

ОБЗОРЫ

УДК (539.621+621.891):616.72

ТРИБОЛОГИЯ СУСТАВОВ И ПРОБЛЕМЫ СОВРЕМЕННОЙ ОРТОПЕДИИ

Л. С. ПИНЧУК^{a+}, Ю. М. ЧЕРНЯКОВА^b, В. А. ГОЛЬДАДЕ^a

В статье приведен обзор современных направлений биотрибологии. Отмечены достижения этой области трибологии на рубеже 20 и 21 веков: обнаружение жидкокристаллического и квазиэлектретного состояний смазочной среды в суставах; установление с помощью атомно-силовой микроскопии новых механизмов граничной смазки суставов, реализуемых на наноуровне с помощью органических суперлубликантов; разработка методологии изучения трения в суставах *in vitro* с применением электромагнитных полей, моделирующих биофизическое поле естественного сустава. Показана взаимосвязь биотрибологии и основных направлений современной ортопедии, в числе которых: 1) хондропротекция, осуществляемая методами локальной терапии суставов с применением трибомониторинга лекарственных средств; 2) инъекция в суставы препаратов на основе сыворотки крови; 3) разработка нового поколения эндопротезов суставов, моделирующих биофизические свойства синовиальных суставов. Показано, что современные достижения биотрибологии эффективно используются для научного обоснования ортопедических методов лечения. Сделано заключение, что идеи И. В. Крагельского, выдвинутые в процессе решения задач машиностроения, оказались плодотворными в биотрибологии, оперирующей с живыми тканями и биологическими жидкостями.

Ключевые слова: биотрибология, синовиальная жидкость, биофизическое поле, граничная смазка, суперлубликант.

Введение. Сустав — естественный узел трения, обеспечивающий двигательную активность человека в течение всей его жизни. Здоровые суставы, загерметизированные в соединительнотканной капсуле, демонстрируют рекордно низкое трение и компенсацию износа подвижно контактирующих слоев гиалинового (стекловидного) хряща. Процессы, сопровождающие трение хрящей в суставах, являются предметом исследования биотрибологии — раздела трибологии, изучающего биологические системы. Биотрибология имеет самостоятельное значение в совокупности направлений исследования трения. Именно в биотрибологии были обнаружены: эффект аномально низкого трения хрящей, разделенных слоем синовиальной жидкости (СЖ), находящимся в жидкокристаллическом состоянии [1]; квазиэлектретное состояние смазочного слоя СЖ [2]; влияние биофизического поля организма на смазку в суставах [3] и др. Тем не менее, главное направление биотрибологии состоит в научном обеспечении ортопедии — раздела клинической медицины, изучающего врожденные и приобретенные деформации и нарушения функций опорно-двигательного аппарата и разрабатывающего методы их профилактики и лечения.

О целесообразности такого союза свидетельствует вся история ортопедии. Еще в 1920-е гг. известный российский врач А. С. Залманов оценил последствия недостатка в медицине фундаментальных знаний биотрибологии следующим образом [4]: “Нет более грустной истории, чем учение об артритах и ревматических заболеваниях. Это — повесть о полном бессилии медицинской мысли, о полной слепоте человеческого разума”. С тех пор во взаимоотношениях ортопедии, механики, физических и химических наук многое изменилось. В 2000 г. генеральный директор Всемирной организации здравоохранения Г. Брундтланд объявил о начале Всемирной декады костно-

a Институт механики металлополимерных систем им. В. А. Белого НАН Беларуси. Беларусь, 246050, г. Гомель, ул. Кирова, 32а.

b Гомельский государственный медицинский университет. Беларусь, 246050, г. Гомель, ул. Ланге, 5.

+ Автор, с которым следует вести переписку.

суставных болезней. Эта десятилетняя кампания (2001—2010 гг.) направлена на решение первоочередных задач ортопедии, в числе которых установление механизмов нарушения естественной смазки суставов и разработка новых медицинских технологий снижения износа хрящей. В 2001 г. генеральный секретарь ООН К. Аннан отметил, что заболевания суставов стали глобальной проблемой, причиной страданий и потери трудоспособности сотен миллионов людей, бременем для общества, и призвал ученых разных специальностей работать над продвижением в жизнь идей декады костно-суставных болезней.

Приведенный ниже обзор работ, выполненных на стыке биофизики, биотрибологии и ортопедии, свидетельствует об успехах, которые достигнуты в этой области знаний в 21 в. Они в значительной мере базируются на фундаментальных представлениях И. В. Крагельского о молекулярно-механической природе внешнего трения, на разработанной им методологии оценки фактической площади касания и жесткости узлов трения, концепции третьего тела, гипотезе пленочного голодания и др.

Ретроспекция. Термин “синовия” ввел в ортопедию реформатор античной медицины (400-е гг. до н.э.) Гиппократ, имея в виду слизистое содержимое сустава. В начале 1000-х гг. н.э. живший в Средней Азии философ и врач Ибн Сина (Авиценна) описал СЖ как среду, которая смачивает суставы, чтобы они не были сухими вследствие трения. Во второй половине 18 в. усилиями практикующих врачей сформировались представления о суставе как о естественной трибосистеме с массообменом между суставом и сосудами. К началу 19 в. была установлена роль синовиальной оболочки как продуцента СЖ. Только в 20 в. реологические свойства СЖ стали связывать с наличием в ней гиалуроновой кислоты (ГУК) [5]. В 1960—70-х гг. биотрибология вышла на новый методологический уровень исследований, связанный с применением электронной микроскопии, успехами гисто- и цитохимии, ферментологии, иммунологии, с привлечением экспериментальных методов биофизики, биохимии и математики, методик анализа результатов с помощью ЭВМ. Английская биотрибологическая школа Д. Доусона сосредоточила усилия на изучении роли суставного хряща как материала трения и носителя СЖ [6]. Работы выдающегося российского артролога В. Н. Павловой определили современную тенденцию к системному подходу изучения суставов. Эта тенденция была реализована в представлениях о синовиальной среде суставов как системы структурно и функционально взаимосвязанных синовиальной оболочки, СЖ и суставного хряща [7].

Вопрос о механизмах смазки суставов до сих пор остается предметом дискуссий биотрибологов и ортопедов. Еще в 1743 г. Дж. Хантер в докладе Лондонскому королевскому обществу отметил, что СЖ является смазочным материалом в суставах [8]. В 1920-х гг. упругость хрящей стали связывать с выделением—поглощением СЖ [9]. Идеи английского физика О. Рейнольдса привели к гипотезе о том, что геометрия поверхностей хряща и вязкость СЖ создают гидродинамический эффект при смазке суставов [10]. Эта первая попытка использовать достижения физики в представлениях ортопедии послужила толчком для последующих совместных исследований.

