

ВЛИЯЮТ ЛИ ФОСФОЛИПИДЫ НА ТРЕНИЕ СУСТАВНОГО ХРЯЩА ПО СИЛИКОНОВОЙ РЕЗИНЕ? (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

Н.С. Гаврюшенко, В.Г. Булгаков, А.Н. Шальнев, А.В. Аникин

Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова,
Московская государственная академия тонкой химической технологии им. Д.И. Менделеева

В модельных опытах установлено, что коэффициент трения при взаимодействии нативных суставных хрящей находился в пределах 0,02–0,07 (в зависимости от величины нагрузки). В паре трения хрящ-силиконовая резина этот показатель был в 3–6 раз выше. Нанесение на поверхность силиконовой резины яичного или синтетического полимеризуемого фосфатидилхолина в количестве 3–6 мг/см² существенно снижало коэффициент трения при взаимодействии резины с хрящом, тогда как введение в зону трения такого же количества яичного фосфатидилхолина в виде 10% водной суспензии было неэффективным. Полученные данные свидетельствуют о перспективности применения фосфолипидов для улучшения трибологических свойств эндопротезов.

The results of model experiments showed that when surfaces of native articular cartilages interacted friction coefficient was within 0.02–0.07 (depending on the load quantity). When cartilaginous surfaces interacted with silicone rubber that index was 3 to 6 times higher. Putting of 3–6 mg/cm² of egg or synthetic polymerized phosphatidylcholine on the surface of silicone rubber considerably decreased the friction coefficient at interaction of rubber with the cartilaginous surface while the administration of the same quantity of egg phosphatidylcholine in the form of 10% aqueous suspension into the friction zone gave no effect. The data obtained indicate that the use of phospholipids for the improvement of tribological characteristics of joint implants is a prospective one.

В медицинской практике широко применяются эндопротезы костей из силиконовой резины. Имплантаты межфаланговых и пястно-фаланговых суставов, ладьевидной и полулунной костей служат в организме человека многие годы [6]. Однако в ряде случаев под действием циклических нагрузок происходит разрушение силиконовых эндопротезов. Одним из основных механизмов нарушения их целостности является усталостное разрушение, которое начинается с образования трещин на поверхности изделий. Разрастанию трещин способствуют силы трения, возникающие при скольжении мягких тканей по поверхности эндопротеза.

Из литературы и наших собственных наблюдений известно, что способностью существенно снижать трение обладают некоторые биологические жидкости и ткани, в частности синовиальная жидкость, красный и желтый костный мозг [9, 11]. Факторы, определяющие подобное действие, полностью не установлены и нуждаются в изучении. Например, полагают, что смазывающая способность синовиальной жидкости в значительной степени зависит от наличия в ней холестерина и его эфиров [4]. Однако известно, что составной частью липидной фракции синовиальной жидкости являются фосфолипиды [10], применение которых в технических смазочных составах давно апробировано [2].

В поисках пути улучшения трибологических характеристик силиконовых эндопротезов нами в модельных опытах была проведена оценка смазывающей способности некоторых фосфолипидов, нанесенных на поверхность силиконовой резины, в паре трения «хрящ—силиконовая резина».

Материал и методы

В экспериментах использованы кролики породы шиншилла обоего пола массой 2–2,5 кг. Очищенные от мягких тканей бедренные кости животных хранили до начала опытов в физиологическом растворе при 4–6°C в течение 1–2 сут. Для опытов готовили костно-хрящевые препараты головки бедренной кости с фрагментом шейки длиной 5–7 мм.

С целью создания узла трения «хрящ—хрящ» и фиксации препаратов в испытательной ячейке вибротрибометра использовали металлическое кольцо высотой 10 мм, диаметром 15 мм. Кольцо полностью заполняли акриловым цементом марки «Simplex» (Англия). Препарат головки бедра погружали фрагментом шейки в цементную массу так, чтобы над поверхностью цемента выступала часть головки, покрытая хрящом. Для предупреждения термического ожога хряща теплом, выделяемым при полимеризации цемента, препарат окунали в холодный физиологический раствор, а после затвердевания цемента хранили в том же растворе до начала эксперимента. Ответную часть узла трения «хрящ—хрящ» готовили из дистальной части мышелка бедренной кости. Фрагмент мышелка длиной 6–8 мм погружали в цементную массу так, чтобы испытуемый хрящ возвышался над поверхностью цемента. Охлаждение хряща и хранение препарата мышелка были аналогичны описанным выше.

