

Глава 2

Предпосылки создания тактильной механорецепции и трансляции

Осязание позволяет человеку получить исключительно важные, не компенсируемые другими органами чувств сведения.

Возьмем самый простой бытовой пример — покупку хлеба. Невозможно оценить свежесть булки визуально, только путем «ощупывания».

Ультразвуковые, рентгенологические, магнитно-резонансные, эндоскопические методы предоставляют врачу великолепные диагностические возможности. Но всякий практикующий хирург, уролог, гинеколог обязательно «прощупает» пациента перед оперативным вмешательством. Эта информация позволяет определить распространенность патологического процесса, взаимоотношения опухоли с прилежащими органами, выявить тактильные свойства, характерные для конкретного заболевания.

Непосредственной целью нашей работы стало создание хирургического комплекса, способного воспринимать, математически анализировать, запоминать и воспроизводить осязание.

Инструментальное восприятие и воспроизведение тактильного образа — очень сложная техническая и психофизиологическая задача. Для ее решения необходима одно-

временная реализация четырех самостоятельных и взаимосвязанных задач.

Во-первых, это адекватное восприятие тактильного образа.

Во-вторых, преобразование полученной информации в электронную форму, доступную для математической обработки и анализа.

В-третьих, это преобразование электронного образа в механическую структуру, соответствующую первоначально анализируемому образу.

В-четвертых, это обязательное участие субъекта восприятия, т.е. человека.

Распознавание человеком тактильного образа (в отличие от восприятия, например, температуры) — динамический процесс, поскольку определение осязательных свойств объекта происходит путем постепенного («послойного», «поэтапного») прикосновения. Поэтому решение первой и третьей задач (восприятие изображения и его восстановление) должно быть представлено в трехмерном виде. Но и этого мало. Прикосновение происходит в течение определенного периода времени. Механическая имитация ощущения также должна происходить во времени, т.е. стать четырехмерной.

При несоблюдении поставленных условий восстановленный тактильный образ никогда не приблизится к истинным свойствам изучаемого объекта.

В ходе работ, проводящихся в Московском университете им. М.В. Ломоносова с 2005 г., нами был создан комплекс принципиально новых приборов и инструментов, способных обеспечить восприятие, математическую обработку и воспроизведение осязания.

Поскольку до сегодняшнего дня подобные комплексы не получили широкого практического распространения, мы предлагаем ввести новый термин «тактильный транслятор»¹ в качестве названия, наиболее точно отражающего сущность описываемых явлений. Восприятие тактильного образа человеческим пальцем осуществляется через дискретное раздражение рецепторов, воспринимающих давление.

В зависимости от воспринимаемого стимула механорецепторы кожи можно классифицировать по функциям [1].

Во-первых, медленно адаптирующиеся (рецепторы силы). Они реагируют на степень деформации кожи; частота генерируемых ими нервных импульсов возрастает пропорционально увеличению амплитуды деформации кожи (силе давления на кожу).

Во-вторых, быстро адаптирующиеся (рецепторы скорости): реагируют только на уменьшение или увеличение деформации кожи, постоянно

¹ От лат. *tactilis* — осязательный, осязаемый, и *translatio* — перенос, перенесение, передача.

действующее давление их не активизирует. Частота импульсации таких рецепторов пропорциональна скорости деформации кожи (скорости изменения давления на нее).

В-третьих, очень быстро адаптирующиеся (рецепторы ускорения). Они реагируют только на изменение скорости деформации кожи; как правило, дают короткие залпы потенциалов действия в начале и в конце действия механического стимула.

На основании строения кожных рецепторов (размеров, глубины расположения) и частоты генерируемых ими сигналов различают тельца Мейснера, диски Меркеля, тельца Пачини, окончания Руффини. Посредством нервных волокон они соединяются с проводящими путями соматосенсорной системы, которая ведет к центральной нервной системе (ЦНС) и коре головного мозга, где и происходит обработка информации. Каждый из перечисленных рецепторов доставляет определенную информацию (в соответствии с функциональным назначением) в соматосенсорную часть коры головного мозга, обеспечивая полноту «картины» осязания.

До сих пор не определено, какой из четырех типов рецепторов наиболее полно передает информацию о форме объекта. Существует точка зрения, что диски Меркеля и окончания Руффини (несмотря на их большую плотность) «способны» к четкому восприятию формы в момент статического контакта. В диссертации Ю.Ю. Козорезова показано, что в большинстве случаев к ним применима модель линейно упругого тела [2]. Другие авторы считают, что эта информация поступает только при динамическом контакте через нервные волокна, подходящие к тельцам Мейснера.

Первый тест, в котором был установлен минимальный порог чувствительности расстояния, описан Вебером в 1826 г. Утверждалось, что палец человека не способен различать длину касаемого предмета, размеры которого меньше 2,5 мм. Значительно позже, в 1970-х гг., было показано, что в ряде случаев, после длительных тренировок, человек может определять размеры тел вплоть до 0,3 мм.

Эксперименты в области определения способности человека различать радиус сферы при контакте пальцем продолжались Гудвином уже в 1990-е гг. 75% людей не смогли отличить плоскую поверхность от сферической с радиусом 204 мм, а также оценить разницу между шарами радиусом 6,95 и 6,7 мм. По результатам опытов был установлен порог, равный 0,6 мм. Однако при активном контакте с шаром, когда палец может скользить по части сферы, много меньшей площади всей поверхности, его максимальный радиус при сравнении с плоскостью оказался равным 550 мм.

Отсюда следует, что процесс пальпации является очень сложным этапом в ходе диагностики больного и всецело зависит от чувствительности рук хирурга и его опыта. Поэтому для объективного анализа пределы восприимчивости тактильного механорецептора должны быть значительно увеличены путем правильного выбора формы и свойств эластичного материала.

Существующие механические системы построены на восприятии давления множеством датчиков, расположенных на жесткой или деформируемой поверхности.

За последние 30 лет было произведено множество тактильных датчиков на основе принципиально различных технологий: с использованием конденсаторов, пьезорезистивных элементов, проводящих силиконовых резин, магнитных диполей в эластичной среде, оптических волноводов и даже на основе сверхзвуковых волн. Однако их общей чертой было использование линейной упругой модели механорецепторов Меркеля и Руффини, что в ряде случаев не согласуется с экспериментальными данными.

Американская компания Medical Tactile, Inc. (MTI) занимается разработкой и изготовлением медицинских приборов на основе различных датчиков давления [3]. Одной из наиболее интересных разработок является система диагностирования рака груди SureTouch (полное название — SureTouch Visual Mapping System). Она позволяет фиксировать данные, получаемые при клиническом осмотре груди в электронной форме, для целей дальнейшего изучения и расшифровки. При этом процедура осмотра очень проста: необходимо прощупать вызывающие подозрение участки груди ручным сенсором, и изображение их поверхности появится на экране компьютера. Датчики, используемые в системе, в 4 раза более чувствительны, чем человеческое прикосновение. Точность отображения участков поражения до 5 мм. После нескольких секунд осмотра SureTouch уже может составить электронное заключение.

В основе диагностической системы лежит тактильный сенсор, состоящий из множества датчиков давления, которые продуцируют данные в цифровом виде, когда датчик прижат к ткани или движется по ее поверхности. Датчик SureTouch позволяет обнаружить различия между тканями путем измерения реакционного давления. Тактильный сенсор фирмы МТИ технологически обеспечивает высокую чувствительность и надежность, что доказали многочисленные эксперименты и исследования.

