

В.А. Мальгичев, А.М. Невзоров, С.В. Селищев, Г.П. Иткин

ПОДШИПНИКОВЫЕ УЗЛЫ ОСЕВОГО НАСОСА КРОВИ. КОНСТРУКТИВНЫЕ И ТРИБОТЕХНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ

Аннотация

В статье описан подход к проектированию узлов трения осевого насоса крови, являющихся критичными элементами конструкции, лимитирующими время непрерывной работы насоса. Рассмотрен вопрос выбора антифрикционных материалов для узлов трения, исследованы трибологические характеристики и биосовместимость применяемых материалов. Изложены результаты испытаний спроектированных узлов трения в составе экспериментальных образцов осевого насоса крови на стенде и в эксперименте на животном.

Одним из основных технических требований, предъявляемых к имплантируемым насосам для вспомогательного кровообращения, является время непрерывной работы (не менее 8 лет). Наиболее критичным элементом конструкции осевого насоса (с точки зрения обеспечения этого параметра) являются подшипниковые узлы ротора, поскольку это единственные узлы в конструкции осевого насоса, способные подвергаться механическому износу. Можно выделить два подхода к конструированию износостойких подшипниковых узлов осевого насоса крови. Первый подход – это конструирование подшипниковых узлов скольжения, работающих без смазки или смазывающихся кровью (Thoratec Corp., Jarvik Heart, Inc.) [1], [2]. Второй подход – конструирование подшипниковых узлов без физического контакта, например на магнитном подвесе (Berlin Heart GmbH) [3]. У каждого из этих подходов имеются свои преимущества и недостатки.

Достоинством подшипниковых узлов скольжения является относительная простота их конструкции (по сравнению с магнитными опорами) [4], [5]. Одной из основных проблем в этом случае является невозможность разработки подшипников скольжения для осевого насоса крови из известных материалов, поскольку практически все материалы, используемые в промышленных подшипниках скольжения, не удовлетворяют требованиям биосовместимости и биоинертности, которым должны удовлетворять имплантируемые изделия. Перед разработчиками опор скольжения осевого насоса крови встает задача выбора новых, не изученных ранее антифрикционных материалов и пар трения, способных работать в условиях сухого трения и обладающих совокупностью уникальных свойств: низким коэффициентом трения, низким износом (обеспечивающим заданное время непрерывной работы) и биосовместимостью.

Исследовательская работа по выбору антифрикционных материалов и пар трения и по разработке из выбранных материалов конструкции опор для осевого насоса крови была проведена в три этапа: лабораторный, стендовый и экспериментальный. На первом этапе были проведены лабораторные испытания антифрикционных свойств материалов, обладающих биоинертными свойствами, а также

изучены возможности повышения износостойкости биологически совместимых материалов путем нанесения износостойких покрытий. На втором этапе исследований был разработан экспериментальный стенд для проведения испытаний опор ротора и проведены стендовые испытания опытных образцов опор с уточненными осевыми нагрузками. Третьим этапом стали испытания опытных образцов подшипников ротора осевого насоса в составе изделия в эксперименте на животном, т. е. в реальных, а не лабораторных условиях.

Лабораторные испытания антифрикционных свойств материалов

В результате проведенного предварительного материаловедческого анализа были выбраны два материала для использования в конструкции подшипников скольжения осевого насоса крови: сплав на основе кобальта (CoCrMo) и синтетический сапфир (Al₂O₃).

С целью улучшения трибологических характеристик выбранных материалов и повышения износостойкости разрабатываемого подшипникового узла была разработана технология нанесения специального алмазоподобного покрытия (DLC) на пары трения подшипниковых узлов методом реактивного ионно-лучевого синтеза (физический метод депозиции).

Лабораторные испытания антифрикционных свойств сплава кобальта и синтетического сапфира проводились на вибротрибометре «Optimol SRV» в режиме сухого трения по схеме «палец-диск» при нагрузках в диапазоне от 5 до 25 Н. На *рис. 1* представлены образцы из сплава кобальта с нанесенным алмазоподобным покрытием, подготовленные для проведения испытаний на вибротрибометре. Условия испытаний были близки к эксплуатационным по давлению, скорости скольжения и отсутствию смазки на образцах материалов, с физико-механическими свойствами и рельефом поверхности трения такими же, как в реальных подшипниковых узлах. В результате лабораторных испытаний были определены коэффициенты трения для исследуемых пар трения.