Для узла трения хрящ—силиконовая резина хрящевой компонент готовили из костно-хрящевого препарата го-

ловки бедренной кости, как указано выше. Ответная часть представляла собой шайбу из силиконовой резины марки 52–336/4 диаметром 10 мм, высотой 5 мм. Шайбу ручной запрессовкой помещали в металлическое кольцо такого же диаметра так, чтобы образец выступал над его поверхностью на 0,5–1 мм. Стенки кольца и металлическая шайба на его дне удерживали образец резины от вертикальных и горизонтальных перемещений при проведении испытаний.

Перед запрессовкой в кольцо резиновые шайбы обезжиривали этиловым спиртом и сушили при 100°C в течение 2 ч (образцы простой силиконовой резины). Для гидрофобизации поверхности образцов помещали их на 10 ч в раствор метилдифенилхлорсилана (1М) в хлористом метиле, высушивали на воздухе при комнатной температуре и прогревали при 100°C в течение 2 ч (гидрофобизированная силиконовая резина).

В опытах по изучению смазывающей способности яичного фосфатидилхолина (ЯФХ) 50 мкл 10% этанольного раствора липида (лецитин-стандарт, Харьков) наносили на верхнюю плоскость силиконовой шайбы и сушили ее на воздухе при комнатной температуре в течение 1 сут. Содержание ЯФХ составляло 5 мг на образец, или 6,4 мг/см² (силиконовая резина с ЯФХ).

Для оценки действия полимеризуемого диоктодекадирилфосфатидилхолина — ДДФХ («Nippon Oil Fat», Япония) 50 мкл его 5% хлороформ-этанольного раствора (1:1 по объему) наносили на плоскость силиконовых образцов. Затем сушили их при комнатной температуре 1 сут и проводили полимеризацию липида ультрафиолетовым облучением в течение 2 ч. Содержание липида составляло 2,5 мг на образец, что соответствует 3,2 мг/см² (силиконовая резина с ДДФХ).

Коэффициент трения (Ктр) измеряли на вибротрибометре «Optimol SRV» производства Германии (свидетельство о поверке Ростест-Москва № 28274/445) в испытательной лаборатории ЦИТО. Прибор содержит генератор с частотой колебаний от 5 до 500 Гц и состоит из испытательной камеры с автоматическим устройством для нагружения, электронного блока и самописца. Электронный блок снабжен регуляторами частоты, амплитуды колебаний, времени испытания, нагрева ячейки, чувствительности прибора.

Подготовленные костно-хрящевые препараты фиксировали в специальных механических зажимах испытательной камеры, при этом в верхнем подвижном зажиме размещали препарат головки бедра, а в нижнем неподвижном — препарат мыщелка кости в случае пары трения хрящ—хрящ или образец силиконовой резины при изучении пары трения хрящ—резина. Выступающую часть головки бедренной кости накладывали на ложбинку мыщелка или поверхность силиконовой шайбы и после запуска испытательной машины прижимали к ним с заданным усилием. Нагрузку изменяли ступенчато через каждые 1200 колебаний без остановки испытаний. Частоту колебаний подвижного зажима устанавливали равной 10 Гц, стартовая амплитуда колебаний составляла 1,65 мм, скорость движения ленты самописца равнялась 2 см/мин. Измерение Ктр проводили в условиях комнатной температуры при нагрузках 5, 10, 25, 35 и 50 Н в присутствии 50 мкл физиологического раствора или 50 мкл 10% суспензии ЯФХ. Величину Ктр определяли как среднее значение из результатов 3–6 опытов. Достоверность различий оценивали по t-критерию Стьюдента для малых выборок.

Результаты

Полученные данные представлены в таблице и на рисунке.