В 1934 г. английский физик Е. Джонс, используя гравитационный маятник, впервые определил коэффициент трения в суставах животных: $f = 0,005 \div 0,020$ [11]. Он пришел к выводу, что в суставах имеет место гидродинамическая смазка при движении и граничная — в моменты начала и остановки движения. Стало очевидно, что теория Рейнольдса, предполагающая жесткость деталей пары трения, ограниченно применима для объяснения смазки суставов. Эти ограничения были сняты советским трибологом А. Н. Грубиным, который включил в расчеты упругие деформации деталей и теоретически показал возможность реализации гидродинамической смазки в условиях, допускавших существование лишь граничной смазки [12]. Д. Доусон применил теорию Грубина для описания смазки хрящей и предложил термин “упругогидродинамическая смазка” [13], однако позже было показано, что эта теория не является универсальной [14].

В конце 1950-х гг. английский ортопед Дж. Чанли проанализировал результаты экспериментов, выполненных на маятниковом трибометре с голеностопными суставами животных, и дифференцировал их, выделив случаи, когда связки и сухожилия сустава не повреждены и искусственно рассечены. Он пришел к выводу о преобладании в суставах граничной смазки [15]. В дальнейшем эти представления трансформировались в мнение [16], что в зависимости от режимов трения и состояния синовиальной среды в суставе могут быть реализованы как граничная и жидкостная смазка, так и режим, впоследствии названный И. В. Крагельским пленочным голоданием.

Регулирование режимов смазки суставов предполагает участие в этом процессе хряща как антифрикционного материала и носителя СЖ. На этой основе были предложены следующие механизмы смазки суставов. *Weeping lubrication* (смазка выпотеванием) осуществляется СЖ, циркулирующей между смазочным слоем, который сдавливают трущиеся хрящи, и микропорами хрящевой ткани [17]. Такой механизм объясняет низкое трение в суставах при трогании (трение покоя). Модель смазки *squeezed film lubrication* (сдавленной пленкой) предусматривает опору хряща на слой СЖ, несущая способность которого частично предотвращает касание хрящей [18]. *Boosted lubrication* (усиленная смазка) реализуется путем обогащения смазочного слоя высокомолекулярными белковыми соединениями СЖ за счет фильтрации низкомолекулярных компонентов в микропоры хряща [19]. Благодаря этому смазочный слой приобретает повышенную несущую способность и защищает хрящ от механических повреждений при ударных нагрузках (хондропротекция).

Несмотря на высокую вязкость СЖ, ее смазочная способность оказалась гораздо лучшей, чем высокотекучего физиологического раствора [20]. Были выполнены эксперименты, в которых инициировали ферментативную деструкцию макромолекул ГУК. Это снизило вязкость, но не ухудшило смазочную способность СЖ [21]. Исследования механизмов смазки суставов вышли на новый уровень.

Современные представления о смазке суставов базируются на концепции синовиальной среды как трибологической системы. Поверхности трения хряща активно взаимодействуют с СЖ: как структуры, осуществляющие трибодеструкцию молекул СЖ; как источники биофизического поля, регулирующего состояние электрически- и магнитно-чувствительного смазочного слоя; как адсорбенты поверхностно-активных компонентов СЖ.

В работе [22] предложена модель граничной смазки, согласно которой на отрицательно заряженной поверхности трения хряща происходит электростатическая адсорбция гликопротеидов СЖ (гликопротеиды — сложные белки, содержащие углеводные фрагменты). К прочно закрепленному на хряще нанослою гликопротеидов слабыми связями присоединены последующие компоненты смазочного слоя. Эти связи образуются между лиофобными компонентами СЖ, испытывающими действие сил отталкивания. Скольжение хрящей сопровождается разрывом таких связей, имеющих низкое сопротивление сдвигу.

Электрическое взаимодействие хряща и слоя смазки в суставе предполагает возникновение в СЖ при трении свободных носителей заряда или иных электрически неравновесных структур. Прямое экспериментальное доказательство существования в СЖ таких структур получено в 2000-е гг. с помощью метода электретно-термического анализа, применяемого в физике диэлектриков для изучения электретов. Суть обнаруженного квазиэлектретного состояния СЖ состоит в следующем. При нагревании с постоянной скоростью капли СЖ, смачивающей пару электродов, во внешней цепи, замыкающей электроды, возникают токи, плотность которых нелинейно зависит от температуры [23]. Температурные зависимости термостимулированных токов (ТСТ) подобны спектрам ТСТ электретов и индивидуальны для разных типов СЖ [2].

Еще одной причиной чувствительности смазочного слоя в суставе к действию биофизических полей является жидкокристаллическое состояние СЖ, которое свойственно всем биологическим жидкостям и тканям организма человека и играет важную роль в процессах метаболизма [24]. Смазочная прослойка СЖ в суставе имеет структуру холестерического жидкого кристалла, слои которого параллельны поверхности трения [1]. Векторы ориентации молекул в слоях повернуты друг относительно друга на определенный угол, а их совокупность образует винтовую поверхность. Взаимное скольжение таких слоев при перемещении хрящей обуславливает феномен низкого трения в здоровом суставе [25]. Предложенная в [26] модель смазки суставов предполагает ориентирующее действие микрорельефа поверхности трения хряща на локализацию напряжений сдвига между холестерическими слоями.

Эти модели согласуются с гипотезой о роли фосфолипидов (ФЛ) в обеспечении износостойкости суставов [27]. Липиды — группа органических соединений, включающая жиры и жироподобные вещества, в том числе холестерин. Они содержатся во всех живых клетках и, благодаря полярности молекул, демонстрируют высокую поверхностную активность. Молекулы ФЛ адсорбируются на поверхности трения хряща, несущей отрицательный заряд, положительно заряженными

концевыми группами. Подвижные катионы Ca^{2+} связывают между собой ориентированные по нормали к поверхности трения молекулы, обеспечивая высокую когезионную прочность и нагрузочную способность монослоя. Тесно упакованные углеводородные “хвосты” молекул ФЛ придают гидрофобность поверхности хряща. Считают [28], что именно слой адсорбированных фосфолипидов обуславливает граничную смазку имплантированных эндопротезов суставов.

Еще одна теория граничной смазки суставов [29] предполагает формирование на поверхности хряща особых структур, секретированных фибробластами — клетками хрящевой ткани. Внимание трибологов и ортопедов давно привлекло тот факт, что граничная смазка имеет место даже в остеоартрозных суставах с деградировавшей СЖ. Для обозначения существующего на живом хряще смазочного слоя был предложен термин “лубрицин” [30]. Эта наноразмерная структура обеспечивает *superlubricity* — граничную смазку суставов с аномально низким коэффициентом трения. Методами биохимической экстракции из лубрицина был выделен его основной компонент — протеин с молекулярной массой $MM = 345$ [31]. Уровень лубрицина снижен в суставах с травматическими синовиитами, а его концентрация, достаточная для граничной смазки, стала маркером в инженерии хрящевой ткани. В ходе трибологических исследований, выполненных *in vitro* под контролем АСМ, установлено, что молекулы ГУК, адсорбированные на поверхности хряща, улучшают смазочную способность лубрицина [32].

