

8. Драган С.П., Лебедева И.В. Определение интенсивности плоской звуковой волны // Акустический журнал. 1992. Т. 38. № 1. С. 174-178.
9. Драган С.П., Лебедева И.В. Нелинейное звукопоглощение // Вестник Московского университета. Серия 3: Физика. Астрономия. 1994. Т. 35. № 6. С. 104-113.
10. Драган С.П., Ерофеев Г.Г., Богомолов А.В., Шулепов П.А. Акустическая импедансометрия в задачах определения резонансных характеристик респираторного тракта для биоакустической стимуляции легких спортсменов // Медицинская наука и образование Урала. 2018. Т. 19. № 3 (95). С. 50-55.
11. Дьяченко А.И., Михайловская А.Н. Респираторная акустика (обзор) // Труды ИОФАН. 2012. Т. 68. С. 136-181.
12. Кулаков Ю.В., Коренбаум В.И. Новые акустические методы в диагностике заболеваний легких // Тихоокеанский медицинский журнал. 2002. № 3 (10). С. 63-64.
13. Дьяченко А.И. Биомеханика вибраций в грудной клетке человека // Ульяновский медико-биологический журнал. 2016. № 54. С. 31.
14. Коренбаум В.И., Почекутова И.А., Сафронова М.А. Оценка областей бронхиального дерева здорового человека, вовлеченных в формирование свистов форсированного выдоха // Физиология человека. 2015. Т. 41. № 1. С. 65-73.
15. Дьяченко А.И., Веремьева М.В., Фомина Е.С. Упругость и вязкость поверхностных тканей грудной клетки человека // Российский журнал биомеханики. 2017. Т. 21. № 2. С. 188-200.
16. Кулаков Ю.В., Коренбаум В.И. Значение акустических методов в диагностике пневмонического очага // Тихоокеанский медицинский журнал. 2017. № 4 (70). С. 87-89.
17. Ширяев А.Д., Коренбаум В.И. Частотные характеристики воздушно-структурного и структурного звукопроводения в легких человека // Акустический журнал. 2013. Т. 59. № 6. С. 759.
18. Коренбаум В.И., Нужденко А.В., Тагильцев А.А., Костин А.Е. Исследование прохождения сложных звуковых сигналов в дыхательной системе человека // Акустический журнал. 2010. Т. 56. № 4. С. 537-544.
19. Ржевский С.Н. Курс лекций по теории звука. – М.: МГУ, 1960. 336 с.
20. Кравчун П.Н. Генерация и методы снижения шума и звуковой вибрации. – М.: Изд-во МГУ, 1991. 184 с.
21. Драган С.П., Богомолов А.В., Разинкин С.М., Корчажкина Н.Б., Ерофеев Г.Г., Иваших В.А. Устройство для звуковой стимуляции дыхательной системы / Патент на полезную модель RUS 154260, 27.01.2015.
22. Драган С.П., Богомолов А.В., Ерофеев Г.Г. Устройство для импедансных исследований функции внешнего дыхания / Патент на полезную модель RUS 148484, 31.07.2014.
23. Алехин М.Д., Богомолов А.В., Кукушкин Ю.А. Методики анализа паттернов дыхания при бесконтактном мониторинге психофизиологических состояний операторов эргатических систем // Авиакосмическая и экологическая медицина. 2019. Т. 53. № 2. С. 99-101.
24. Alekhin M.D., Anishchenko L.N., Tataraidze A.B., Ivashov S.I., Parashin V.B., Korostovtseva L.V., Sviryaev Y.V., Bogomolov A.V. A novel method for recognition of bioradiolocation signal breathing patterns for noncontact screening of sleep apnea syndrome // International Journal of Antennas and Propagation. 2013. Vol. 2013. PP. 96-98.
25. Алехин М.Д., Анищенко Л.Н., Журавлев А.В., Ивашов С.И., Коростовцева Л.С., Свиряев Ю.В., Конради А.О., Парашин В.Б., Богомолов А.В. Исследование диагностической информативности биорадиолокационной пневмографии в бесконтактном скрининге синдрома апноэ во сне // Медицинская техника. 2013. № 2 (278). С. 36-38.