Используя передовые, запатентованные алгоритмы обработки изображения, SureTouch получает информацию о пораженных участках

из необработанных тактильных изображений и представляет ее в наглядном виде. Это обеспечивает медиков важнейшей информацией о повреждении без приобретения специальных навыков в области расшифровки данных и дает возможность принимать правильные своевременные решения относительно состояния пациента и способа его лечения. Визуализация тактильных ощущений обеспечивает медиков, проводящих первичный осмотр, своевременной информацией посредством простой интерпретации изображения. На рис. приведены данные маммографии, ультразвука и SureTouch одинаково поврежденных тканей. Легко узнать заметно контрастирующий сигнал, преобразованный в визуальное изображение.

Исследования женщин, имеющих данную симптоматику, показали, что ткани, пораженные раком, несколько более плотные, нежели нормальные ткани. Предварительное исследование показало, что имеющие высокое разрешение сенсоры МТИ позволяют достигать заметно большей чувствительности, нежели ручная пальпация. Ручная пальпация неточна и субъективна, а тактильные данные объективны и воспроизводимы, что обеспечивает стандартизированную документацию клинических исследований молочной железы.

SureTouch — технологическое достижение, которое предоставляет первое независимое подтверждение и документирование диагноза, что позволит сократить количество случаев заболеваний раком молочной железы и возможной смертности.

В 1995 г. доктор Армен Сарвазян с коллегами-специалистами создали компанию Artann (ARTANN Laboratories, Inc) [4]. За короткое время его группа получила признание и поддержку ряда федеральных агентств США. В настоящее время у коллектива заключено более 30 контрактов с различными научными институтами, НАСА и Министерством обороны США.

Одним из направлений деятельности компании является создание тактильных медицинских приборов с возможностью электронного анализа данных. Основная цель диагностики — визуализация тактильной информации.

В приборах используются несколько датчиков давления и позиционный датчик, по данным которых создаются двумерные и трехмерные изображения. Основной областью применения является пальпация, что позволяет диагностировать такие болезни, как рак. Данный метод позволяет обнаружить уплотнения, которые не могут быть выявлены при обычной пальпации, при помощи определенных запатентованных алгоритмов.

Компанией разработано механическое устройство для исследования заболеваний груди. Главная цель — создать аппарат с низкой стоимостью для проведения самостоятельных обследований в домашних условиях, с визуальным интерфейсом и возможностью осуществить удаленное обследование. Данные обследования отсылаются по Интернету в общую базу данных, анализируются компьютером и врачом. Также система позволяет проводить наблюдение за временными изменениями, создавать индивидуальную картину исследования каждого пациента.

В линейке приборов для домашнего использования компания также предлагает портативное устройство, позволяющее проводить обследование болезней простаты.

Главная особенность состоит в том, что прибор может использоваться даже не специалистом. Это первое коммерческое устройство для диагностики рака простаты, в котором для сбора информации и выявления злокачественных образований используются набор датчиков давления и трехмерный позиционирующий сенсор.

В 1996 г. в Гарвардском университете формируется команда исследователей, объединенных общей целью: изучением тактильных технологий применительно к медицине. Позднее на основе работы группы ученых была создана компания Pressure Profile Systems, Inc. [5].

Элементы системы TactArray разработаны для фиксирования тактильной информации, получаемой от объектов при прямом физическом контакте. Запатентованная технология позволяет разместить на поверхности приспособления для осмотра множество датчиков давления. Технология производства дает возможность разрабатывать встраиваемые устройства с разнообразным дизайном.

На ее основе уже созданы инструмент для изучения нарушений речи, гастроэнтеральных нарушений, а также специальный сенсор, интегрируемый в хирургический или больничный матрас для безопасного измерения распределения давления.

При производстве спортивной обуви необходимо учитывать нагрузки на стопу и отметить так называемые горячие точки. Для этого был создан специальный сенсор — коврик в форме стопы, выдерживающий деформации (рис. 2.1, см. вклейку)

Разработанное устройство может растягиваться на 10% линейно и на 20% по общей величине без повреждения данных, полученных от сенсора.

Используя технологию TactArray, MTI разработало аппарат Breast-View — первое устройство, одобренное FDA. В качестве сенсоров используются тактильные датчики. Устройство T2000 обеспечивает почти

в 5 раз большую чувствительность, чем человеческое прикосновение, при обнаружении подкожных повреждений. T2000 является ключевой технологией визуальной системы картографии BreastView, которая получила одобрение FDA в феврале 2003 г.

Для исследований, связанных с пальпацией, созданы ConTacts — осязательные подушечки для покрытия оптимальной зоны пальца. Диапазон давления до 100 psi (689 кПа) — это такой же диапазон давления, как и на кончиках человеческих пальцев (рис. 2.2, см. вклейку).

Еще одна разработка — набор датчиков для измерения нагрузки на ладонь, например при работе с инструментом.

В настоящий момент становятся все популярнее интеллектуальные датчики для авторизации пользователя огнестрельного оружия. Измерение хватки руки стрелка применяется как идентифицирующая характеристика. Технология TactAggru позволила использовать прессованный набор датчиков размером 16×16, принимающий определенную форму для покрытия всей зоны захвата.

Начиная с 1970-х гг. волоконная оптика стала использоваться для передачи значительных объемов информации. Световые волны, находящиеся в фиброволокне, применялись с этой целью вместо электрических сигналов в металлических проводах. Такой подход стал инновацией не только в сфере коммуникаций, но и в сенсорной технологии ввиду тонкости, легкости, отсутствия искрения и невосприимчивости к ЕМИ. Образ тонких датчиков, сделанных из кварцевого стекла, напомнил о новой возможности оптического волокна с функцией искусственных нервов. Эта идея способствовала проведению различных инновационных работ в области фиброволоконных сенсоров и стала основой для развития так называемых чувствительных материалов для покрытия механических частей робота искусственной кожей. Инновационные разработки с использованием фиброволоконных датчиков внедряются в медицине для мониторинга различных витальных показателей через одежду без какого-либо вреда для человеческого организма. В отличие от громоздких «надеваемых датчиков», которые традиционно устанавливали на теле пациентов, «сенсорная одежда» способна обеспечить комфортабельное медицинское обслуживание без вреда здоровью.

На рынке медицинского оборудования появилось интересное предложение канадской компании Palpometer Systems Inc.: устройство «пальпометр», прибор для измерения давления, оказываемого на кожу [6].

Отправной пункт при осмотре — минимальный уровень давления, необходимый для выявления ответа на болевое ощущение.

Компания Tekscan, Inc. (Бостон, США) разрабатывает тактильные датчики различного исполнения, а также поставляет на рынок готовые изделия [7].

Тонкие, гибкие датчики подходят для измерения большинства контуров и дают возможность очень точно измерять давление в разных точках. Комплексные системы Tekscan обеспечивают гарантированные измерения в реальном времени и позволяют мгновенно обрабатывать полученную информацию.