На основе этих представлений, с учетом влияния на трибологическое состояние сустава обменных процессов между его полостью и сосудистыми руслами организма, предложена модель сустава как “умного” узла трения [33].

Сустав как “умный” узел трения. Современные узлы трения имеют свойства кибернетических систем, т. е. приспосабливаются к условиям эксплуатации путем изменения физико-химической структуры контактирующих материалов и смазочного материала, режимов смазки, напряженного, зарядового или магнитного состояния деталей узла и т. д., а посредством обратной связи регулируют степень такого приспособления. Эта концепция, возникшая в конце 1970-х гг. [34], в настоящее время служит критерием совершенства технических изделий.

Структуру синовиального сустава можно представить в виде герметичной трибосистемы, снабженной подсистемами образования и циркуляции смазочной жидкости, утилизации продуктов износа и обратной связью с нервным центром, управляющим ее работой (рис. 1).

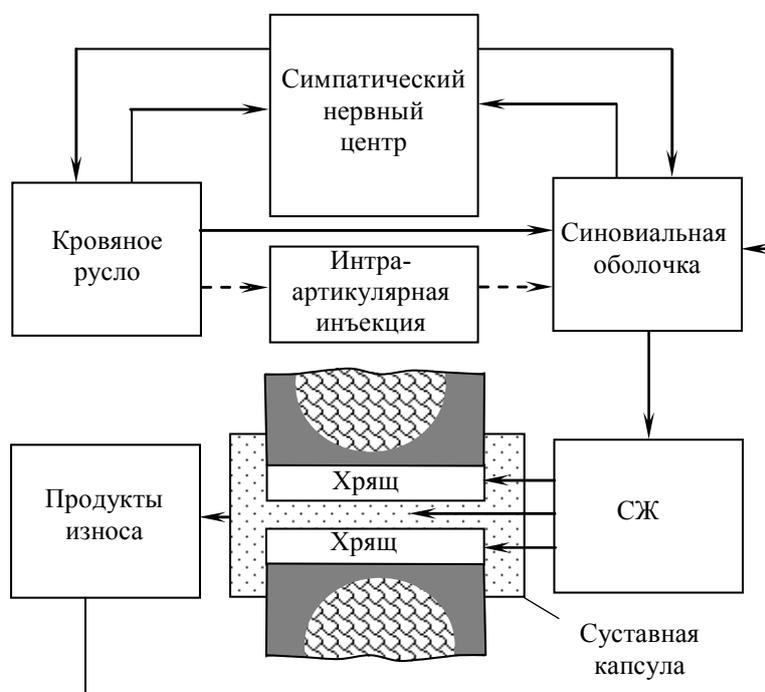


Рис. 1. Структурная схема синовиального сустава

В синовиальной оболочке расположены капиллярные сосуды кровеносного русла. Сыворотка крови, проникая через стенки капилляров, питает синовиальную оболочку (смысл показанной пунктиром связи будет раскрыт ниже). В ней формируется структура комплексных соединений СЖ на основе сыворотки и ГУК, вырабатываемой самой оболочкой. СЖ поступает в герметичную суставную полость и заполняет микропоры хряща, образуя смазочный слой между подвижно сопряженными суставными концами костей. Смазка сопряжения осуществляется по механизмам, рассмотренным ранее. Фрагменты износа хряща и продукты трибодеструкции СЖ поступают в синовиальную оболочку. Они утилизируются находящимися в ней ферментами и макрофагами. Удаление продуктов утилизации происходит через лимфатическую и кровеносную периартикулярные сосудистые системы.

Регулирование этих взаимодействий осуществляет симпатический нервный центр, снабженный системами обратной связи с кровяным руслом и синовиальной оболочкой. Нервные импульсы изменяют проницаемость стенок капиллярных сосудов и оказывают сосудорасширяющее действие в зависимости от биохимических показателей крови и СЖ. Они активируют или замедляют выработку ГУК синовиальной оболочкой, регулируют происходящие в ней биохимические процессы расщепления продуктов износа и динамику их удаления. Таким образом, оптимизируется режим смазки сустава, реологические характеристики и смазочная способность СЖ. В результате суставы функционируют долго и достаточно надежно, а их износостойкость зависит от общего состояния организма.

Заболевания суставов начинаются с отказа элементов структуры “умного” узла трения. Это инициирует нарушение оптимального режима смазки хрящей. Примером является этиология артроза, которым страдает 10÷12% людей [35]. Нарушение обмена веществ в организме приводит к сужению просвета кровеносных капилляров и ухудшению питания синовиальной оболочки сывороткой крови. Вследствие этого сокращается продуцирование СЖ, изменяются ее химический состав и физико-химическая структура, она начинает хуже выполнять трибологическую и иные функции в суставе.

В работе [2] показано, что заболевания суставов сопровождаются изменениями структуры СЖ на молекулярном уровне (снижается молекулярная масса белков и ГУК), на уровне комплексных соединений (разрушение гидратных оболочек вокруг полярных структур СЖ, перестройки жидкокристаллической фазы), а также на надмолекулярном уровне (перестройка надмолекулярных белково-полисахаридных образований). Внесенные в сустав инфекционные агенты вызывают иммунологические осложнения вследствие того, что в СЖ, кроме продуктов разрушения тканей, накапливаются патологические антитела. Они специфически связываются с белками хряща и синовиальной оболочки таким образом, что измененная СЖ проявляет патологическую агрессивность по отношению к тканям собственного сустава. Это приводит к хроническому аутоиммунному воспалению, которое проявляется в форме болезни Бехтерева, ревматоидного артрита и др. Перестройка структуры СЖ при заболеваниях суставов выражена столь определенно, что позволяет диагностировать заболевания по спектрам ТСТ синовии [36].

Изменения трибологических характеристик СЖ наиболее очевидно обнаруживаются при испытаниях на маятниковом трибометре, опорный узел которого снабжен источником электромагнитного поля, моделирующего биофизическое поле сустава [37]. Смазочная способность СЖ при заболеваниях суставов ниже, чем в норме, однако под действием поля она изменяется [3]. При воспалительных неиммунных заболеваниях (синовиты, дегенеративно-дистрофические поражения) смазочная способность СЖ улучшается в электромагнитном поле, что объясняет эффект магнитотерапевтических процедур на суставах. Смазочная способность СЖ, взятой из суставов с заболеваниями иммунного патогенеза (болезнь Бехтерева, ревматоидный артрит), под действием поля ухудшается [38].