Сергей Павлович Драган,  
д-р техн. наук, зав. лабораторией,  
Сергей Михайлович Разинкин,  
д-р мед. наук, профессор, зав. отделом,  
Геннадий Григорьевич Ерофеев,  
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,  
Государственный научный центр Российской  
Федерации – Федеральный медицинский  
биофизический центр им. А.И. Бурназяна,  
г. Москва,  
e-mail: s.p.dragan@rambler.ru

М.А. Соловьев, А.А. Воротников, А.А. Гринь, Д.Д. Климов, Ю.В. Подураев, В.В. Крылов

## Концепция построения многофункционального устройства для измерения сил и моментов при проведении нейрохирургических операций

### Аннотация

Описана концепция построения многофункционального устройства, позволяющего измерять силы и моменты, возникающие при взаимодействии разных сменных хирургических инструментов с различными тканями при проведении нейрохирургических операций. Описан процесс проектирования сменных хирургических инструментов для операции транспедикулярной фиксации позвоночника. Показан проект конструкции и системы обработки данных многофункционального устройства с многокомпонентным силомоментным датчиком.

### Введение

В настоящее время в области нейрохирургии происходят качественные изменения, связанные с использованием мехатронных и робототехнических систем. Обеспечивая точность, недоступную обычными, мануальными методами, данные системы дают возможность перехода к минимально инвазивным методам хирургического вмешательства. Такой подход позволяет значительно уменьшить травму, наносимую пациенту, тем самым снижая риск возникновения послеоперационных осложнений и обеспечивая качественно более высокий уровень безопасности, а также ускоряя реабилитацию пациента [1]-[3]. Уже сейчас существует ряд систем, как применяе-

мых в клинической практике, так и находящихся на стадии тестирования [4]-[6]. Помимо этого, разрабатываются и устройства, призванные упростить различные этапы хирургического вмешательства. К примерам подобных разработок можно отнести мехатронное устройство для фиксации инструмента, способное удерживать положение медицинских инструментов относительно операционного поля для их дальнейшего точного хирургического внедрения в живую ткань пациента [7]. В связи с высокой потребностью повышения качества лечения и безопасности пациентов требования, предъявляемые к системам подобного типа, постоянно повышаются. Поэтому возникает потребность в проектировании все более совершенных медицинских робототехнических и мехатронных сис-

тем. Одним из медицинских направлений для совершенствования показателей робототехнических и мехатронных систем является нейрохирургия. Из-за с высокой сложности проведения нейрохирургических операций и наличия в связи с этим ятрогенных осложнений целесообразно разрабатывать все более и более эффективные роботомедицинские системы.

Проектирование нейрохирургической робототехнической системы представляет собой комплексный процесс, требующий больших финансовых и временных затрат. При разработке такой системы возникает научная проблема, связанная с выбором геометрических параметров ее конструкции. Данный выбор является неоднозначным ввиду различных факторов, определяющих эксплуатационные характеристики робототехнической системы. Одними из таких факторов являются силы и моменты, возникающие при взаимодействии различных хирургических инструментов с тканями пациента на различных этапах хирургического вмешательства. Недостаточное знание этих факторов приводит к проектированию чрезмерно громоздких конструкций или к конструкциям, применение которых небезопасно для пациентов. Поэтому необходимо знать силы и моменты, прилагаемые к хирургическим инструментам во время проведения операций. Таким образом, целью исследования на данном этапе является предложение подхода к проектированию перспективной измерительной системы за счет формирования концепции построения многофункционального устройства (МУ) для измерения сил и моментов при проведении нейрохирургических операций. Подход включает в себя следующие основные задачи:

- 1) формирование требований к МУ;
- 2) определение необходимого количества значимых хирургических мануальных операций и используемых для них инструментов, входящих в сменный набор, а также их оптимальных размеров;
- 3) выбор компонентов измерительной системы;
- 4) определение типа механического интерфейса сопряжения хирургических инструментов с измерительной системой и хирургом;
- 5) выбор элементов системы обработки данных;
- 6) определение внешнего вида и конструкции измерительной системы.

