Левицкий Е. Е., Власьевский С. В.
E. E. Levitskii, S. V. Vlasevskii

**МОДЕЛИРОВАНИЕ РОБОТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ
ДЛЯ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ ОСТЕОСИНТЕЗА ОБЪЕКТА**

ROBOT-ASSISTED SYSTEM SIMULATION FOR OBJECT OSTEOSYNTHESIS

Левицкий Евгений Евгеньевич – аспирант кафедры «Электротехника. Электроника и электромеханика» Дальневосточного государственного университета путей сообщения, ведущий инженер по метрологии АО «ННК-Хабаровский НПЗ» (Россия, Хабаровск). E-mail: levitskiy.e@rambler.ru.

Mr. Evgeniy E. Levitskii – post-graduate student, Electrotechnics, Electronics and electromechanics department, Far Eastern State Transport University, lead metrology engineer of «NNK-Khabarovsk Oil Refinery», (Russia, Khabarovsk). E-mail: levitskiy.e@rambler.ru.

Власьевский Станислав Васильевич – доктор технических наук, профессор кафедры «Электротехника. Электроника и электромеханика» Дальневосточного государственного университета путей сообщения (Россия, Хабаровск). E-mail: vlas@festu.khv.ru.

Mr. Stanislav V. Vlasevskii – Doctor of Engineering, Professor of Electrotechnics, Electronics and electromechanics department, Far Eastern State Transport University (Russia, Khabarovsk). E-mail: vlas@festu.khv.ru

Аннотация. Рассматриваются важность создания роботизированной системы, а именно робота-манипулятора, для осуществления остеосинтеза объекта, классификации роботизированных систем, используемых в зарубежных странах. Приводятся описание трехмерной модели человеческой бедренной кости, актуальность ее создания и анализ для последующего моделирования механической части роботизированной системы с использованием гидравлического привода.

Summary. The article considers the importance of creating robot-assisted system, namely of a manipulating robot, for object osteosynthesis. The article also considers classifications of robot-assisted systems used in foreign countries. The authors describe 3D model of human femoral bone, necessity of its creating and analyzing for further simulation of robot-assisted system mechanical part with hydraulic drive.

Ключевые слова: медицинская робототехника, 3D модель бедренной кости, модель гидравлической схемы, МКЭ.

Key words: medical robotic engineering, 3D model of femoral bone, hydraulic scheme, FEM.

УДК 621

Общие сведения

Робототехника представляет собой естественное логическое продолжение техники как явления. Термин «*робот*» появился впервые в 1921 г. в пьесе чешского писателя Карла Чапека «Р.У.Р.» («Россумские Универсальные Роботы»). Робот (от чеш. «*robota*» – подневольный труд) в технике означает автоматическое устройство, выполняющее заданные действия в объекте, которые заложены алгоритмом управления. В фантастике робот – это человекоподобное устройство, обладающее собственным интеллектом.

Медицинская робототехника – это большой шаг в развитии медицины. Существуют различные направления в данной отрасли: роботы для диагностики, роботы-хирурги, роботы-манипуляторы, роботизированные протезы и др. Первые медицинские роботы произошли от промышленных манипуляторов и в медицине применялись не так широко, как в машиностроении, химической, горнодобывающей промышленности, а также в атомной энергетике в силу сложности проектирования систем и индивидуальности каждой операции. Первый

задокументированный опыт использования робота во время проведения операции зарегистрирован в 1985 г. с использованием манипулятора PUMA 560. Самыми известными роботизированными системами стали PUMA 560, ProBot, RoboDoc, Zeus и Da Vinci [5; 7]. PUMA 560 использовался в нейрохирургии, ProBot применялся для хирургического лечения трансуретральной резекции простаты, RoboDoc применялся в ортопедии при протезировании суставов, две оставшиеся роботизированные системы были очень схожи и также применялись в ортопедии при протезировании суставов, но работа над Zeus была остановлена из-за конкуренции с Da Vinci. На сегодняшний день операции нельзя полностью автоматизировать или выполнять более качественно, чем это делается под управлением хирурга, поэтому применяется комбинированное управление, позволяющее совмещать преимущества автоматики и опыт хирурга. С развитием компьютерной техники стало возможным проводить сложные многочасовые операции с ювелирной точностью, которая недоступна даже лучшему из хирургов, риск врачебной ошибки сводится к минимуму. Со сложностью проводимых операций возрастают и требования к медицинским роботам, основные из которых следующие:

- прогнозирование и моделирование возможных осложнений;
- программная защита от ошибок роботизированной системы;
- в системах, где усилие рабочего органа является переменной величиной, необходимо использование обратной связи для полного контроля над приложенной силой;
- простота и логичность управления системой.