Деградация СЖ обуславливает повреждение поверхности трения хряща, проходящее через стадии изнашивания присущих хрящу микробороздок, разволокнения хрящевой ткани и гидратации коллагеновых волокон [39]. Процесс приобретает лавинный характер, поскольку из клеток воспаленного хряща высвобождаются ферменты, катализирующие расщепление связей в структуре СЖ. Крайняя степень артроза — “сухой сустав”, в котором практически нет смазочного материала из-за атрофии синовиальной оболочки, рубцовых и спаечных изменений в суставной капсуле.

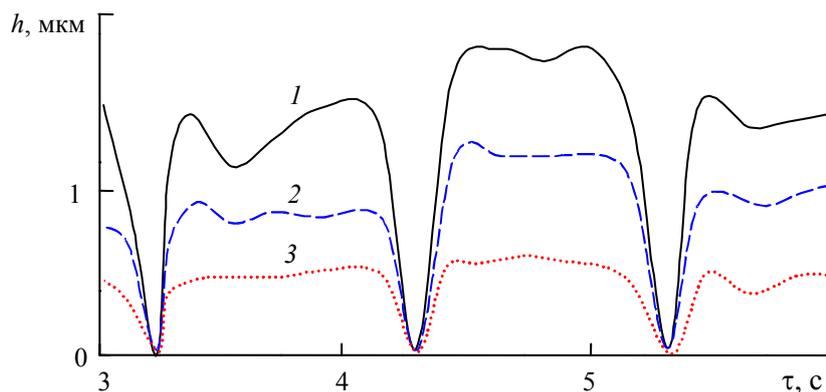


Рис. 2. Кинетические зависимости толщины смазочного слоя СЖ в суставах во время ходьбы: 1 — здоровый сустав; 2 — остеоартрозный; 3 — эндопротез СВМПЭ—металл

Результаты расчета методом конечных элементов толщин смазочного слоя СЖ в естественных и искусственных суставах [40] представлены на рис. 2. Видно, что в здоровом тазобедренном суставе толщина слоя близка к 2 мкм, в артрозном уменьшается до $0,5 \div 1,0$ мкм, а в эндопротезе с парой трения сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ)—металл смазочный слой еще тоньше — $0,2 \div 0,5$ мкм. В эндопротезах с парами металл—металл и керамика—керамика расчетные значения h не превышают 0,1 мкм. Таким образом, параметры смазочного слоя артрозного сустава приближается к аналогичным параметрам имплантированного эндопротеза. Эффективность смазки снижается по мере развития заболевания, приближаясь к пределу, который И. В. Крагельский назвал порогом внешнего трения.

Локальная терапия. Введение лекарственных средств (ЛС) в полость сустава стало актуальным направлением терапии воспалительных и дегенеративных повреждений синовиальной среды суставов. Оно отвечает современной тенденции ортопедии, которая состоит в хондропротекции — защите пары трения сустава от деструкции и изнашивания методами лечебной профилактики, направленными на поддержание физиологической регенерации хряща и нормализацию обмена между суставом и сосудистыми руслами организма, т. е. на регулирование взаимодействия элементов “умного” узла трения.

В связи с этим определилось направление биотрибологии, предметом которого является трибомониторинг ЛС [41]. Проблема состоит в том, что ЛС, введенные в полость сустава, оказывают непредсказуемое, иногда — деструктивное влияние на механизмы естественной смазки. Цель мониторинга — создание базы данных по трибологическим свойствам ЛС для инъекций. Оказалось, что препараты одной фармакологической группы имеют сугубо индивидуальные трибологические характеристики. Наилучшую смазочную способность демонстрируют ЛС, чувствительные к электромагнитному полю. Сделан вывод, что смазочная способность ЛС, наряду с химическим составом, консистенцией, коллоидной стабильностью и совместимостью с СЖ, определяет трибологический эффект внутрисуставной терапии. Снижение коэффициента трения при воздействии электромагнитного поля на опору маятникового трибометра, смазываемую ЛС, свидетельствует, что полный терапевтический эффект от инъекции ЛС в больной сустав является сочетанием двух лечебных факторов — противовоспалительного и трибологического [42]. Предложен алгоритм определения медицинской технологии лечения суставов, основанный на трибологических критериях выбора ЛС для инъекций [41].

Для восполнения дефицита смазочной среды в суставе и коррекции реологических характеристик СЖ при артрозах создана фармакологическая группа ЛС, получивших названия “искусственная СЖ”, “заменитель СЖ” и “эндопротез СЖ”. Последний термин предполагает, что такое ЛС, введенное в сустав путем инъекции, обеспечит его безотказную работу в течение длительного времени, подобно эндопротезу сустава. Современный уровень заменителей СЖ определяет группа ЛС, содержащих ГУК, выделенную из гребней петухов, или гилан — натриевую соль ГУК. “Hyalgan” — первый препарат этой группы — состоит из ГУК, имеющей молекулярную массу, зна-

чительно меньшую, чем ГУК здоровой СЖ, снижает трение и тормозит воспалительный процесс в суставе [43]. “Synvisc” (G–F20) превосходит СЖ по вязкости, его смазочный слой демонстрирует высокую нагрузочную способность, разделяя хрящи в суставе. Именно “Synvisc” называют эндопротезом СЖ [44]. “Hya-ject” — более низкомолекулярный аналог препарата “Synvisc”. “Orthovisc” является одним из последних препаратов — заменителей СЖ. Он имеет самые высокие вязкость и концентрацию гиалана. Его применение в сочетании с другими ЛС для инъекций позволяет избежать или отложить на более поздний срок хирургическое вмешательство в сустав [45]. Под действием магнитного поля “Synvisc” демонстрирует кратковременное снижение коэффициента трения в опоре трибометра, после чего его смазочная способность ухудшается. “Orthovisc” обеспечивает самое низкое среди гиалановых препаратов трение, но со временем также обнаруживает тенденцию к ухудшению смазочной способности [42].

На рубеже 21 в. в ортопедии возникла проблема создания высокоэффективных ЛС с минимальным числом побочных действий — так называемых суперлекарств. Они должны быть абсолютно совместимыми с организмом, активно влиять на биофизические механизмы снижения трения в суставах и изнашивания хряща, т. е. регулировать систему “умного” сустава, компенсируя недостаточность или отказ его слабых звеньев.