Изучение характера изменений Ктр в зависимости от нагрузки при трении нативных хрящей в присутствии физиологического раствора пока-

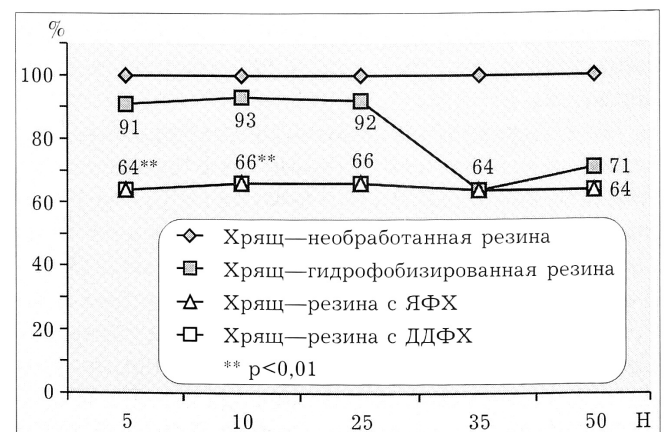
зало, что при использовавшихся нагрузках Ктр находился в пределах 0,02–0,07, причем увеличение нагрузки приводило к его снижению, особенно выраженному в диапазоне нагрузок 5–25 Н. При дальнейшем увеличении нагрузок до 50 Н достигнутое значение Ктр существенно не изменялось.

При трении хряща по простой силиконовой резине Ктр изменялся в пределах 0,12–0,22 и в диапазоне нагрузок 5–35 Н был в 3–4 раза, а при нагрузке 50 Н — в 7 раз выше, чем при трении нативных хрящей.

На рисунке показана зависимость Ктр от нагрузки в паре трения хрящ—силиконовая резина при различных способах обработки поверхности резины. Данные, полученные в опытах с применением простой силиконовой резины, приняты за 100% при всех использованных нагрузках.

Гидрофобизация поверхности силиконовой резины ковалентной пришивкой метилдифенилхлорсилана приводила к снижению Ктр на 7–9% в диапазоне нагрузок 5–25 Н и в среднем на 30% при более высоких нагрузках. Нанесение на поверхность образцов силиконовой резины ЯФХ существенно улучшало их трибологические свойства: при всех нагрузках Ктр был на 34–36% ниже, чем в случаях использования необработанных образцов, причем при начальных нагрузках 5–10 Н отличия были статистически достоверными ($p < 0,01$). В серии опытов с применением синтетического полимеризуемого ДДФХ характер изменений и значения Ктр были идентичны таковым в экспериментах с использованием ЯФХ.

Во всех сериях изучалось также влияние на Ктр 10% водной суспензии ЯФХ при ее введении в зону трения вместо физиологического раствора (см. таблицу). Установлено, что присутствие сус-



Изменение величины коэффициента трения при различных способах обработки поверхности силиконовой резины.

По оси абсцисс — величина нагрузки (в Н); по оси ординат — Ктр (в % к величине Ктр в опытах с необработанной резиной).

Значения коэффициента трения при взаимодействии суставного хряща с силиконовой резиной при различных способах обработки ее поверхности

Пара трения	Статистический показатель	Величина нагрузки, А					Величина нагрузки, Б				
		5 Н	10 Н	25 Н	35 Н	50 Н	5 Н	10 Н	25 Н	35 Н	50 Н
Хрящ — хрящ (n=3)	M $\pm m$	0,07 0,01	0,05 0,01	0,03 0,01	0,03 0,01	0,02 0,01	0,07 0,01	0,04 0,01	0,03 0,01	0,03 0,01	0,03 0,01
Хрящ — необработанная резина (n=6)	M $\pm m$	0,22 0,02	0,15 0,01	0,12 0,02	0,14 0,04	0,14 0,02	0,21 0,02	0,14 0,01	0,14 0,02	0,11 0,01	0,13 0,01
Хрящ — гидрофобизированная резина (n=4)	M $\pm m$	0,20 0,01	0,14 0,01	0,11 0,02	0,09 0,01	0,10 0,01	0,16 0,03	0,12 0,02	0,10 0,01	0,10 0,02	0,12 0,04
Хрящ — резина с ЯФХ (n=6)	M $\pm m$	0,14** 0,01	0,10** 0,01	0,08 0,01	0,09 0,01	0,09 0,01	0,13* 0,02	0,10* 0,01	0,08* 0,01	0,09 0,01	0,10 0,01
Хрящ — резина с ДДФХ (n=6)	M $\pm m$	0,14** 0,01	0,10** 0,01	0,08 0,01	0,09 0,01	0,09 0,01	0,14* 0,01	0,10* 0,01	0,08* 0,01	0,09 0,01	0,10 0,01