Классификация медицинских систем робототехники

Робот сам по себе является лишь одним из элементов большой системы, призванной помочь хирургу в подготовке и проведении операции, а также послеоперационном наблюдении за пациентом. Существует большое количество классификаций медицинских роботов в зависимости от того, с какой точки зрения они рассматриваются. Их можно классифицировать по уровню автономности, назначению (для каких операций они предназначены), конструкции манипулятора и т.д. Классификация, предложенная профессором Тэйлором Расселом (разработчиком хирургических роботов) и Дэном Стояновичи [4; 5], включает в себя две большие группы: хирургические системы автоматизированного проектирования и производства (*surgical CAD/CAM systems*), к которым относится роботизированная система для осуществления остеосинтеза переломов костей скелета (см. рис. 1), и ассистенты хирурга (*surgical assistants*). Остеосинтез (от греч. *osteon* – кость и *synthesis* – соединение) – оперативное соединение сопоставленных костных отломков (репозиция) и прочная фиксация при помощи различных материалов [2]. Первая группа предполагает планирование предстоящей операции путем создания трехмерных моделей с использованием рентгенографии и навигаторов, роботов совместно с традиционными инструментами для проведения операции, а также интраоперационное моделирование операции для подтверждения правильности плана проведения операции. Вторая группа делится на две подгруппы: для расширения возможностей хирурга – устраняется дрожание рук хирурга, проводятся сложные операции внутри тела пациента, что уменьшает возможность летального исхода, сокращает время проведения операции, и вспомогательные хирургические механизмы.

Другую классификацию предлагает Алон Вулф совместно с Моше Шохам [7]:

1. Пассивные медицинские роботизированные системы – не принимают активного участия в ходе операции, ими управляет хирург.
2. Полуактивные медицинские роботизированные системы – робот принимает участие в ходе операции, держит хирургический инструмент.
3. Активные медицинские роботизированные системы – служат для сверления и дробления без вмешательства хирурга.
4. Дистанционно управляемые манипуляторы – роботизированные системы, для управления которыми не обязательно находиться в операционной или даже в одном здании с оперируемым.
5. Навигаторы.

Рис. 1. Блок-схема хирургической системы автоматизированного проектирования

Описание роботизированной системы для остеосинтеза

Ортопедическая хирургия [1] – одна из наиболее востребованных отраслей хирургии. Точная репозиция сломанных костей, главная процедура перед компрессией костных отломков, зачастую становится серьезным испытанием даже для самых опытных хирургов. На протяжении веков репозиция проводилась вручную, при помощи различных аппаратов и устройств, например аппарат Илизарова, применение которых ограничено локализацией перелома, типом пострадавшей костной ткани, характером смещения отломков.

Для устранения этих недостатков ведется разработка стационарной роботизированной системы (см. рис. 2), при использовании которой становится возможным репонирование костных отломков любого отдела костного скелета, восстановление анатомической целостности кости при любой локализации перелома и при любом характере смещения отломков [1]. На рис. 2, а изображен один из двух одинаковых модулей, которые соединяются гидроцилиндрами с возможностью подвижности. Каждый из модулей содержит основание, неподвижную и подвижную тумбы, панель, узел репозиции и узлы движения. На рис. 2, б приведен прототип роботизированной системы.