Сыворотка крови. Идея создания суперлекарств для суставов реализуется в настоящее время в виде препаратов для инъекций на основе сыворотки крови. Они имеют следующие достоинства:

- высокая биосовместимость заменителя при совпадении групп крови пациента и сыворотки донора и абсолютная биосовместимость при использовании сыворотки собственной крови пациента (аутосыворотки);
- рекордно высокая смазочная способность сыворотки по сравнению с биологическими и другими жидкими средами [46];
- наличие в сыворотке, как и в СЖ, жидкокристаллических производных холестерина;
- улучшение смазочной способности сыворотки при воздействии электромагнитного поля;
- заменитель СЖ на основе аутосыворотки — индивидуальное ЛС, созданное именно для конкретного пациента.

Главное достоинство таких заменителей состоит в следующем. Самым слабым звеном в структуре “умного” сустава является снабжение синовиальной оболочки сывороткой крови, которая служит основой СЖ. Когда это звено отказывает, работоспособность хряща как материала трения можно поддержать путем инъекции аутосыворотки в сустав. На рис. 1 эта возможность показана пунктирной стрелкой.

Эти аргументы обусловили принципиально новый подход [41] к созданию современного поколения заменителей СЖ на основе сыворотки крови [47, 48]. Их смазочная способность, подобно здоровой СЖ, улучшается под действием электромагнитного поля [47]. В смеси с гиалуриновыми заменителями СЖ они демонстрируют концентрационные минимумы коэффициента трения при смазке опорного узла маятникового трибометра (рис. 3).

Высказана гипотеза [46], что после инъекции таких заменителей в смазочном слое сустава под действием биополя и трения образуются комплексные соединения на основе протеинов, ГУК и жидкокристаллических производных холестерина, аналогичные структурам, существующим в здоровой естественной СЖ. Они формируют смазочный слой, способный к “самозалечиванию” дефектов, насыщенный вакансиями, которые обеспечивают его кинетически активное состояние. Именно такое третье тело, по мнению И. В. Крагельского, не подвергается усталостному разрушению [49].

Развивается направление, связанное с модифицированием донорской сыворотки антигенами и антителами, свойственными организму пациента. Модификаторами сыворотки могут быть противовоспалительные цитокины — семейство подобных белкам молекул, которые секретируются клетками иммунной системы. Такой заменитель СЖ стабилизирует иммунологическую невосприимчивость клеток и тканей сустава, как исходных, так и модифицированных антигенами, которые внесены в сустав инфекционными агентами.

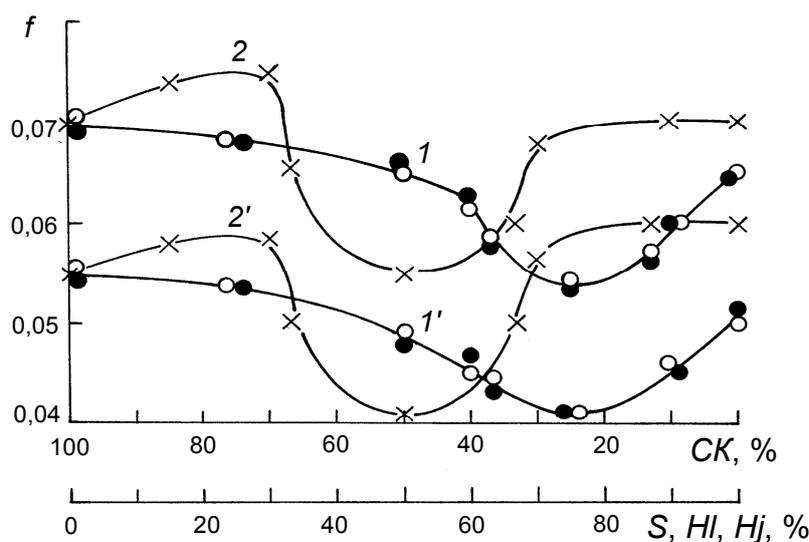


Рис. 3. Зависимость коэффициента трения от состава смазочных жидкостей и наличия магнитного поля в узле трения СВМПЭ—сталь. Составы смазочных жидкостей: 1, 1' — сыворотка крови + “Hyalgan” (H_I , светлые точки) и сыворотка крови + “Hya-ject” (H_j , темные точки); 2, 2' — сыворотка + “Synvisc” (S); 1, 2 — поле отсутствует; 1', 2' — поле $H = 1$ кА/м включено, время действия поля 50 мин

Эндопротезирование суставов. Эндопротезы — имплантируемые в организм механические приспособления, которые заменяют отсутствующие органы или их фрагменты. Эндопротезирование является сегодня крайней мерой трибологической коррекции патологически измененных суставов. Представленные выше методы хондропротекции направлены на то, чтобы избежать или отсрочить эндопротезирование суставов, которое представляет собой операцию выбора, главным образом, для пациентов пожилого и старческого возраста.

При создании эндопротезов пришлось учесть множество медицинских, социальных, технических и других аспектов, согласование которых зачастую не поддается аппарату логики. Неудивительно, что современное поколение эндопротезов суставов представляет собой узлы машин, недостаточно приспособленные для работы в организме человека. Узел трения эндопротеза должен работать много лет без отказа и ремонта. Эта проблема имеет, по крайней мере, три аспекта: 1) технический ресурс, ограниченный отказом эндопротеза из-за предельного износа, не должен быть меньше остатка жизни прооперированного пациента; 2) продукты изнашивания эндопротеза накапливаются в окружающих тканях и лимфатических узлах, приводя к послеоперационным осложнениям; 3) асептическая нестабильность (расшатывание) эндопротеза — следствие “засорения” тканей продуктами износа. Достаточны ли компенсаторные возможности организма для вывода инородных частиц или их концентрация в тканях растет со временем — вот вопросы, ответы на которые индивидуальны для каждого пациента, типа эндопротеза и условий его эксплуатации.

Задача повышения износостойкости эндопротезов приобрела глобальное значение в 1990-х гг. Чтобы помочь организму в выводе частиц износа, эндопротезу должны быть приданы необычные свойства, позволяющие выполнять биофизические функции, присущие синовиальному суставу. Первые шаги к созданию нового поколения эндопротезов уже сделаны и состоят в следующем.