На *рис. 2* показана рабочая камера вибротрибометра «Optimol SRV» в процессе проведения испы-

таний трибологических характеристик образцов материалов, предназначенных для использования в конструкции подшипника скольжения осевого насоса.



Рис. 1. Образцы из сплава CoCrMo с нанесенным алмазоподобным покрытием

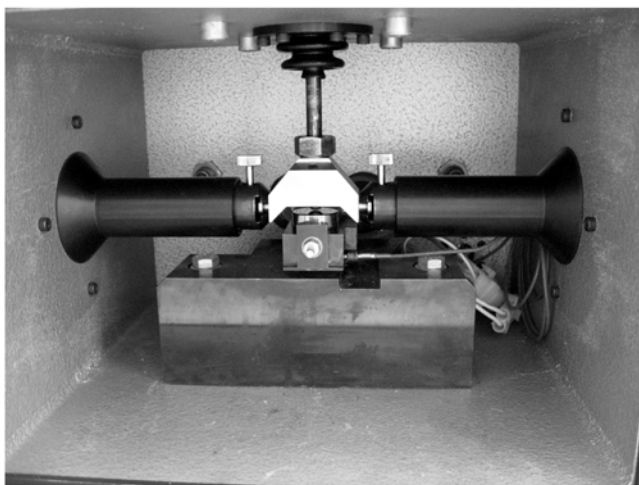


Рис. 2. Рабочая камера вибротрибометра «Optimol SRV»

Из испытываемых материалов без покрытия лучшим коэффициентом трения обладает пара трения из сапфира, имеющая коэффициент трения $K = 0,2$. Наносимое алмазоподобное покрытие, имеющее толщину порядка 1 мкм, позволяет снизить коэффициент трения в подшипниковых узлах осевого насоса до значений $K = 0,05...0,07$, что существенно улучшает трибологические характеристики как сапфира, так и сплава на основе кобальта.

Биосовместимость алмазоподобного покрытия

Поведение сплава кобальта и синтетического сапфира в организме достаточно хорошо изучено, поскольку данные материалы широко применялись в имплантируемых изделиях в ортопедии и офтальмологии. Алмазоподобное покрытие является относительно новой технологией, поэтому был проведен комплекс испытаний на биосовместимость выбранных материалов с нанесенным алмазоподобным покрытием.

Были проведены санитарно-химические и токсикологические испытания образцов, а также исследована тканевая реакция на образцы материалов с алмазоподобным покрытием и без него путем имплантации тестовых образцов лаборатор-

ным животным (крысам) с последующим гистологическим анализом окружающих тканей. Результаты показали, что выбранные материалы являются биоинертными и пригодны для использования в имплантируемых изделиях. Разработанное алмазоподобное покрытие только улучшает биосовместимые свойства материалов, особенно значительно в случае тканевой реакции, что открывает широкие возможности по его применению в конструкции осевого насоса крови.

Подшипники скольжения и стенд для проведения их испытаний с контролируемой осевой нагрузкой

Анализ гидродинамической модели проектируемого осевого насоса крови определил диапазон нагрузок в подшипниковых узлах. На основе этих данных и требований к зазорам в подшипнике скольжения для работы в крови (зазоры должны быть менее 2 мкм) были разработаны две конструкции подшипниковых узлов из испытанных на вибротрибометре материалов с использованием антифрикционного алмазоподобного покрытия.

В основе одной из конструкций лежит сферический подпятник, другая конструкция представляет собой цилиндрический подпятник скольжения с точечной опорой по оси. На рис. 3 показан сферический подпятник, выполненный из сплава на основе кобальта с нанесенным алмазоподобным покрытием, а на рис. 4 – цилиндрическая шейка вала ротора из сплава на основе кобальта, также с нанесенным покрытием. Подшипниковые узлы осевого насоса находятся в различных условиях по нагрузкам, поскольку осевая нагрузка, обусловленная гидродинамической силой, во время работы прикладывается только к одному входному подшипниковому узлу.