Таким образом, каждая система создана на основе сочетания инновационных электронных технологий и сенсорных датчиков. Для перечисленных устройств разработано программное обеспечение для ОС Windows, настроенное под конкретного заказчика. Качественное графическое изображение, получаемое при помощи компьютера, делает информацию легко читаемой как для специалиста, так и для пациента, а средства импорта данных предоставляют широкие возможности для документирования исследований.

Хорошо известно, что тактильные ощущения в малоинвазивной хирургии являются необходимым условием для более точной техники. В университете Кейо разработал тактильный зажим, который может точно и естественно передавать ощущения от прикосновения (рис. 2.3, см. вклейку).

Много усилий было сосредоточено на создании зажима, у которого была бы возможность передачи силы. Эта технология получила название «реальные тактильные ощущения». Первые исследования по таким зажимам проводились в 1940-е гг. в Аргоннской национальной лаборатории в США. Были разработаны чисто механические, а затем и электрические устройства. Исполнение было далеко не на требуемом уровне, однако удивительно, что такие исследования и разработки были проведены уже тогда. Первые зажимы для эндоскопической хирургии были выполнены в традиционной форме пинцета. Поскольку в устройстве не использовались ни датчики силы, ни тактильные, это требование стало легко реализуемым. Управляющая или рулевая часть находится со стороны хирурга, а часть, проводящая операцию, — со стороны робота. Управляющая и рабочая части могут передавать действия друг другу посредством двух линейных двигателей. Единственный используемый датчик — оптический линейный с разрешением 0,1 мкм, предназначенный для очень точного вычисления расстояния движения. Время отбора проб для контроля равно 100 мкс.

Идея о перспективности создания датчиков, воспринимающих физические характеристики, зародилась вскоре после широкого внедрения

эндоскопической техники проведения хирургических операций и апробирования виртуальных эндоскопических тренажеров. Датчики должны были заменить функцию пальца (руки) хирурга, поскольку оператор не имеет возможности пальпаторно воспринимать физические параметры органа или ткани при проведении операции.

Как сообщает Н. Fischer, удалось создать датчик, воспринимающий 64 точки измерения на площади $0,64 \text{ см}^2$ с цифровым разрешением 16 бит [8]. Он позволял воспринимать физические параметры исследуемой ткани в реальном масштабе, передавая их затем на вибротактильный дисплей и заменяя тем самым пальцы.

А.К. Morimoto удалось создать датчик, воспринимающий силовое сопротивление ткани и выглядящий как обыкновенный эндоскопический зажим [9]. В клинических исследованиях было подтверждено, что прибор помогает снизить до минимума травматичность миниинвазивного вмешательства.

По данным Т. Ohtsuka, их сенсорный датчик в клинических испытаниях показал эффективность при «пальпаторном» исследовании новообразований, а также лимфатических узлов на 37 пациентах [10]. Данные были подтверждены результатами КТ. Изменения консистенции тканей передавались на монитор компьютера в виде изменений кривой «дельта F».

В работах Р.К. Plinkert также описан прибор, оценивающий резонансную частоту ткани: в виде графика изменения сопротивления на мониторе компьютера отражаются различия в плотности и консистенции тканей [11].

В литературе последних лет значительное внимание уделяется возможности тактильного осязания при выполнении лапароскопических операций. Между тем результатов, позволяющих внедрить технику в практику, до сих пор нет. В исследовании М.А. Qasameh представлен и охарактеризован микротактильный датчик, который может быть интегрирован в граспер [12]. Он позволяет измерять контактные силы и характеристики, например мягкость. Сжимающие силы распределены по всей поверхности, хотя в некоторых случаях сосредоточение нагрузок также проявится на контактных поверхностях. В последнем случае может быть определено положение концентрических нагрузок. Это позволяет датчику обнаруживать скрытые анатомические особенности, например проходящие под зажимом артерии. Был изготовлен пьезоэлектрический сенсор, смоделированный как аналитически, так и при помощи цифровых технологий. Среди важных параметрических характеристик датчика выявлены и исследованы длина, ширина

и толщина. Их значения просчитаны с помощью конечно-элементной модели. Датчик изготовлен и испытан с использованием эластомерных образцов. Было выявлено хорошее соответствие между экспериментальными и теоретическими результатами.

В 2008 г. G. Chamí и соавт. опубликовали свои исследования по внедрению датчиков силы/крутящего момента в артроскопические операции [13]. В клинических исследованиях участвовали хирурги разной степени подготовки. Операторы выполняли 11 различных задач в 10 операциях на коленном суставе. Информация с сенсора синхронизировалась с видеокартинкой на мониторе. Исследования показали значительное повышение эргономики операции, повышение согласованности в действиях и эффективное уменьшение объема затрачиваемого времени. Выявлена корреляция между тремя тактильными параметрами и опытом хирурга. Это может быть использовано в автоматизированных системах объективной оценки качества артроскопических операций.

Медицинские технологии претерпели значительные изменения для преодоления проблем, связанных с минимально инвазивной хирургией, таких как отсутствие обзора и тактильной обратной связи. Минимально инвазивные инструменты, включая устройства тактильной обратной связи, разрабатываются в настоящее время для повышения эффективности диагностических процедур путем предоставления силовой обратной связи. А.М. Named описывает разработку измерительного устройства с использованием пьезоэлектрических элементов для обнаружения подповерхностных включений в мягких субстратах с подтверждением магнитно-резонансным исследованием в сканере 1,5 Тл [14]. Результаты показывают, что положение жесткого подповерхностного включения может быть достоверно определено.

M.V. Ottermo описывает дизайн и производительность прототипа инструмента удаленной пальпации с тактильной обратной связью для лапароскопической хирургии [15]. Также показаны психофизические эксперименты по сравнению пальпации с тактильной обратной связью и без нее. Прибор состоит из тактильных датчиков и тактильного дисплея; оба достаточно малы, чтобы поместиться на обычном лапароскопическом граппере. Статические испытания показали, что твердость, размер и форма успешно отображаются на тактильном дисплее. Динамическое тестирование продемонстрировало, что пропускная способность неоптимальна, но на низких частотах выход от инструментов удаленной пальпации полезен. Для психофизического тестирования 9 испытуемых просили различать твердость и размеры объектов без тактильной обратной связи. Результаты показали, что прибор с тактильной

обратной связью помогает различить твердость объектов, хотя разница между ними не была статистически значимой ни для твердости, ни для размера. Сравнение с более ранними подобными экспериментами выявило, что качество грасперов и размер влияют на результаты и существует огромный потенциал для улучшения лапароскопических инструментов в целом.

Н. Liu разработал новый подход к тактильным сенсорам в миниинвазивной хирургии [16]. Изобретен колесный датчик, сенсор силы/крутящего момента с использованием оптоволоконного привода. Информация с обоих датчиков синхронизируется. Первый определяет силу внедрения в ткань, а второй — глубину внедрения. Они были сначала протестированы на однородном силиконовом прототипе ткани, являющимся хорошим симулятором, а затем на прототипе с узелковыми уплотнениями. Экспериментальные данные говорят о том, что датчик способен определять подвижность ткани, ее жесткость (распределение участков различной жесткости) и выявлять свойства и местоположение конкрементов в толще ткани. Также была создана модель, которая позволяет получать изображения с датчиков, отображающие изменение плотности тканей (rolling mechanical image — RMI). Полученные данные с прототипа ткани и животных позволяют судить о хороших возможностях использования данной техники для определения новообразований в тканях. Между тем не было проведено исследований во время хирургических вмешательств либо на тканях человека.