Рис. 2. Робот-манипулятор для осуществления остеосинтеза

В лечении переломов костного скелета немаловажную роль играют биологические реакции на фиксаторы, в качестве которых обычно используются штифты, винты, спицы и т.д., изготавливаемые из материалов, обладающих инертностью – биологической, химической и т.д. Различные источники утверждают, что на сегодняшний день самым используемым в медицине сплавом является нитинол, сплав титана и никеля, обладающий свойством «памяти формы» и удовлетворяющий всем требованиям. Механические свойства, а также форма костной системы индивидуальны, что создает сложности в биомеханических исследованиях. Размеры и упругие постоянные кости зависят от возраста, пола, роста, профессии и т.д. Кость анизотропна, т.е. она при приложении силы вдоль различных осей обладает разными механическими характеристиками [6]. Внутренняя фиксация требует хорошего знания механических факторов, обеспечивающих оптимальные условия для надежного заживления перелома и для восстановления поврежденной конечности. Стабильность фиксации (характеристика степени неподвижности фрагментов перелома) оказывает важное влияние на возникновение эффекта «усталости» фиксатора и его разрушение трением.

Например, при использовании аппарата Илизарова [1] наблюдаются несколько негативных эффектов:

- околоспицевой остеомиелит – следствие ожога кости при сверлении. Для предотвращения применяют низкооборотистые дрели, а также средства для охлаждения спицы;
- боль в конечности, на которой проводилась операция, и возникновение отеков – следствие травмирования сосудисто-нервных пучков.

Всё вышесказанное подводит к выводу о невозможности проектирования роботизированной системы для осуществления остеосинтеза (процесса репозиции) без знания анатомии, структуры кости, материалов, используемых в медицине, предоперационного и интраоперационного моделирования процессов остеосинтеза.

Моделирование процессов остеосинтеза

Важную роль в осуществлении остеосинтеза играет предоперационный план, который требует точной модели анатомических структур. Используются два источника данных [3]:

- компьютерная томография (КТ);
- магнитно-резонансная томография (МРТ).

Для данного исследования в среде SolidWorks создана модель бедренной кости, которая затем импортирована в Ansys Workbench (см. рис. 3), в которой реализован алгоритм выбора размеров конечного элемента, позволяющий строить сетку элементов с учетом кривизны поверхности модели и наилучшего отображения ее реальной геометрии. Модель кости состоит из 2500 элементов (тип Solid185), причем ее длина составляет 470 мм.

Рис. 3. Модель бедренной кости в среде ANSYS

В 90-е гг. в Польше был проведен ряд экспериментов, в ходе которых были получены результаты приложения силы к человеческой бедренной кости. Эти данные были использованы для сравнения реальной и виртуальной костей. Для анализа модели необходимо знать две механические характеристики: модуль Юнга (модуль упругости) и коэффициент Пуассона (коэффициент поперечной деформации). Реальная кость состоит из нескольких слоев, однако для упрощения и анализа модели в данной статье принято, что кость состоит только из кортикального слоя. Модуль Юнга составляет 17000 МПа, коэффициент Пуассона равен 0,3. На рис. 4 представлен график распределения нагрузки по точкам. Результаты сравнения реальных данных и данных анализа математической модели имеют отличия, которые объясняются разницей состава кости (в модели используется только один слой), геометрической структурой (для получения точной модели необходимо использовать томограф), плотностью, а также количеством элементов, используемых в модели.

Рис. 4. Сравнение напряжений растяжения реальной кости (жирная линия) и ее виртуальной модели

Планируется ввести в модель кости дополнительные элементы – аппарат Илизарова с фиксаторами (см. рис. 5) для анализа деформации при выполнении остеосинтеза, нагрузки, действующей на фиксаторы и кость в разных областях приложения силы. Кроме того, необходимо проанализировать различные виды переломов и использование различных на костных конструкций и пластин, оптимальных для использования в каждом индивидуальном случае.

Рис. 5. Модель бедренной кости с аппаратом Илизарова

Изначально предполагалось использование гидравлического привода для управления роботом-манипулятором, хотя это и усложняет систему из-за использования большого количества узлов, которые нужно учесть, и рассчитать их параметры. К таким узлам относятся: гидрораспределители, гидродроссели, предохранительные клапаны, насос и т.д. Также необходимо обеспечить точность перемещения штоков гидроцилиндров и гидромотора.

В программном комплексе Matlab созданы кинематическая схема, схема управления и гидравлическая схема. На рис. 6 представлен пример упрощенной схемы для моделирования гидросистемы без системы управления перемещениями манипулятора и механической системы.

