие порции синовиальной жидкости через короткие промежутки времени.

**Заключение.** При скольжении хряща по хрящу происходит их взаимное изнашивание. На поверхности хряща находится пленка толщиной 150 мкм, которая под действием силы трения отслаивается и открывает доступ к внутренним структурам хряща. Изнашивание хряща проявляется уменьшением его высоты, изменением цвета самого хряща и окружающей его синовиальной жидкости. При неизменной скорости скольжения интенсивность изнашивания хряща зависит от величины нагрузок. Как показали расчеты, полное исчезновение хряща толщиной 1,8 мм при неконтролируемом изменении давления в диапазоне от 1,4 до 0,28 МПа наступит через 1,6 млн колебаний. При постоянном давлении 1,4 МПа, что соответствует нагружению коленного сустава силой в 990 Н, полное исчезновение хряща произойдет через 290 тыс., а при постоянном давлении 3 МПа (2100 Н) — после 207 тыс. колебаний.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Гаврюшенко Н.С. Материаловедческие аспекты создания эрозионно стойких узлов трения суставов человека: Дис. ... д-ра тех. наук. — М., 2000.
2. Гаврюшенко Н.С., Булгаков В.Г. //Вестн. травматол. ортопед. — 2001. — № 2. — С. 71-75.
3. Малыгина М.А. Протезирование крестообразных связок коленного сустава: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — М., 2002.
4. Малыгина М.А., Охотский В.П., Филиппов О.П., Ваза А.Ю. //Актуальные вопросы ортопедии, травматологии и нейрохирургии. — Казань, 2003. — С. 42-43.
5. Миронов С.П., Орлецкий А.К., Цыкунов М.Б. Повреждения связок коленного сустава. — М., 1999.
6. Филиппов О.П. Диагностика и лечение менисков при травме коленного сустава: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — М., 2004.
7. Cicuttini F.M., Forbes A., Yuanyuan W. et al. //J. Rheumatol. — 2002. — Vol. 29, N 9. — P. 1954-1956.
8. Dowson D., Wright V. Introduction to the biomechanics of joints and joint replacement. — London, 1981.
9. Morrison J.B. //Bio-med. Engng. — 1969. — P. 573.
10. Shmalzried T.P. //World tribology forum in arthroplasty. /Ed. C. Rieker. — Bern etc., 2001. — P. 31-35.
11. Walker P.S., Hajek J.V. //J. Biomechanics. — 1972. — Vol. 5. — P. 581.