Фирмой Bell Laboratories, Inc. (США) разработан емкостный тактильный датчик с эластичным диэлектриком из нейлоновой сетки [17]. Чувствительный элемент представляет собой трехслойный пакет, состоящий из разделительных диэлектриков 8 рядов медных пластин (8 пластин шириной 2,5 мм в ряду) и покрытый гибкой перчаткой. Датчик в сборе монтируется на гибкой печатной плате. Ему можно придать форму пальца робота. Верхний предел измеряемого давления — 5 кПа. Предлагается также пакет из 32 рядов по 32 пластины, при этом пространственное разрешение ограничивается технологией изготовления медных пластин методом литографии.

В Artificial Intelligence MJT (США) создан один из самых миниатюрных емкостных датчиков [18]. Матрица содержит 8×8 ячеек площадью $12,7 \times 12,7$ мм. Они расположены взаимно перпендикулярно на расстоянии 2,5 мм и разделены диэлектриком из силиконовой резины. Датчик крепится на небольшой печатной плате. В зависимости от эластичности диэлектрика он измеряет давление до 10 кПа. При этом измеряются емкость операционного усилителя, амплитуда синусоидальных сигнала-

лов, подсчитываемых шестьюразрядным преобразователем. Такие датчики будут монтироваться на четырех пальцах руки робота, разработанного в МJT и Университете штата Юта (США). Каждый палец обладает четырьмя степенями свободы, запястье — тремя, рука в целом управляется пятью микропроцессорами (один центральный и по одному на каждый палец). В комбинации с другими датчиками, установленными на пальцах и ладони (в частности, пьезоэлектрическими на PVF2), это обеспечивает возможность определения смещения пальцев относительно друг друга.

Конструкция чувствительного элемента для матричного тактильного датчика содержит в качестве основы интегральную схему с матрицей алюминиевых электродов, слой натурального каучука поверх матрицы, слой проводящей резины поверх слоя натурального каучука и защитный слой поверх слоя проводящей резины. Действие чувствительного элемента заключается в изменении толщины слоя каучука под нагрузкой, которое приводит к изменению емкости между слоем проводящей резины и алюминиевыми электродами. Недостатками такой конструкции чувствительного элемента являются низкое пространственное разрешение из-за большой площади электродов и корреляция сигналов в ячейках из-за общего чувствительного слоя.

Наиболее близка по технической сущности к проектируемому устройству конструкция чувствительного элемента для матричного тактильного датчика, содержащая основание с нанесенными металлическими шинами, матрицу сенсоров давления в виде балок из монокристаллического кремния, размещенную на основании, и тонкую (<25 мкм) полимерную пленку поверх матрицы чувствительных элементов, закрепленную по периметру матрицы. Пленка имеет слой нанесенного алюминия ($500 \text{ \AA} = 50 \text{ нм}$) для экранирования передающих сигнал проводящих монокристаллических шин. Такая конструкция чувствительного элемента имеет высокое пространственное разрешение и в ней отсутствует корреляция сигналов ячеек, однако она обладает низкой надежностью, поскольку из-за недостаточного сцепления между пленкой и матрицей сенсоров давления при нагрузках с большой величиной тангенциальной составляющей может происходить смещение пленки по поверхности матрицы, приводящее к повреждению сенсоров давления. Конструкция чувствительного элемента показана на рис. 2.4.

На рис. 2.5 показаны основные этапы способа формирования чувствительного элемента с полимерной пленкой для интегрального матричного тактильного датчика.

После изготовления кристалла матричного тактильного датчика полимерную пленку (3) накладывают на всю пластину до ее разделения

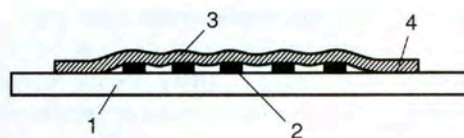


Рис. 2.4. Конструкция чувствительного элемента: 1 — основание; 2 — матрица сенсоров давления; 3 — полимерная пленка; 4 — место крепления пленки

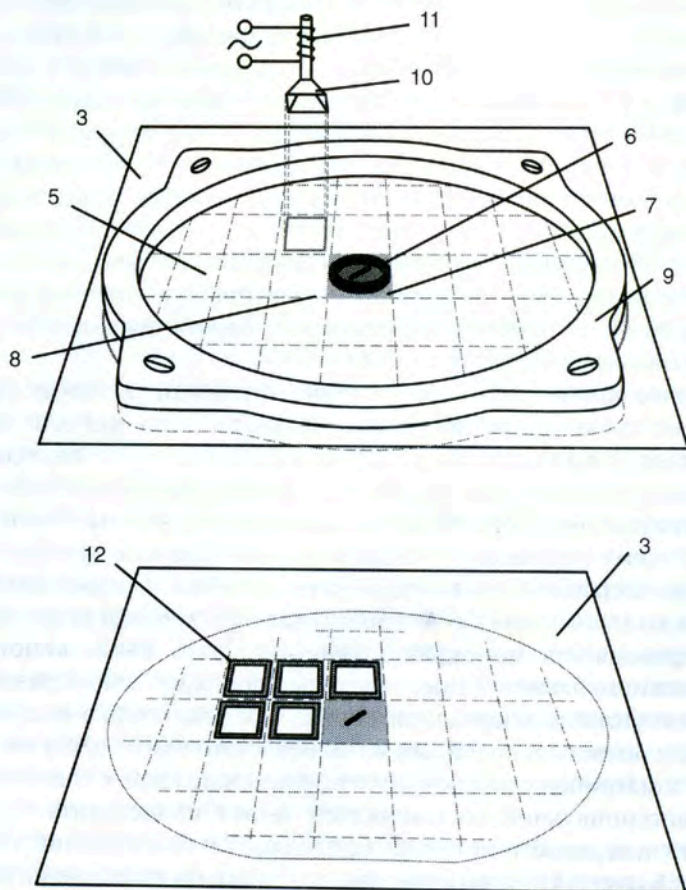


Рис. 2.5. Состав чувствительного элемента (пояснения в тексте)

на кристаллы (5), в пленке делают сквозной разрез (6), не выходящий за пределы центрального реперного модуля (7), на разрез помещают круговой груз (8), создающий небольшое давление, затем пленку гер-

метично прижимают зажимом (9) по краю пластины, последнюю помещают в барокамеру с требуемой величиной давления, выносят из нее термокомпрессионным способом с помощью рамки (10) с нагревательной спиралью (11), пленку приваривают к каждому кристаллу в специально отведенной для этого замкнутой области, затем по внешнему ее периметру на каждом кристалле в пленке механическим способом или с использованием лазера производят сквозной разрез (12) пленки и неиспользуемую часть удаляют со всей пластины, после чего последнюю разделяют на кристаллы.

Второй способ отличается тем, что полимерную пленку (3) накладывают на всю пластину до ее разделения на кристаллы (5), помещают ее в барокамеру, производят откачку до требуемого давления, термокомпрессионным способом с помощью рамки (10) с нагревательной спиралью (11) пленку приваривают к каждому кристаллу в специально отведенной для этого замкнутой области, затем по внешнему периметру области приваривания на каждом кристалле в пленке механическим способом или с использованием лазера производят сквозной разрез (12) пленки и неиспользуемую часть удаляют со всей пластины, после чего последнюю разделяют на кристаллы.