Для разных хирургических инструментов значения сил и моментов будут разными. Исходя из этого способ измерения сил и моментов должен быть универсален для всех декартовых направлений воздействия на инструменты. Например, для операций по биопсии в стереотаксической нейрохирургии [8] торцевая сила воздействия на инструмент в разы превышает радиальную. В связи с этим неправильный выбор датчика приведет к неправильной работе измерительной системы. А чрезмерная длина инструмента приведет к затруднениям во время эксплуатации.

Таким образом, двумя главными требованиями к МУ являются:

- необходимость измерять силы и моменты в разных направлениях вдоль и вокруг декартовых осей каждого инструмента;
- эргономичность с целью проведения нейрохирургических операций без затруднений для хирурга.

Также целесообразно рассмотреть ту область нейрохирургии, в которой измеряемые силы и моменты являются максимальными, – спинальную нейрохирургию. По опыту хирургов [9], [10], операцией, обладающей максимальными затратами с точки зрения мануальных усилий, является транспедикулярная фиксация позвонков. Поэтому для формирования концепции МУ в качестве основной операции стоит выбрать именно транспедикулярную фиксацию, чтобы учесть максимально возможные усилия. Суть данной операции заключается в стабилизации травмированных позвонков путем переноса нагрузки с них на здоровые. Такой эффект достигается фиксацией транспедикулярной системой, состоящей из набора аксиальных винтов, вкручиваемых в педикулы (ножки) позвонка, и стержней, устанавливаемых между этими винтами [11]. Во время проведения транспедикулярной фиксации основные мануальные усилия возникают при раздвижении мягких тканей, перфорации кортикального слоя костной ткани, а также при нарезании резьбы в позвонке метчиком и вкручивании аксиальных винтов и гаек.

### Материалы и методы

Построение концепции МУ базируется на использовании нескольких сменных хирургических инструментов, сопрягаемых с дополнительными комплектующими, обеспечивающими возможность проведения измерений сил и моментов. Сменные хирургические инструменты для транспедикулярной фиксации можно условно разделить на две группы. Первая группа представляет собой непосредственно инструменты для работы с позвонками. Силы в таких инструментах, действующие при соприкосновении с тканями, распределены на малой площади по сравнению с их габаритными размерами. В связи с этим можно считать, что сила приложена в одной статичной точке контакта. Существенные усилия, требующие измерения, для данного типа инструментов возникают на двух этапах операции. Первым этапом является перфорация кортикального слоя костной ткани. Хирург создает в педикуле отверстие, воздействуя хирургическим шилом, с последующим вкручиванием и продольным перемещением в полученное отверстие хирургического метчика. Предположительный диапазон сил при проведении данного этапа операции составляет 50...200 Н, диапазон моментов 1...5 Нм. Вторым этапом является вкручивание аксиального винта в полученное отверстие посредством устройства для завинчивания транспедикулярных винтов и гаек. Вкручивание винта осуществляется в соответствии с заранее выбранной, точной траекторией, отклонение от которой сопряжено с большой степенью риска травмирования па-