Главное отличие естественного сустава от эндопротеза — наличие хряща, который снабжен системой микропор, заполненных СЖ, и обеспечивает ее выделение на участках касания, исключая усталостное изнашивание, свойственное эндопротезам. Структуру хрящевой ткани моделируют с помощью материала [50] на основе применяемого в эндопротезах СВМПЭ, в котором созданы сообщающиеся поры диаметром $1\div 30$ мкм (рис. 4). Разработана технология создания такого слоя на поверхностях трения полимерных деталей эндопротеза [51], позволяющая улучшить их антифрикционность, не снижая прочности. Испытания *in vitro* показали повышенную износостойкость этого материала в парах трения со сталью [52], возможность демпфирования ударных нагрузок

[53], исключение усталостного изнашивания [23, 54]. Однополосной эндопротез тазобедренного сустава “Неман” со сферической полимерной головкой, снабженной микропористым слоем [55], успешно проходит клинические испытания. Искусственный хрящ минимально травмирует работающий в паре с ним естественный хрящ вертлужной впадины [56]. Заполнение микропор полимерного материала ЛС, предупреждающими осложнения в операционной ране (антибиотики или заменяющие их антисептические препараты), позволяет вносить лекарства именно в ту зону, где возможно развитие патологических процессов. Трибомониторинг определил круг ЛС, которые, помимо своего основного назначения, являются хорошими смазочными средами и обеспечивают смазку эндопротеза сразу после имплантации. Пролонгированное выделение ЛС из микропор полимерного материала оптимально для предупреждения осложнений. Процедуру введения ЛС в микропоры предваряет операция обработки поверхности трения искусственного хряща плазмой ВЧ-разряда или коронным разрядом [53].

Задача снижения износа эндопротезов с парами трения полимер—металл решается с помощью конструкций, отличающихся комбинированием участков контакта полимер—металл и металл—металл [57]. В одной из конструкций [58] в герметичном узле трения эндопротеза реализован открытый И. В. Крагельским и Д. Н. Гаркуновым эффект избирательного переноса при трении.

Операция на суставе — это не просто удаление патологически измененных тканей, она приводит к нарушению оптимального распределения биополя в суставе. Было бы целесообразно компенсировать дефекты биополя с помощью эндопротеза. Простейший вариант такой компенсации состоит в придании деталям эндопротеза свойства служить источником электрического поля, т. е. в переводе диэлектрических материалов трения в электретное состояние. Сформированный в детали из СВМПЭ термоэлектретный заряд длительно (годы) сохраняется при трении [23]. На спектрах ТСТ электретных образцов из СВМПЭ, подвергнутых фрикционному воздействию в СЖ, увеличивается интенсивность пика, соответствующего температуре плавления полимера (рис. 5). Это свидетельствует о том, что на поверхности трения произошла стимулированная полем электрета хемосорбция фрагментов деструкции СЖ [59]. Этот слой обеспечивает граничную смазку эндопротеза и защищает поверхности трения от механических повреждений.

Электростатический механизм формирования адсорбционного слоя обуславливает ускоренное “залечивание” дефектов смазочного слоя в подвижном сопряжении [60].

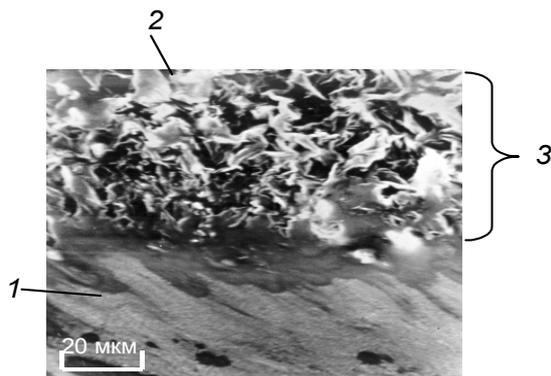


Рис. 4. Поперечный срез образца из СВМПЭ с микропористым слоем на поверхности: 1 — СВМПЭ с исходной структурой; 2 — поверхность образца; 3 — микропористый слой

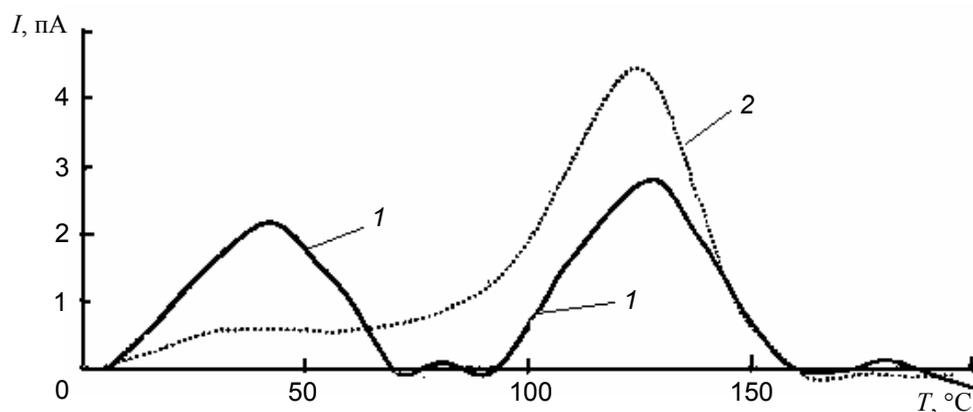


Рис. 5. Спектры ТСТ термоэлектретов: 1 — исходный; 2 — после трения в СЖ ($p = 2$ МПа; $v = 0,1$ м/с)

Физическая модель искусственного хряща представляет его как микропористый слой на полимерной детали трения эндопротеза, несущий электростатический заряд (поверхностная плотность $\sigma < 10^{-6}$ Кл/м²), улучшающий адгезию СЖ к поверхности трения и биосовместимость эндопротеза, служащий емкостью для ЛС и обеспечивающий пролонгированное выделение лекарств на поверхность трения и в операционную рану. Оценка биосовместимости такого материала была выполнена путем контроля тканевого гомеостаза, а именно, структурно-функционального состояния иммунокомпетентных клеток периферической крови человека [57]. В контакте с искусственным хрящом они сохраняли присущую им регуляторную и противовоспалительную активность. Идентичность реакции клеток на натуральный свиной и искусственный хрящи свидетельствует о высокой степени приближения физико-химической структуры разработанных имплантатов к структуре естественного хряща.

Эти результаты открывают новые возможности применения физических полей в ортопедии. Энергия последних трансформируется в организме пациента не только на уровне мембран и клеток, но и на уровне смазочного слоя в узлах трения суставов.

Заключение. Приведенный обзор свидетельствует, что идеи И. В. Крагельского, которые были выдвинуты в процессе работы над повышением надежности подвижных сопряжений машин и направлены на решение задач машиностроения, оказались плодотворными в биотрибологии, которая оперирует с живыми тканями и биологическими жидкостями. Они помогают решению глобальной проблемы ортопедии — избавлению людей от страданий и потери трудоспособности, вызванных заболеваниями суставов.