На полимерную пленку могут быть нанесены металлические и другие слои, существенно не меняющие ее толщину и гибкость. Давление, оказываемое полимерной пленкой на матрицу сенсоров давления, компенсируется изменением конструкции сенсора или аппаратным путем.

В предлагаемой конструкции чувствительного элемента увеличено сцепление между полимерной пленкой и матрицей сенсоров давления. Это обусловлено разностью концентраций газов, т.е. давлений вне пленки и в пространстве под ней, за счет которой происходит прижатие пленки к поверхности матрицы. Увеличение сцепления между пленкой и поверхностью матрицы приводит к повышению устойчивости пленки к сдвигу при тангенциальных нагрузках на чувствительный элемент.

Чувствительный элемент матричного тактильного датчика содержит основание, матрицу сенсоров давления, размещенную на основании, полимерную пленку поверх матрицы, закрепленную по ее периметру на основании; объем, образуемый полимерной пленкой и основанием, заполнен газовой средой и отличается тем, что при работе в нормальных условиях концентрация газов в объеме, образуемом полимерной пленкой и основанием, находится в диапазоне от $2,5 \cdot 10^{15}$ до $2,5 \cdot 10^{25} \text{ м}^{-3}$.

Основная тенденция в области создания тактильных датчиков, как показывает обзор, состоит в воспроизведении осязательных свойств человеческой кожи. Этому в наибольшей степени удовлетворяют так-

тильные устройства матричного типа, так как каждая ячейка матрицы, представляющая собой микроэлектронный датчик силы, дает конкретную информацию, а все вместе позволяют сформировать целостное представление о форме предмета.

На рис. 2.6 приведен датчик плотности биологической ткани, состоящий из слоя токопроводящей упругой резины (1), к которой присоединены попарно нижние (2) и верхние (3) электроды с нижними (4) и верхними (5) выводами, снизу слой токопроводящей упругой резины (1) с нижними (2) электродами закрыт тонкой гибкой изоляционной оболочкой (6), сверху — толстой жесткой изоляционной пластиной (7), которая служит элементом жесткости датчика. Количество нижних (2) и верхних (3) электродов, размещенных на слое токопроводящей упругой резины (1), может быть различным и определяет разрешающую способность датчика плотности биологической ткани.

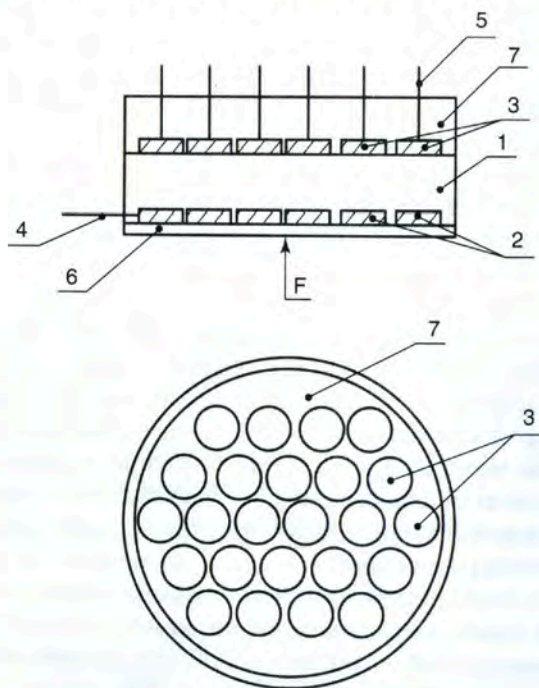


Рис. 2.6. Датчик плотности биологической ткани (пояснения в тексте)

Устройство работает следующим образом. В процессе обследования слой токопроводящей упругой резины (1) через тонкую гибкую изоляционную оболочку (6) контактирует с исследуемым образцом. При этом

сила, прикладываемая через толстую жесткую изоляционную пластину (7) и слой токопроводящей упругой резины (1) к исследуемому образцу, приводит к деформации слоя токопроводящей упругой резины (1) и изменению расстояния между попарно расположенными нижними (2) и верхними (3) электродами. Изменение расстояния приводит к изменению величины проводимости между нижними (2) и верхними (3) электродами. Значения проводимостей фиксируются на самописцах, причем величина суммарной проводимости используется для управления силой прижима датчика плотности биологической ткани к исследуемому образцу.

В случае неоднородности исследуемого образца слой токопроводящей упругой резины (1) прогибается неравномерно, повторяя неоднородность исследуемого образца; расстояния между попарно расположенными нижними (2) и верхними (3) электродами, а следовательно, и проводимости между ними различные. Это фиксируется на самописцах и проводится анализ неоднородности исследуемого образца.

В случае исследования однородного образца слой токопроводящей упругой резины (1) прогибается равномерно по всей поверхности, расстояния между попарно расположенными нижними (2) и верхними (3) электродами и проводимости имеют одинаковую величину, что фиксируется на самописцах для проведения анализа исследуемого образца.

По величине суммарной проводимости между всеми попарно расположенными нижними (2) и верхними (3) электродами устанавливают силу прижима датчика к образцу в процессе проведения исследований.

Такое техническое решение позволяет упростить конструкцию устройства исследования плотности биологической ткани, повысить разрешающую способность датчика путем уменьшения размеров и увеличения количества попарно расположенных нижних и верхних электродов, размещенных на слое токопроводящей упругой резины, и получить информацию для управления силой прижима датчика к образцу в процессе проведения исследований.

Кроме рассмотренных выше конструкций датчиков, существуют и другие технические решения устройств тактильного осязания, построенных на несколько иных принципах, которые имитируют осязательную функцию человеческого пальца и могут быть использованы в медицинских приборах для осуществления эндоскопических исследований и торакоскопических операций.

Так, на рис. 2.7 представлен контактный тактильный датчик. Он путем механического ощупывания выявляет изменение жесткости исследуемого объекта.

дуемого образца. Датчик состоит из матрицы механических элементов. Принцип действия тактильного устройства поясняется на рис. 2.8.

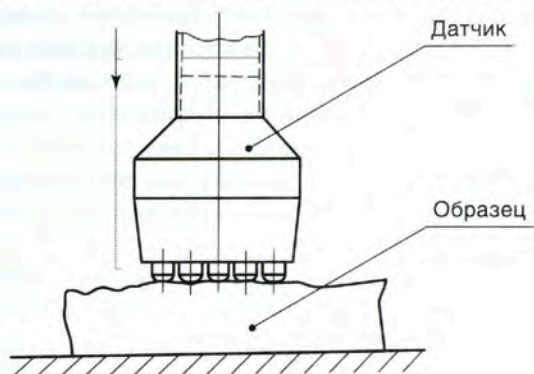


Рис. 2.7. Контактный принцип тактильного датчика



Рис. 2.8. Принцип действия тактильного устройства

Тактильный датчик механического типа изображен на рис. 2.9. Он состоит из корпуса (головки) (1), в котором размещены 25 контактных («ощупывающих») элементов (3), пружины (4), электроды (обмотка соленоида) (5), шайбы (6). Головка (1) соединяется с гибкой резиновой трубкой (8) через крышку (2), которая, в свою очередь, крепится винтами (7) к головке (1).