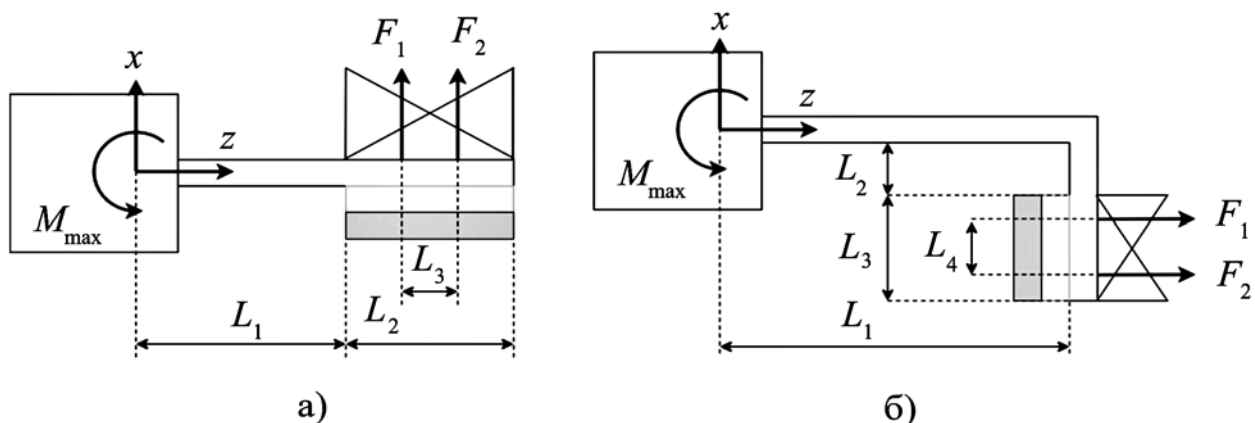


Рис. 1. Схематическое изображение инструментов обеспечения доступа к мягким тканям с прямой (а) и изогнутой (б) конструкцией

циента или развития осложнений в процессе восстановления. Предположительный диапазон сил при проведении данного этапа операции составляет 1...20 Н, диапазон моментов 0,5...5 Нм. Ко второй группе относятся инструменты обеспечения доступа к мягким тканям. Воздействие на ткани пациента в таких инструментах происходит посредством приложения силы в рабочей зоне, представляющей собой плоскость. Таким образом, сила, вызванная давлением поверхности инструмента на ткани, распределяется по всей площади соприкосновения. Данная группа хирургических инструментов используется для поперечного раздвижения мышц спины на этапе получения доступа к позвоночному столбу. Хирург воздействует на мышцы спины посредством специализированных инструментов – различных ретракторов, стамесок – с шириной рабочей зоны 2...3 см. Предположительный диапазон сил при проведении данного этапа операции составляет 150...200 Н, диапазон моментов 10...20 Нм.

Разработка конструкций инструментов обеспечения доступа к мягким тканям целесообразна на базе такого хирургического инструмента, как долото, которое предназначено для воздействия на ткани операционного поля. Спроектированы две конструкции сменных инструментов: прямая и изогнутая, их схематичные изображения в сопряжении с возможным датчиком представлены на рис. 1.

Давление на ткани пациента будет создавать неравномерно распределенную нагрузку, направленную перпендикулярно оси  $z$  датчика в рабочей зоне инструмента. Возникающий в связи с этим момент напрямую зависит от плеча, создаваемого вектором равнодействующей силы, приложенным в точке, зависящей от распределения нагрузки. В соответствии с действиями хирурга, точка приложения силы будет смещаться от центра в пределах половины рабочей зоны. Зная диапазон измерения момента для датчика и длину рабочей зоны, можно определить максимальное допускаемое усилие из условия нахождения вектора равнодействующей силы на границах перемещения точки приложения силы. Предельные измеряемые усилия для двух граничных случаев расположения точки приложения силы определяются из соотношения

$$\begin{cases} F_1 = \frac{M_{\max}}{L_1 + \left(\frac{L_2 - L_3}{2}\right)}; \\ F_2 = \frac{M_{\max}}{L_1 + L_3 + \left(\frac{L_2 - L_3}{2}\right)}, \end{cases}$$

где  $M_{\max}$  – максимальный момент, измеряемый датчиком по осям  $x, y$ ;  $L_1$  – длина детали от рабочей зоны до датчика;  $L_2$  – длина рабочей зоны;  $L_3$  – длина перемещения точки приложения распределенной силы.

Исходя из полученного соотношения и конструктивных особенностей обрабатываемого инструмента были определены оптимальные габаритные размеры  $L_1, L_2, L_3$ , равные 84,

60, 30 мм соответственно. Для данных длин предельные усилия  $F_1$  и  $F_2$  будут равны 60,97 и 45,45 Н. Таким образом, максимальная измеряемая сила для инструмента с прямой геометрией составляет 45,45 Н.