Обозначения: А — взаимодействие пар трения в присутствии физиологического раствора, Б — в присутствии 10% суспензии везикул ЯФХ.

* Достоверность различий с парой трения хрящ — необработанная резина $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

пензии ЯФХ не влияло на величину $K_{тр}$ в парах трения хрящ—хрящ и хрящ—необработанная резина. В опытах с образцами резины, обработанными ЯФХ и синтетическим ДДФХ, введение суспензии ЯФХ в узел трения также практически не изменяло значения $K_{тр}$. В то же время при испытании образцов силиконовой резины с повышенной гидрофобностью при нагрузках 5–25 Н отмечалось заметное снижение $K_{тр}$.

Обсуждение

В проведенных испытаниях при скольжении суставных хрящей зарегистрирован весьма низкий $K_{тр}$, лежащий в пределах 0,02–0,07. Это согласуется с данными А. Unsworth и соавт. [12], показавших, что $K_{тр}$ в нативном суставе составляет до 0,045. В настоящее время полагают, что низкофрикционное взаимодействие хрящей связано с расположением коллагеновых волокон и микророзрдов в поверхностных слоях хряща в направлении преимущественных локомоций в суставе и наличием в синовиальной жидкости жидких кристаллов холестерина и его эфиров [4, 5]. Анизотропия микрорельефа хряща оказывает ориентирующее действие на расположение жидкокристаллических смазочных слоев липидов в направлении локомоций и обеспечивает низкое трение в суставах. Существенное участие гиалуроновой кислоты в обеспечении низкого (физиологического) суставного трения ставится под сомнение, поскольку ее гидролиз гиалуронидазой, приводящий к значительному снижению вязкос-

ти синовиальной жидкости, не влиял на $K_{тр}$ в модельной паре трения [1].

Следует отметить характер изменения $K_{тр}$ в зависимости от величины нагрузки, а именно его значительное снижение при возрастании прикладываемого усилия. Возможно, это происходит за счет уменьшения пятна касания вследствие растекания жидкости под воздействием высокого удельного давления с увеличивающимся разъединением трущейся пары.

Проведенные исследования показали, что наличие в узле трения силиконовой резины в несколько раз увеличивает $K_{тр}$ по сравнению с таковым в паре хрящ—хрящ. Согласно предложенной Х. Чихосом оценке коэффициента полезного действия трибомеханических систем [7] подобные значения $K_{тр}$ свидетельствуют о весьма низкой — 50% и менее — эффективности узлов трения, содержащих силиконовую резину, и об интенсивном течении в них процессов износа. В этих условиях обеспечение необходимой подвижности в искусственном узле трения и достаточно продолжительного функционирования силиконовых эндопротезов является проблематичным, что определяет необходимость улучшения антифрикционных свойств материала эндопротезов.

Опыты показали, что нанесение ЯФХ на по-



верхность силиконовой резины значительно снижает Ктр в системе хрящ—резина. Известно также, что введение в искусственную силиконовую жидкость жидкокристаллических соединений холестерина снижает трение в модельной паре хрящ—стекло [8], а увеличение содержания холестерина в синовиальной жидкости повышает ее смазывающую способность [3]. Кроме того, ранее нами было показано, что красный и желтый костный мозг, содержащие значительное количество липидов, существенно улучшают трибологические характеристики металлометаллических и металлополимерных пар [11]. Так, Ктр при нагрузке 50 Н снижался в их присутствии в 2,5–8 раз, что заметно превышает эффект, обеспечиваемый синовиальной жидкостью.