Под действием местных «уплотнений» различных участков поверхности объекта пружины (4) сжимаются, контактные элементы (3), «ощупывающие» поверхность объекта, перемещаются неодинаково.

По длине хода контактного («ощупывающего») элемента (3) определяются места «уплотнений» исследуемого объекта.

На рис. 2.10 изображен тактильный датчик пневматического типа. Он состоит из корпуса (головки) (1), гибкой резиновой трубки (2), разъема (3) к медицинскому прибору, 25 контактных («ощупывающих») элементов (4), получающих информацию с поверхности объекта и передающих ее к датчику давления (5), которую последний передает на медицинский прибор. Таким образом определяется состояние различных участков поверхности объекта за счет разницы показаний датчика давления на различных участках объекта.

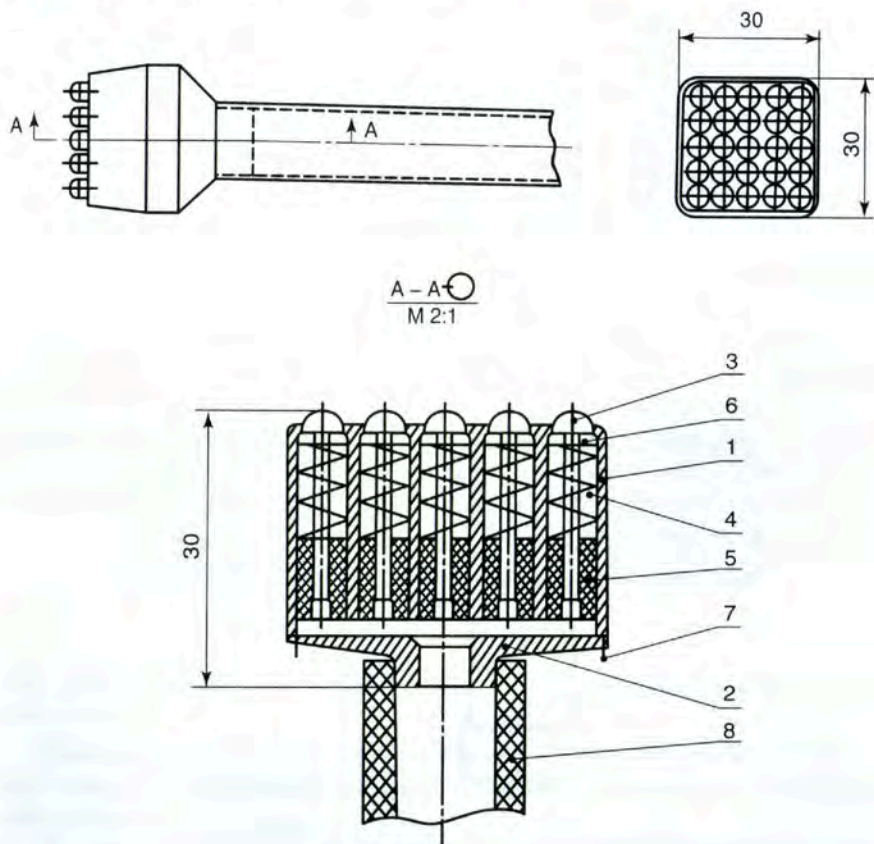


Рис. 2.9. Устройство с тактильным механическим элементом (пояснения в тексте)

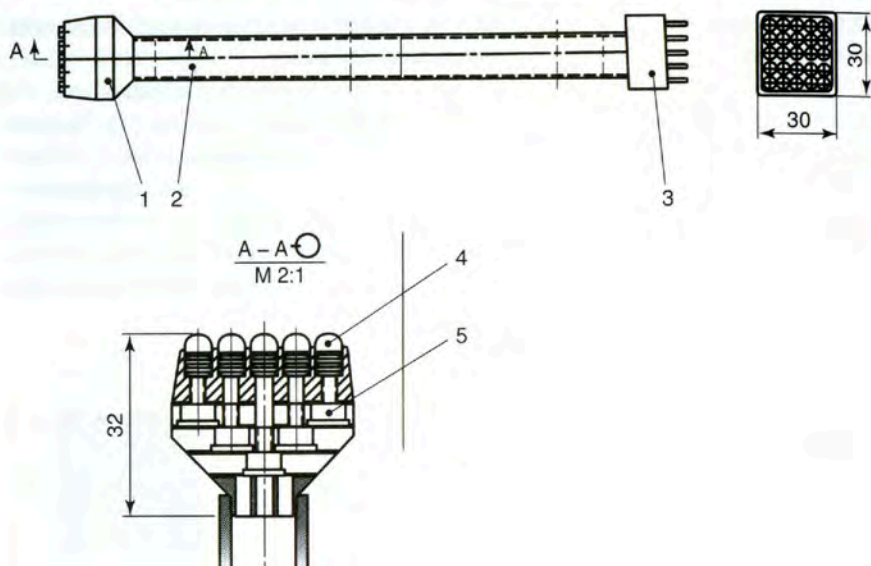


Рис. 2.10. Устройство с тактильным пневматическим элементом (пояснения в тексте)

На рис. 2.11 изображен тактильный датчик оптического типа, который представляет собой закрытую камеру (1) с расположенным внутри нее упругим материалом (2). Поверхность камеры (1), контактирующая («ощупывающая») поверхность объекта (3), является отражающей. Отраженный от поверхности (3) луч попадает на видеоматрицу (4), по сигналу с которой по углу отклонения определяется наличие уплотнений в исследуемом объекте.

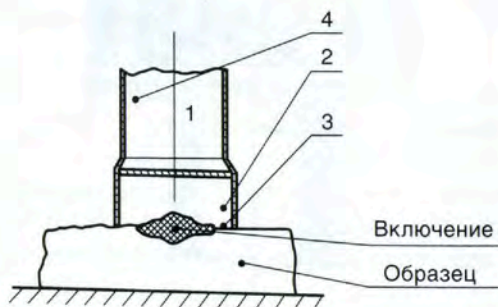


Рис. 2.11. Зонд с тактильным оптическим устройством (пояснения в тексте)

Тип тактильного датчика, представленного на рис. 2.12, использует свойство токопроводящей резины. Датчик представляет собой корпус (1), внутрь которого вмонтирована токопроводящая резина (2), а в нее, в свою очередь, вмонтированы электрические контакты (3), «ощупывающие» поверхность объекта. Гибкая трубка (4) соединена с корпусом (1).