Литература

1. **Купчинов Б. И., Родненков В. Г., Бобрышева С. Н., Ермаков С. Ф., Белый В. А.** К вопросу о механизме функционирования сустава как трущегося органа // Доклады АН БССР. — 1985 (6), № 5, 463—465
2. **Пинчук Л. С., Чернякова Ю. М., Кадолич Ж. В., Николаев В. И., Белоенко Е. Д.** Исследование структурных изменений синовиальной жидкости с помощью метода электростатического анализа // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. — 2005, № 3, 57—61
3. **Чернякова Ю. М., Кадолич Ж. В., Пинчук Л. С., Цветкова Е. А., Николаев В. И.** Влияние электромагнитного поля на трибологические характеристики синовиальной жидкости // Трение и износ. — 2003 (24), № 6, 636—641
4. **Залманов А. С.** Тайная мудрость человеческого организма. — Ростов-на-Дону: Феникс. — 2006
5. **Davis D. V.** Properties of synovial fluid // Proc. Inst. Mech. Engrs. — 1967 (181, 3J), 25—29
6. **Dowson D.** Models of lubrication in human joints // Proc. Inst. Mech. Engrs. — 1967 (181, 3J), 45—54
7. **Павлова В. Н.** Синовиальная среда суставов. — М.: Медицина. — 1980
8. **Brand R. A.** Joint lubrication. Ch. 13 // In “The Scientific Basis of Orthopaedics”. — London: Elsevier. — 1987, 373—386
9. **Beninghoff A.** Form und Bau der Gelenkknorpel in ihren Beziehungen zu Funktion // Zeitschr. Zellforsch. — 1925, N 2, 783—862
10. **May V. K.** Роль смазки в биомеханике суставов // Проблемы трения и смазки. Тр. Американского общества инженеров-механиков. — 1969, № 2, 131—141
11. **Mansour J. M., Mow V. C.** On the natural lubrication of synovial joints: normal and degenerate // Trans. ASME. — 1977 (F99), N 2, 163—173
12. **Грубин А. Н.** Основы гидродинамической теории смазки тяжело нагруженных цилиндрических поверхностей // Труды ЦНИИТМ. — 1949 (30), 126—184
13. **Dowson D., Higginson G. R.** Elastohydrodynamic Lubrication. The Fundamentals of Roller and Gear Lubrication. — Oxford: Pergamon. — 1966
14. **Marnell P., White R. K.** Quantitative analysis of joint lubrication // Wear. — 1980 (61), 203—205
15. **Charnley J.** How your joints are lubricated // Triangle. — 1966 (4), 175—183

16. **Unswort A., Dowson D., Wright V.** The frictional behavior of human synovial joints. Pt. 1: Natural joints // *Trans. ASME*. — 1975 (**F97**), N 3, 369—376
17. **McCutchen C. W.** The frictional properties of animal joints // *Wear*. — 1962 (**5**), 1—17
18. **Fein R. S.** Are synovial joints squeezed-film lubricated? // *Proc. Inst. Mech. Engrs.* — 1966—1967 (**181**), 125—137
19. **Walker P. S., Dowson D., Longfield M. D., et al.** Boosted lubrication in synovial joint by fluid entrapment and enrichment // *Ann. Rheum. Dis.* — 1968 (**27**), 512—520
20. **Clarke I. C., Contini R., Kenedi R. M.** Friction and wear studies of articular cartilage: a scanning electron microscope study // *Trans. ASME*. — 1975 (**F97**), N 3, 358—368
21. **Wright V., Dowson D., Kerr J.** The structure of joints. IV. Articular cartilage // *Int. Rev. Connect. Tissue. Res.* — 1973 (**6**), 105—124
22. **Davis W. H. J., Lee S. L., Sokoloff L.** A proposed model of boundary lubrication by synovial fluid: structuring of boundary water // *Trans. ASME*. — 1979 (**101**), N 3, 185—192
23. **Кадолич Ж. В.** Физическое модифицирование сопряжений полимер—металл для повышения их износостойкости на основе модифицирования биофизических свойств естественных суставов: Дис. ... канд. техн. наук. — Гомель: ИММС НАН Беларуси. — 2002
24. **Браун Г., Уолкен Д.** Жидкие кристаллы и биологические структуры. — М.: Мир. — 1982
25. **Kurchinov B., Ermakov S., Rodnenkov V., Bobrycheva S., Beloenko E.** The effect of liquid crystals on joints lubrication // *Wear*. — 1994 (**171**), 7—12
26. **Купчинов Б. И., Ермаков С. Ф., Белоенко Е. Д.** Биотрибология синовиальных суставов. — Минск: Веды. — 1997
27. **Hills B. A., Crawford R. W.** Normal and prosthetic synovial joints are lubricated by surface-active phospholipid. A hypothesis // *J. of Arthroplasty*. — 2003 (**18**), N 4, 499—505
28. **Bell J., Tipper J. L., Ingham E., et al.** The influence of phospholipid concentration in protein-containing lubricants on the wear of ultra-high molecular weight polyethylene in articular hip joints // *Proc. Inst. Mech. Engrs.* — 2001 (**H**), 215—259
29. **Jay G. D.** Lubricin and surfacing of artificial joints // *Current Opinion in Orthopaedics*. — 2004 (**15**), 355—359
30. **Swann D. A., Silver F. H., Slayter H. S., et al.** The molecular structure and lubricating ability of lubricin isolated from bovine and human synovial fluids // *Biochem. J.* — 1985 (**225**), 195—201
31. **Schumacher B. L., Block J. A., Schmid T. M., et al.** A novel proteoglycan synthesized and secreted by chondrocytes of the superficial zone of articular cartilage // *Arch. Biochem. Biophys.* — 1994 (**311**), 144—152
32. **Tadmor R., Chen N., Israelachvili J.** Normal and shear forces between mica and model membrane surfaces with absorbed hyaluronan // *Macromolecules*. — 2003 (**36**), 9516—9526
33. **Чернякова Ю. М., Пинчук Л. С.** Синовиальный сустав как “умный” узел трения // *Трение и износ*. — 2007 (**28**), № 4, 410—417
34. **Smart materials and structures** / Ed. C. M. Friend. — London: Chapman and Hall. — 1994
35. **Цурко В. В.** Остеоартроз: гериатрическая проблема // *Русский медицинский журнал*. — 2005 (**13**), № 24, 1627—1631
36. **Способ диагностики ревматического заболевания:** патент 9451 РБ, МПК А61В 5/05. — 2007 / Л. С. Пинчук, Ю. М. Чернякова, Е. А. Цветкова, Ж. В. Кадолич, В. И. Николаев, С. В. Зотов, А. Г. Кравцов. *Афіц. бюл.* — 2007, № 3, 45
37. **Способ оценки смазочной способности синовиальной жидкости:** патент 9059 РБ, МПК G01N 11/00. — 2007 / Л. С. Пинчук, Ю. М. Чернякова, Ж. В. Кадолич, Е. А. Цветкова, В. И. Николаев, С. Ф. Ермаков, Е. Д. Белоенко. *Афіц. бюл.* — 2007, № 2, 138
38. **Чернякова Ю. М., Кадолич Ж. В., Пинчук Л. С. и др.** Трибологические свойства синовиальной жидкости как критерий функциональной недостаточности смазочной среды суставов // *Доклады НАН Беларуси*. — 2004 (**48**), № 4, 75—79
39. **Миронов С. П., Омеляненко Н. П., Шерепо К. М. и др.** Морфология тканевых компонентов тазобедренного сустава у экспериментальных животных при моделировании остеоартроза // *Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова*. — 2006, № 1, 57—63