Рис. 3. Сферический подпятник осевого насоса крови

В процессе гидравлических испытаний экспериментального образца осевого насоса крови на стенде, имитирующем систему кровообращения, была установлена работоспособность разработанных подшипниковых узлов. Узлы со сферическим подпятником являются более предпочтительным вариантом конструкции для нагруженного подшипникового узла, в то время как в ненагруженном узле можно использовать любой вариант конструкции.



Рис. 4. Цилиндрическая шейка вала ротора осевого насоса

С целью уточнения осевых усилий, действующих на подшипниковые узлы, был разработан стенд на основе интегрального тензодатчика для измерения осевого усилия на нагруженной опоре в процессе работы насоса.

Схема стенда для измерения осевого усилия подшипникового узла представлена на рис. 5.

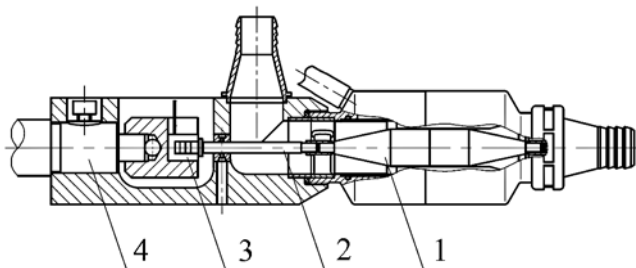


Рис. 5. Стенд для измерения осевого усилия в опоре:
1 – ротор осевого насоса; 2 – шток, передающий осевое усилие; 3 – тензодатчик;
4 – микрометрический винт

Сигнал с тензодатчика усиливался с помощью инструментального усилителя и затем измерялся. Максимальная измеренная осевая нагрузка составляла 500...600 гс при перепаде давления на насосе 200 мм рт. ст., что соответствует расчетным данным из гидравлической модели и является допустимой нагрузкой для выбранных материалов для узлов трения.

Стенд для измерения осевого усилия в опоре позволяет также проводить испытания подшипников скольжения осевого насоса при заданной фиксированной осевой нагрузке.

Узлы трения осевого насоса в эксперименте на животном

Первые испытания осевого насоса в эксперименте на животном подтвердили правильность концепции проектирования подшипниковых узлов осевого насоса крови. Были спроектированы и изготовлены подшипниковые узлы осевого насоса крови, успешно отработавшие в экспериментальном образце насоса в лабораторных экспериментах на животном в ФНЦ трансплантологии и искусственных органов им. акад. В.И. Шумакова.

Выводы

Изложенная концепция проектирования подшипниковых узлов осевого насоса крови позволила спроектировать подшипники скольжения, успешно работающие в экспериментальных образцах осевого насоса крови.

Применение современных технологий нанесения алмазоподобных покрытий позволяет значительно улучшить триботехнические характеристики материалов и создать износостойкие пары трения.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 02.522.12.2010 от 2009 г.).

Список литературы:

1. Butler K., Thomas D., Antaki J., Borovetz H., Griffith B., Kameneva M., Kormos R., Litwak P. Development of the Nimbus/Pittsburgh axial flow left ventricular assist system // Artificial organs. 1997. № 21(7). PP. 602-610.
2. Jarvik R.K. System considerations favoring rotary artificial hearts with blood-immersed bearings // Artificial Organs. 1995. № 19(97). PP. 565-570.
3. Huber C.H., Tozzi P., Hrní M., von Segesser L.K. No drive line, no seal, no bearing and no wear: Magnetics for impeller suspension and flow assessment in new VAD // Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery. 2004. № 3. PP. 336-340.
4. Чернавский С.А. Подшипники скольжения. – М.: Машгиз, 1963. 244 с.
5. Воронков Б.Д. Подшипники сухого трения / 2-е изд., перераб. и доп. – Л.: Машиностроение. Ленингр. отд-ние, 1979. 224 с.

*Владимир Алексеевич Мальгичев,
зам. генерального директора,
Андрей Михайлович Невзоров,
генеральный директор,
ООО «ДОНА-М»,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой биомедицинских систем,
Московский государственный институт
электронной техники
(технический университет),
Георгий Пинкусович Иткин,
д-р биолог. наук, профессор,
зав. лабораторией биотехнических систем,
ФНЦ трансплантологии и искусственных
органов им. акад. В.И. Шумакова,
г. Москва,
e-mail: vatalg@mail.ru*