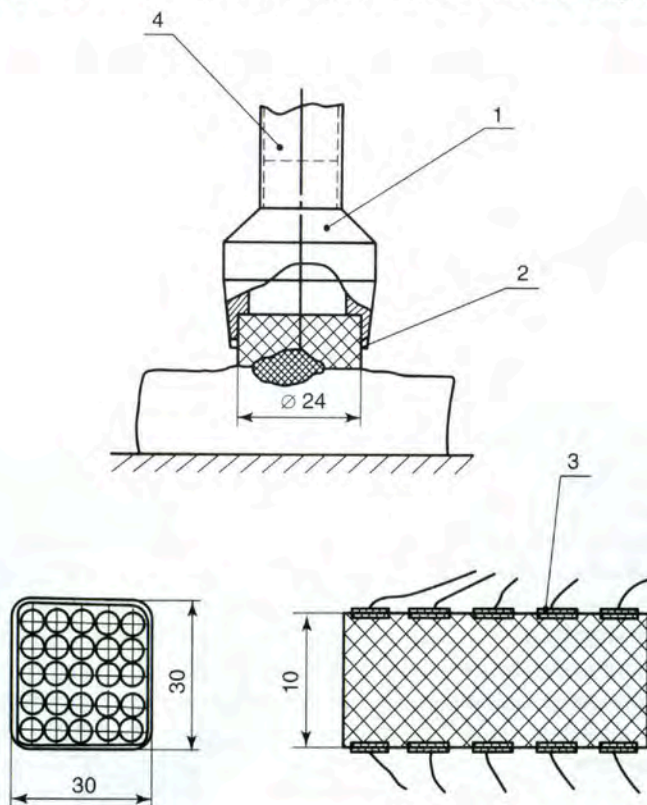


Рис. 2.12. Зонд с тактильным устройством — токопроводящая резина (пояснения в тексте)

По разности показаний силы тока (напряжения) на различных участках поверхности объекта определяется наличие уплотнений в исследуемом образце.

На рис. 2.13 показано наборное поле эндоскопа, состоящее из пластины (1) наборного поля эндоскопа, в которую посредством резьбового соединения вворачиваются измерительные модули (2) эндоскопа. Количество измерительных модулей (2), размещаемых на пластине

(1) наборного поля эндоскопа, может быть различным в зависимости от условий диагностики. Все они предохраняются общей гибкой защитной оболочкой (3).

На рис. 2.14 показан измерительный модуль эндоскопа, состоящий из корпуса (4) модуля, крышки (5) с закрепленным на ней датчиком (6) измерения расстояния, штока (7), пружины (8), наконечника (9) и проводников (10) датчика измерения расстояния. Крышка модуля (5) совмещается с корпусом (4) модуля посредством резьбового соединения. Пружина (8) и наконечник (9) могут меняться в зависимости от условий диагностики. Корпус (4) модуля имеет резьбу для вворачивания в пластину (1) наборного поля эндоскопа.

Возможно размещение исследователя и объект для исследования в отдаленных местах, если есть хорошие линии связи между ними. Это дает возможность пользоваться методом телехирургии. Интернет —

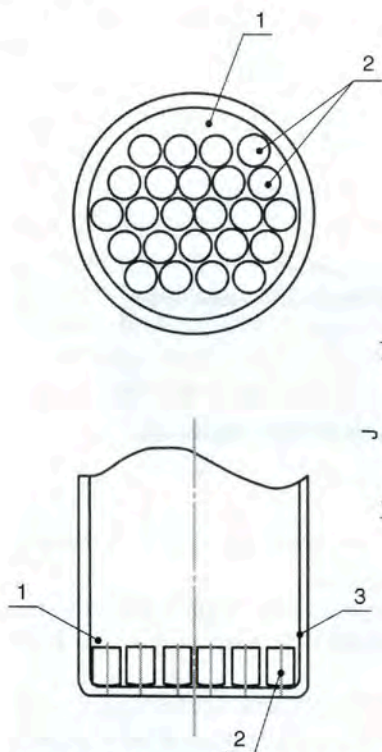


Рис. 2.13. Наборное поле эндоскопа (пояснения в тексте)

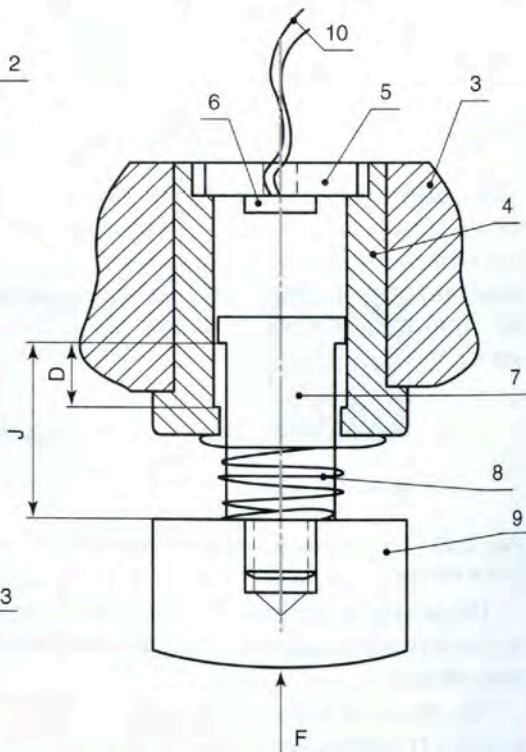


Рис. 2.14. Измерительный модуль эндоскопа (пояснения в тексте)

наиболее доступное средство для этого. Сегодня он не настолько надежен и быстр. Однако улучшение не за горами, и мы можем ожидать, что Интернет будет использоваться для передачи силы в ближайшем будущем.

Одна из интересных особенностей тактильных зажимов — масштабирование. Возможно увеличивать силу и направление сигнала между ведущим и ведомым. Хирург может почувствовать увеличенную силу реального прикосновения. Также ощущение действий хирурга может быть уменьшено для пациента. Это позволяет проводить более безопасные операции на органах, требующих особенно тонкого подхода.

Таким образом, в современной доступной литературе в настоящее время отсутствуют сведения о клиническом использовании «эндоскопов с очувствлением». Все предлагаемые аппараты предназначены для использования в робототехнических системах либо для «наружного применения».

Механическое восприятие качества «осязаемой» ткани в предложенных конструкциях, на наш взгляд, не совсем адекватно. Корректное решение поставленной задачи — создание эластичной поверхности, покрывающей одинаковые полости, объем которых изменяется в процессе контакта с биологической тканью. Измерение давления в этих полостях позволяет судить о свойствах подлежащего предмета, что сходно с процессом человеческого осязания.

Инструментом, воспринимающим осязательный образ, в нашем комплексе выступает тактильный механорецептор. Восприятие тактильного образа формируется в нем за счет фиксации изменений объема в каждой из одинаковых по объему полостей оригинальной мембраны. Поскольку процесс осязания для определения плотности и неоднородности структуры, а также ее сопротивление нажатию происходит во времени, запись информации производится каждую десятую долю секунды. При этом удается зафиксировать качественные характеристики «ощупываемого» инструментом объекта.

На практике тактильный механорецептор предназначен для использования во время обычных и эндоскопических хирургических вмешательств. Хирург вводит инструмент в естественную полость человеческого организма (брюшную, грудную, суставную) через разрез или прокол. Сам инструмент представляет собой металлическую трубку, на рабочей части которой собственно и располагаются эластичная мембрана и микроэлектронный блок. Размеры вводимого прибора соответствуют аналогичным хирургическим инструментам.

Фиксация изменяемых объемов производится дискретными пьезоэлектрическими датчиками давления. Полученные аналоговые сигналы

оцифровываются, усиливаются и направляются через беспроводное передающее устройство на компьютер.

Программная обработка полученного сигнала позволяет представить тактильную информацию в виде зрительного образа, зафиксировать динамическое изменение сигнала во времени, подготовить ее для передачи на преобразователь сигнала в механический вид. Важнейшими задачами являются распознавание тактильного образа и определение характерных признаков конкретных физиологических и патологических проявлений, т.е. диагноза. Способом верификации диагноза служит изучение удаленной ткани путем ее гистологического исследования известными методами.