40. **Knoll J.** Analyse von druckverteilung und schmierfilmbildung im künstlichen hüftgelenk // *Schmier-technik und Tribologie*. — 1978 (25), N 2, 43—46
41. **Чернякова Ю. М.** Оптимизация диагностики и лечения синовита путем контроля биофизических свойств синовиальной жидкости (экспериментально-клиническое исследование): Дис. ... канд. мед. наук. — Минск: БелНИИТО. — 2006
42. **Пинчук Л. С., Чернякова Ю. М., Кадолич Ж. В., Николаев В. И.** Трибологический мониторинг препаратов, используемых для лечения заболеваний суставов // *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины*. — 2006 (141), № 3, 278—286
43. **Makeu E., Aural X., Dougados M.** A hyaluronan preparation (500—730 kDA) in treatment of osteoarthritis: a review of clinical trials with Hyalgan // *Int. J. Clin. Pract.* — 2002 (56), N 10, 804—813
44. **Vad V. B., Sakalkale D., Sculco T. P., et al.** Role of hylan G-F20 in treatment of osteoarthritis of the hip joint // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* — 2003 (84), 1224—1226
45. **Axe M. J., Shields C. L.** Potential application of hyaluronans in orthopaedics. Degenerative joint disease, surgical recovery, trauma and sports injuries // *Sports. Med.* — 2005 (35), N 10, 853—864
46. **Белоенко Е. Д., Чернякова Ю. М., Пинчук Л. С.** Трибологическое обоснование метода хондропротекции с помощью аутосыыворотки крови и гиалуронатов // *Доклады НАН Беларуси*. — 2007 (51), № 2, 72—75
47. **Искусственная синовиальная жидкость:** патент 9146 РБ, МПК А61К 35/16 / Ю. М. Чернякова, Л. С. Пинчук, Е. Д. Белоенко, Ж. В. Кадолич, Е. А. Цветкова, В. И. Николаев. *Афіц. бюл.* — 2007, № 2, 54—55
48. **Способ лечения деформирующего артроза:** решение на выдачу патента по заявке 20050858 РБ, МПК А61К 35/16 / Л. С. Пинчук, Ю. М. Чернякова, Ж. В. Кадолич, Е. А. Цветкова, В. И. Николаев. *Афіц. бюл.* — 2007, № 3, 8
49. **Крагельский И. В.** Фрикционное взаимодействие твердых тел // *Трение и износ*. — 1980 (1), № 1, 12—29
50. **Пинчук Л. С., Цветкова Е. А., Николаев В. И.** Материал трения эндопротеза со структурой, имитирующей хрящ // *Трение и износ*. — 1995 (16), № 3, 504—510
51. **Tsvetkova E., Kadolich Z., Pinchuk L.** Polymer insert of hip joint cup endoprosthesis with modified friction surface // *Applied Mechanics and Engineering*. — 1999 (4), 247—250
52. **Пинчук Л. С.** Полимеры в эндопротезах суставов // В сб. “Проблемы современного материаловедения. Труды III сессии Научного совета по новым материалам МААН”. — Киев. — 1998, 35—42
53. **Кадолич Ж. В., Пинчук Л. С., Цветкова Е. А.** Механизм трения микропористого материала из СВМПЭ // *Трение и износ*. — 2002 (23), № 1, 78—81
54. **Pinchuk L., Gradzka-Dahlke M., Kadolich Z., Tsvetkova E., Dabrowski J.** Friction surface study of a microporous material for endoprosthetics // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. — 2001 (3), N 1, 195—201
55. **Головка эндопротеза тазобедренного сустава:** патент 2268685 РФ, МПК А62F 2/32 / Л. С. Пинчук, Ж. В. Кадолич, Е. А. Цветкова, В. А. Струк, В. И. Николаев, Е. В. Овчинников, Я. Б. Карев, С. И. Болтрукевич. *Бюл. изобр.* — 2006, № 3, 173
56. **Атик С. А. Р.** Однополюсное эндопротезирование тазобедренного сустава у лиц пожилого и старческого возраста (экспериментально-клиническое исследование): Дис. ... канд. мед. наук. — Минск: БелНИИТО. — 2004
57. **Pinchuk L. S., Nikolaev V. I., Tsvetkova E. A., Goldade V. A.** Tribology and Biophysics of Artificial Joints. — London: Elsevier. — 2006
58. **Тотальный эндопротез тазобедренного сустава:** патент 8623 РБ, МПК А61F 2/32 / Л. С. Пинчук, Е. А. Цветкова, С. И. Болтрукевич, Ж. В. Кадолич, В. И. Николаев, Атик Салех. *Афіц. бюл.* — 2006, № 5, 36
59. **Пинчук Л. С., Цветкова Е. А., Кадолич Ж. В.** Влияние электромагнитных полей на трение в эндопротезах суставов // *Трение и износ*. — 2001 (22), № 5, 550—554

60. Цветкова Е. А., Кадолич Ж. В., Гольдаде В. А., Пинчук Л. С. Структурные изменения в поверхностном слое трения полимерного вкладыша эндопротеза // Механика композитных материалов. — 2000 (36), № 5, 607—620

Поступила в редакцию 06.02.08.

Pinchuk L. S., Chernyakova Yu. M., and Goldade V. A. **The tribology of joints and problems of modern orthopedics.**

The paper presents a review of up-to-date trends in biotribology. The achievements in this field of tribology at the turn of the 20th and 21st centuries are touched upon. This period is distinguished by the discovery of the liquid-crystalline and quasi-electret states of the lubricating fluid in joints; disclosed by AFM new boundary lubrication mechanisms in joints realized by organic super-lubricants at the nanolevel; methodology for *in vitro* studying friction of joints using electromagnetic fields that simulates a natural biofield in joints. A relationship is traced between biotribology and the chief directions of contemporary orthopedics, namely: 1) chondroprotection exercised via local therapeutic methods of joints based on tribomonitoring of pharmaceutical substances; 2) injection of drugs based on blood serum; 3) development of a new generation of joint endoprotheses able to simulate biophysical properties of synovial joints. It is proved that progress in today's biotribology is efficiently employed for scientific substantiation of orthopedic curing procedures. Undoubtedly, the ideas of I.V. Kragelskii put forward in deciding various engineering problems have turned to be fruitful for biotribology in handling living tissues and biological fluids.

Keywords: biotribology, synovia, biophysical field, boundary lubrication, superlubricant.