Для обеспечения всего диапазона измеряемых значений сил датчика спроектирована вторая конструкция инструмента. В ней неравномерно распределенная нагрузка направлена параллельно оси  $z$  датчика (рис. 1б), что уменьшает плечо силы для вектора равнодействующей силы, тем самым снижая момент, возникающий на датчике. Предельные измеряемые усилия для двух граничных случаев перемещения точки приложения вектором равнодействующей силы определяются из соотношения

$$\begin{cases} F_1 = \frac{M_{\max}}{\sin \left[ a \tan \left( \frac{L_2 + 0,5(L_3 - L_4)}{L_1} \right) \right]} \times \\ \times \sqrt{L_1^2 + [L_2 + 0,5(L_3 - L_4)]^2}; \\ F_2 = \frac{M_{\max}}{\sin \left[ \arctan \left( \frac{L_4 + L_2 + 0,5(L_3 - L_4)}{L_1} \right) \right]} \times \\ \times \sqrt{L_1^2 + [L_2 + 0,5(L_3 - L_4) + L_4]^2}, \end{cases}$$

где  $L_1$  – длина прямой части;  $L_2$  – длина изгиба инструмента;  $L_3$  – длина рабочей зоны;  $L_4$  – длина перемещения точки приложения распределенной силы.

Для данной геометрии инструмента также были подобраны оптимальные габаритные размеры. Для длин  $L_1, L_2, L_3, L_4$ , равных 104, 5, 30, 15 мм соответственно, значение усилий для двух граничных случаев будет равно 181,8 и 401 Н. Такой подбор размеров позволит осуществлять измерение усилий до 181 Н.

## Результат

На основе проведенных расчетов конструкций инструментов была спроектирована конструкция МУ. Внешний вид комплекующих данной конструкции представлен на рис. 2.

Устройство включает в себя ручку, многокомпонентный датчик измерения сил и моментов, а также набор конструктивных соединений вместе с набором сменных хирургических инструментов. Между ручкой и сменным хирургическим инструментом помещается многокомпонентный датчик, на концах которого закреплены переходные фланцы с креплениями.

Основываясь на диапазонах сил и моментов, возникающих на различных этапах операции транспедикулярной фиксации, для системы обработки данных устройства был выбран 6-компонентный силомоментный датчик К6D40 компании «ME-System». Выбор данного датчика обусловлен оптимальным соотношением максимальных измеряемых значений и массогабаритных показателей. Имея массу 350 г и диаметр, рав-

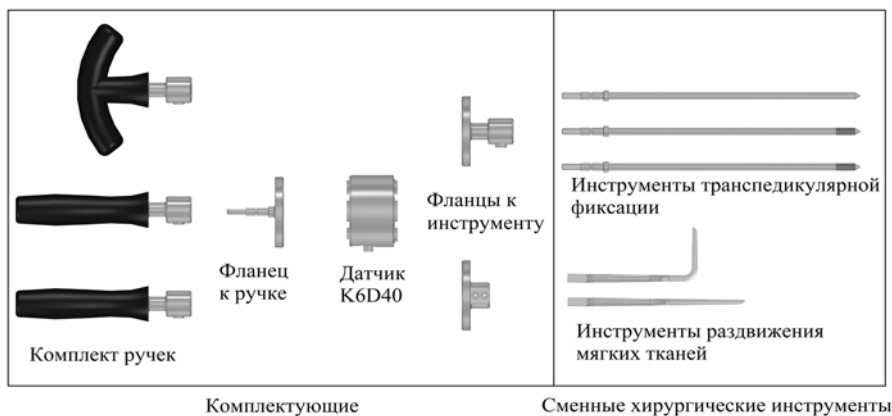


Рис. 2. Комплекующие МУ и сменные хирургические инструменты

ный 60 мм, он измеряет значения приложенной силы в боковых ортогональных осях до 200 Н и моменты до 5 Нм. Для оси, параллельной оси крепления датчика, данные характеристики равны 500 Н и 10 Нм соответственно.

Исходя из размеров крепления датчика были спроектированы конструктивные соединения, представляющие собой переходные фланцы. Их крепление к датчику осуществляется посредством винтов. Всего было спроектировано три конструкции фланца. Первые две представляют собой крепление к датчику с ответной частью, идентичной креплениям на ручке и на сменных хирургических инструментах для работы с позвонками. Таким образом обеспечена возможность внедрения датчика как вариативного, промежуточного элемента между ручкой и инструментом. Третья конструкция фланца предназначена для сопряжения датчика с инструментами раздвижения мягких тканей, представляющих собой малогабаритную стамеску или долото с креплением типа «прямоугольник». Фиксация в данном креплении осуществляется путем установки прямоугольного вала инструмента в прямоугольном отверстии с последующим закреплением двумя винтами.