Рис. 6. Схема моделирования перемещения гидроцилиндра

Данная схема состоит из одного гидроцилиндра, гидрораспределителя и источника постоянного давления. Кроме того, сделан расчет гидравлической системы, состоящий в расчете мощности, развиваемой гидроцилиндрами и гидромоторами для оптимальной одноментной компрессии, при которой эффективным является сдвливание между отломками силой 100-200 Н/см². При этом мощность составила порядка 10 Вт, были также учтены время перемещения рабочих органов системы и обратная связь.

Элементы схемы: *Hydraulic Pressure Source* – источник постоянного давления, состоящий из входного и выходного канала, а также входа управления, являющегося входом физического сигнала. Таким образом, чтобы задать давление в гидросистеме, необходимо использовать конвертер *Simulink PS-converter*, который преобразует входной сигнал *Simulink* в физический сигнал, необходимый для задания постоянного давления, бар. *4-Way Directional Valve* – гидрораспределитель.

На рис. 7 показана внутренняя схема гидрораспределителя, где *P* – входной канал, через который жидкость распределяется на линии *A* и *B*, *T* – сливная линия, *S* – вход, управляющий золотником. Самый простой вариант задания характеристик гидрораспределителя – по максимальной площади и открытию. Конвертер подает на вход управления физический сигнал, мм, через блок *Step* – для постепенного открытия золотника. *Hydraulic Reference* – блок

соединения с атмосферным давлением. *Double-Acting Hydraulic Cylinder* – гидроцилиндр с пружиной и демпфером, срабатывающих при достижении гидроцилиндром крайних положений. Гидроцилиндр жестко закреплен и соединен с массой, которую он будет двигать. *Hydraulic Fluid* – жидкость гидросистемы, выбираемая из списка. Жидкости отличаются по плотности, вязкости, содержанию воздуха и т.д. *Hydraulic Pressure Sensor*, *Ideal Translational Motion Sensor* и *Hydraulic Flow Rate Sensor* – датчики давления, перемещения и расхода, показания которых через блоки *Goto* отправляются в осциллограф *Scope*, в который заведены такие показания, как: S1 – открытие золотника, S2 – перемещение гидроцилиндра, P – давление, Q – расход.

Рис. 7. Внутренняя схема гидрораспределителя

Заключение

Использование роботизированной системы для репозиции костных отломков с предоперационным моделированием является перспективным направлением, т.к. при ее использовании репозицию можно осуществлять быстро и одновременно с большей точностью и динамическим усилием по сравнению с ручной репозицией. Это исключает повторные рентгенологические обследования и хирургическое вмешательство, снижает вероятность повторного хирургического вмешательства, уменьшает травматичность кости и мягких тканей. Важным достоинством является сокращение времени проведения процедуры, значительное уменьшение дозы наркотических и сильнодействующих препаратов. Все это в совокупности ведет к быстрому восстановительному процессу регенерации костной ткани в линии перелома, сокращению сроков лечения и реабилитации больного.

ЛИТЕРАТУРА

1. Пат. 2295927 Российская Федерация, МПК⁵¹ A61B 17/56 (2006.01). Роботизированная система для репозиции костных отломков при переломах костного скелета / Бобылев Н. Г., Бобылев А. Г., Бобылев Д. А.; патентообладатель ГОУ ВПО «Дальневосточный государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации. – 2005121858/14; заявл. 11.07.2005; опубл. 27.03.2007. Бюл. № 9.
2. Малая медицинская энциклопедия / под ред. В. Х. Василенко. Т. 6. – М.: Советская энциклопедия, 1967.
3. Cinquin, P. Computer assisted medical intervention: passive and semi-active aids / P. Cinquin, E. Bainville // IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 14, 1995. – Pp. 254-263.
4. Darion, P. Smart surgical tools and augmentic devices / P. Darion, B. Hannaford, A. Menciassi // IEEE Transactions on Robotics and Automation, 2003. – Pp. 782-792.
5. Taylor, R. Medical robotics in computer-integrated surgery / R. Taylor, D. Stoianovici // IEEE Transactions on Robotics and Automation, 2003. – Pp. 765-781.
6. Uwe Winter, Kx Simulation Technologies, Inc. Simulating the adaptive remodeling of bone in response to mechanical influences using Ansys. International ANSYS Conference, 2004. Session 31 – Biomechanics.
7. Wolf, A. Medical automation and robotics. Springer Handbook of Automation / A. Wolf, M. Shoham, 2009. – Pp. 1397-1407.