Важно отметить, что внесение в узел трения хрящ—резина ЯФХ в виде водной суспензии, в отличие от нанесения такого же количества липида на поверхность резины, не оказывало заметного влияния на взаимодействие трущейся пары. По-видимому, для улучшения процесса трения необходимо наличие пленки фосфолипидов непосредственно на поверхности силиконовой резины.

Что касается применения синтетического ДДФХ, то его влияние было аналогично влиянию ЯФХ. Однако способность этого липида к полимеризации, вероятно, повысит устойчивость к трению его поверхностной пленки. Это может заметно увеличить срок функционирования смазывающего слоя полимеризуемых фосфолипидов.

Выводы

1. Фрикционное взаимодействие силиконовой резины и нативного суставного хряща характеризуется значительным, зависящим от величины нагрузки коэффициентом трения, составляющим 0,12–0,22, что в 3–7 раз превышает этот показатель при трении нативных хрящей.

2. Нанесение на поверхность силиконовой резины яичного или синтетического полимеризуе-

мого фосфатидилхолина в количестве 6,4 и 3,2 мг/см² на 32–34% снижает коэффициент трения при ее взаимодействии с нативным хрящом.

3. Внесение в зону трения силиконовой резины и хряща такого же количества фосфолипидов в виде 10% водной суспензии не приводит к снижению коэффициента трения, а при наличии поверхностной пленки липидов не усиливает смазывающую способность этой пленки.

4. Нанесение различных фосфолипидов на поверхность силиконовых эндопротезов является перспективным способом улучшения их трибологических свойств.

ЛИТЕРАТУРА

1. Белоенко Е.Д., Гончарова Н.В., Родненков В.Г. и др. //Ортопед. травматол. — 1989. — № 8. — С. 24–27.
2. Василенко И.А., Краснопольский Ю.М., Степанов А.Е. и др. //Хим.-фарм. журн. — 1998. — № 5. — С. 9–15.
3. Воронович И.Р., Купчинов Б.И., Родненков В.Г. и др. //Ортопед. травматол. — 1987. — № 4. — С. 71–73.
4. Ермаков С.Ф. //Трение и износ. — 1988. — Т. 9. — С. 322–327.
5. Ермаков С.Ф., Белоенко Е.Д. //Конф. Белорусского об-ва фотобиологов и биофизиков, 1-я: Тезисы докладов. — Минск, 1994. — С. 53.
6. Мовшович И.А. Оперативная ортопедия. — М., 1994. — С. 143–176.
7. Чихос Х. Системный анализ в трибонике. — М., 1982. — С. 352.
8. Beloenko E.D., Kupchinov B.I., Yermakov S.F. et al. //Symp. Eur. Society of Osteoarthritis, 17th: Abstr. — Budapest, 1988. — P. 4.
9. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. — New York, 1979. — P. 6.
10. Davidson J.A. //J. Compos. Technol. Res. — 1987. — Vol. 9, № 4. — P. 151–161.
11. Gavruyshenko N.S. //Proc. Instn. Mech. Engrs. — 1993. — Vol. 207, Part H. — P. 111–114.
12. Unsworth A., Dowson D., Wright V. //J. Lubric. Technol. — 1975. — Ser. F. — Vol. 97, № 3. — P. 369–376.

Научно-практическая конференция «АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ДЕТСКОЙ ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ»

Конференция состоится 5–7 июня 2001 г.
в Центральном научно-исследовательском институте травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова

Обсуждаемые вопросы

1. Детский травматизм, вопросы профилактики и инвалидности
2. Врожденные и приобретенные ортопедические заболевания у детей и подростков
3. Заболевания и повреждения позвоночника у детей и подростков
4. Опухоли, опухолеподобные системные заболевания костей у детей
5. Реабилитация детей и подростков с патологией органов движения и опоры

Срок подачи тезисов — до 1 февраля 2001 г.

Контактный адрес: Москва 125299, ул. Приорова, д. 10, ЦИТО им. Н.Н. Приорова
Тел.: (095) 154–84–82; (095) 450–44–00, Факс: (095) 154–31–39