Помимо определения конструкции хирургических инструментов необходимо сформировать концепцию системы обработки данных, способную считывать, записывать и отображать в человеко-машинном интерфейсе данные, полученные в ходе проведения операции. Предполагаемая обобщенная структурная схема системы обработки данных представлена на рис. 3. В ней можно выделить три основных структурных компонента. Первым является непосредственно сам инструмент с 6-компонентным датчиком К6D-40. Информация о силах, возникающих при взаимодействии с тканями пациента, передается с датчика посредством шести аналоговых сигналов во второй компонент – модуль обработки. Данный модуль посредством аналого-цифрового преобразователя (АЦП) осуществляет высокочастотное преобразование аналоговых сигналов в цифро-

вую форму. Управление модулем осуществляется при помощи контроллера, являющегося одноплатным компьютером. К его функциям относится взаимодействие с модулем обработки посредством специализированного протокола по интерфейсу 1. Далее полученные данные обрабатываются и из них формируются пакеты, которые передаются персональному компьютеру по интерфейсу 2. Предполагается, что физический уровень данного интерфейса представляет собой шину данных Ethernet.

Питание модуля АЦП и контроллера осуществляется при помощи модуля питания. Данный модуль представляет собой бесперебойный источник постоянного напряжения и позволяет работать от различных источников питания. Третьим компонентом выступает персональный компьютер, который осуществляет взаимодействие с контроллером по интерфейсу 2. Для удобства работы с системой обработки данных для ПК в нем используется программа с человеко-машинным интерфейсом. Задача данной программы – осуществлять отображение считанных данных в реальном времени и сохранять их в памяти персонального компьютера.

Выбрав в качестве базовой системы координат систему координат датчика, силы и моменты, приложенные к инструменту, находятся путем решения задачи статики, из условия равновесия системы сил в пространстве:

$$\begin{cases} \vec{R} - \vec{F} = 0; \\ \vec{M}_R - \vec{M} = 0. \end{cases}$$

Однако значения полученного вектора  $F$  будут содержать погрешность установки элементов устройства. На рис. 4 показано МУ в разборе. Погрешность значений будет складываться из двух составляющих. Первой является погрешность установки переходного фланца 2 на многокомпонентном датчике 1, второй – люфт в креплении между хирургическим инструментом 3 и переходным фланцем 2.

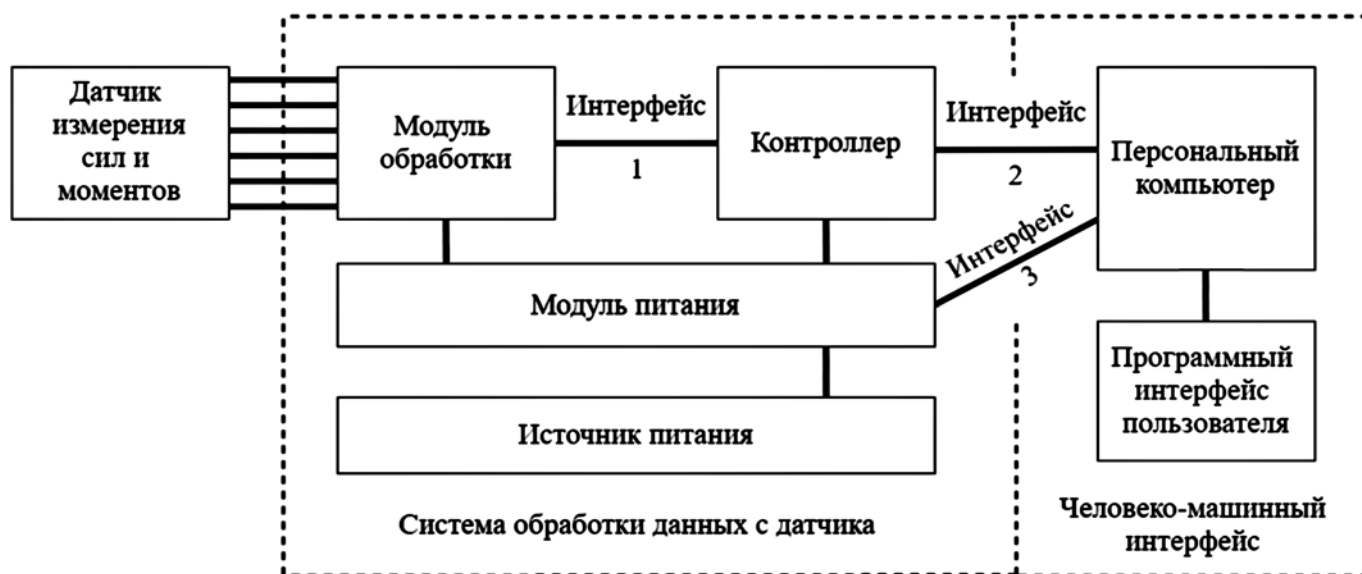


Рис. 3. Структурная схема системы обработки данных МУ

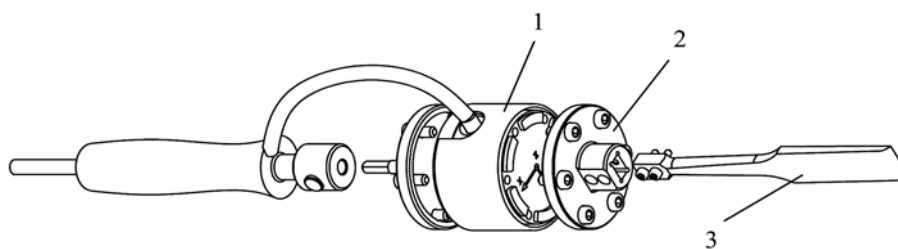


Рис. 4. Внешний вид МУ в разборе (пояснения – в тексте)

Итоговое значение усилия будет рассчитываться из следующего соотношения:

$$\begin{cases} F_{\text{REAL}} = F \pm \Delta F; \\ F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}, \end{cases}$$

где  $F$  – значение силы приложенной в точке контакта, равное модулю вектора сил, получаемого с датчика;  $\Delta F = f(\alpha_{\text{уст}}, \beta_{\text{уст}}, \gamma_{\text{уст}}, \alpha_{\text{люфт}}, \beta_{\text{люфт}}, \gamma_{\text{люфт}})$  – значение погрешности силы исходя из трех максимальных углов погрешности установки фланца на датчике и трех максимальных допускаемых углов, связанных с люфтом крепления хирургического инструмента к датчику. Для проектируемых инструментов значение погрешности не должно превышать 5 % от диапазонов измерений.

Техническая научная новизна полученного результата заключается в подходе к проектированию перспективной измерительной системы МУ со сменными хирургическими инструментами для измерения сил и моментов при проведении нейрохирургических операций, который показан при помощи описанной концепции. Также новым является прогнозируемый перспективный подход к проектированию нейрохирургических робототехнических и мехатронных систем, который частично основан на экспериментальных значениях измеряемых сил и моментов, возникающих при проведении медицинских операций.

## Заключение

Описанная концепция МУ представляет собой универсальный подход к решению задачи измерения сил и моментов во время проведения нейрохирургических операций. Подобное устройство целесообразно применять перед проектированием медицинских робототехнических и мехатронных устройств для определения их оптимальных силовых диапазонов работы. Представленная конструкция позволяет не только использовать большое количество сменных инструментов, но и посредством разработки дополнительных фланцев добавлять новые инструменты в набор. В сопряжении с системой обработки данных хирург получает возможность видеть информацию об усилиях, прилагаемых к инструменту, на экране персонального компьютера в режиме реального времени.

**Работа выполнена при поддержке Министерства здравоохранения РФ в рамках государственного задания от 3 июля 2018 года № 056-00149-18-02.**

### Список литературы:

1. Vorotnikov A.A., Klimov D.D., Melnichenko E.A., Poduraev Yu.V., Bazykyan E.A. Criteria for comparison of robot movement trajectories and manual movements of a doctor for performing maxillofacial surgeries // International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research. 2018. Vol. 7. № 4. PP. 361-366.
2. Vorotnikov A.A., Klimov D.D., Romash E.V., Bashevskaya O.S., Poduraev Yu.V., Bazykyan E.A., Chumihin A.A. Cutting velocity accuracy as a criterion for comparing robot trajectories and manual movements for medical industry // Mechanics & Industry. 2017. Vol. 18. № 7. P. 712.
3. Сапин С.Р. Принцип построения адаптивного мобильного пространственного реабилитационного робота-манипулятора на основе октаэдрального додекапода // Медицинская техника. 2017. Т. 51. № 4. С. 296-299.
4. Климов Д.Д., Воротников А.А., Соловьев М.А., Подураев Ю.В., Гринь А.А., Крылов В.В. Медицинская робототехника для нейрохирургии // Вестник МГТУ «Станкин». 2019. Т. 48. № 1. С. 81-87.
5. Саврасов Г.В., Батанов А.Ф., Гусаров С.Г. Робот-манипулятор для хирургии кровеносных сосудов с позиции теории биотехнических систем // Медицинская техника. 2011. Т. 45. № 3. С. 10-13.

6. Саврасов Г.В., Башлай А.П. Структура биотехнической системы внутрисудистого робототехнического комплекса // Медицинская техника. 2014. Т. 48. № 3. С. 143-147.
7. Solovyev M.A., Vorotnikov A.A., Klimov D.D., Kovalskii V.M., Poduraev Yu.V. Control System of the Articulated Arm Braking Mechatronic Machine (AABMM) // Proceedings of the 28th DAAAM International Symposium. 2017. Vol. 28. № 1. PP. 1002-1009.
8. Низковолос В.Б., Холявин А.И., Скворцова Т.Ю. ПЭТ в стереотаксической нейрохирургии // Медицинская техника. 2014. Т. 48. № 1. С. 27-29.
9. Крылов В.В., Гринь А.А., Иоффе Ю.С., Казначеев В.М., Николоаев Н.Н., Некрасов М.А. Лечение больных с осложненными и неосложненными повреждениями позвоночника при сочетанной травме // Хирургия позвоночника. 2005. № 4. С. 8-14.
10. Гринь А.А., Кайков А.К., Крылов В.В. Профилактика и лечение осложнений у больных с позвоночно-спинномозговой травмой (часть 1) // Нейрохирургия. 2014. № 4. С. 75-86.
11. Крылов В.В., Гринь А.А., Тимербаев В.Х., Генов П.Г., Ефременко С.В., Григорьева Е.В., Никитин С.С., Куренков А.Л., Хить М.А. Травма позвоночника и спинного мозга. – М.: ООО «Принт-Студио», 2014.

Михаил Александрович Соловьев,  
аспирант,

кафедра «Робототехника и мехатроника»,

Андрей Александрович Воротников,

канд. техн. наук, мл. научный сотрудник,

лаборатория «Промышленная робототехника,

мобильная и специальная робототехника,

мехатронные модули и цифровые приводы»,

ФГБОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН»,

Андрей Анатольевич Гринь,

д-р мед. наук, зав. научным отделением

неотложной нейрохирургии,

НИИ СП им. Н.В. Склифосовского,

профессор,

кафедра нейрохирургии и нейрореанимации,

ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А.И. Евдокимова»

Минздрава России,

гл. нейрохирург,

Департамент здравоохранения города Москвы,

Даниил Дмитриевич Климов,

канд. техн. наук, зав. лабораторией

медико-роботических цифровых технологий,

ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А.И. Евдокимова»

Минздрава России,

Юрий Викторович Подураев,

д-р техн. наук, профессор,

зав. кафедрой «Робототехника и мехатроника»,

ФГБОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН»,

Владимир Викторович Крылов,

академик РАН, д-р мед. наук, профессор,

директор,

клинический медицинский центр МГМСУ

им. А.И. Евдокимова,

зав. кафедрой «Нейрохирургия и нейрореанимация»,

ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А.И. Евдокимова»

Минздрава России,

гл. научный сотрудник,

отделение нейрохирургии,

НИИ СП им. Н.В. Склифосовского,

гл. нейрохирург Министерства здравоохранения РФ,

г. Москва,

e-mail: mikke2@yandex.ru