Сравнение информации, накопленной в банке данных гистологического исследования, и соответствующих тактильных признаков позволяет объективно судить о достоверности механорецепторной диагностики.

Робот-ассистированная минимально инвазивная хирургия развивается практически с 1998 г. Она возникла на базе разработок в военно-промышленной области и предназначалась сначала для проведения дистанционно-управляемых операций. В настоящее время для медицины доступна система под названием daVinci компании Intuitive Surgical (США), которая была поставлена более чем в 2000 медицинских учреждений по всему миру. В некоторых специализированных сферах, для таких, например, операций, как радикальная простатэктомия, радикальная гистерэктомия, онкологические операции общего типа, робот-ассистированная операция стала уже «золотым стандартом» благодаря своей высокой точности и максимальной бережности по отношению к пациенту. Хирургическая система daVinci использует специализированные инструменты, приводимые в движение гибкими передачами, диаметр стержня инструмента — 5 или 8 мм. Привод обеспечивается электродвигателями, размещенными на тележке рядом с пациентом. Современное поколение системы daVinci не использует тактильную обратную связь, следствием чего является возникновение серьезной проблемы для оператора: как контролировать величину давления на оперируемую ткань или предотвратить обрыв хирургической нити при накладывании анастомозов. Проблема решается только частично: тем, что на протяжении курса обучения врач учится оценивать степень давления на ткань визуально, на основании уровня ее деформации под инструментом. Проблема обрыва нити не решается вообще, и каждый оператор время от времени встречается с тем, что разрыв может привести к возникновению осложнений или увеличению времени операции.

На данном этапе развития робот-ассистированной хирургии проблема решается так: в курс подготовки хирургов вводится электронный симулятор-тренажер для робот-ассистированных виртуальных операций. Несколько лекций посвящено именно анализу визуальной (3D) оценки деформации ткани, возникающей вследствие избыточного давления инструмента, а также оценке уровня напряжения швейного материала во время анастомоза. Но конечным решением может стать только установка датчиков давления в рабочий конец инструмента, что обеспечит действительно надежную обратную связь. Ведущиеся в этой области разработки находятся только в начальной фазе, т.е. в ближайшие нескольких лет больших изменений здесь ожидать нельзя. В настоящее время главным трендом разработок является уменьшение рабочей площади головки инструментов, что позволяет выполнять все более и более минимально инвазивные операции. Постоянное стремление к миниатюризации и повышению гибкости инструментов — фактор, который осложняет введение тактильной обратной связи и принуждает хирургов обходиться пока без нее.

Задача обратного преобразования электронной информации в механический вид намного сложнее. Наибольшее распространение преобразователи электронной тактильной информации в механическую нашли в области устройств для слабовидящих.

Так, компания Freedom Scientific, специализирующаяся на выпуске электронного оборудования для слепых, объявила о выпуске первого в мире КПК, предназначенного для людей, лишившихся зрения [19]. Новинка получила название PAC Mate и была разработана в сотрудничестве с корпорацией Microsoft. В качестве операционной системы используется Windows CE, а стандартный набор приложений включает как традиционные программы из набора PocketPC, так и специальные продукты, ориентированные для слепых людей. Среди них стоит отметить систему JAWS, обеспечивающую ввод информации и навигацию по меню при помощи системы Брайля, а вывод — посредством речевого синтезатора. Компания выпускает две разновидности PAC Mate. В одной из них, получившей индекс TNS, используется традиционная клавиатура QWERTY, расположение клавиш на которой максимально удобно для рук. Вторая модификация PAC Mate — BTS использует клавиатуру с вводом информации по системе Брайля, для перемещения курсора служит крестовина. Естественно, оба КПК не имеют дисплеев, а вывод информации осуществляется с помощью системы синтеза речи, зачитывающей информацию из документов или веб-страниц. Freedom Scientific не собирается отказываться от производства Notetaker — сво-

еобразных электронных записных книжек с вводом по системе Брайля. Эти устройства дешевле PAC Mate, а их возможности вполне достаточны для многих пользователей.

Компания Pulse Data International выпустила карманный компьютер для слепых и слабовидящих людей, получивший название BrailleNote PK [20]. Новинка не имеет привычных устройств ввода данных и дисплея — вместо них клавиатура Брайля и экран Брайля (18 ячеек), переводящий текст в шрифт для слепых. Наладонник оснащен 64 Мб оперативной памяти, а также 32 Мб флэш-памяти, из которых 24 Мб отведены под операционную систему и сопутствующие приложения. Разработчики предусмотрели слот Compact Flash для сменных носителей и встроенные контроллеры Wi-Fi и Bluetooth, благодаря которым КПК может подключаться к беспроводным локальным сетям. Кроме того, имеются сетевой адаптер и порт USB. Портативный помощник BrailleNote PK позволяет прослушивать аудиофайлы распространенных форматов, в том числе MP3 и WMA, работать с электронной почтой и даже выходить во Всемирную сеть. При этом содержимое веб-сайтов автоматически переводится на шрифт Брайля, а текст писем зачитывается синтезированным голосом.

Hewlett-Packard и VisuAide представили свой первый серийный КПК для слепых людей и людей с ослабленным зрением. В КПК Maestro используются технологии VisuAide, а в качестве платформы — компьютер HP iPAQ h4150. Имеются синтезатор голоса и специальная клавиатура, закрепленная поверх дисплея КПК. Благодаря этому им можно пользоваться без применения стилуса.

Группа японских ученых из Takao Someya Group, занимающихся исследованиями и разработкой органических полупроводников, создали гибкий дисплей для отображения шрифта Брайля [21]. Подобное устройство предлагается использовать в кредитных картах и для создания электронных книг. Кроме того, в перспективе новинка открывает широкие возможности для встраивания дисплеев для слепых в разнообразную бытовую технику и электронные устройства, будь то мобильный телефон или портативный MP3-плеер.

Национальный институт стандартов и технологии США объявил о проведении испытаний прототипа устройства под названием «тактильный графический дисплей». С его помощью слепые люди могут использовать чувство осязания, чтобы «рассмотреть» двумерные рисунки и изображения. Если шрифт Брайля дает возможность читать текст, то тактильный дисплей позволит знакомиться с рисунками. Изображения, передаваемые новым устройством, построены по тому же

принципу, что и шрифт Брайля. Машина использует матрицу, состоящую из тысяч игл, которые по команде компьютера могут приподниматься или опускаться на место, создавая изображения или текст. Пока у тактильного дисплея есть серьезные недостатки: чтобы передавать на него изображения, он должен быть подключен к обычному компьютеру.

По заказу NASA в Калифорнийском технологическом институте (Caltech) разработан прототип дисплея для слепых [22]. Разработчик этой модели Иосеф Бар-Коэн (Yoseph Bar-Cohen) сообщил, что идея родилась как побочное направление в работе над использованием электроактивных полимеров в робототехнических системах. Дисплей позволит слепым получать графическую и текстовую информацию в привычном для них тактильном виде, т.е. в форме рельефных рисунков и букв в виде шрифта Брайля (сочетания нескольких выпуклых точек). Это достигается за счет специальной конструкции дисплея, который представляет собой набор большого числа микроскопических конусов из электроактивных полимеров, способных сокращаться в размере до 30% под действием электрического поля. Высотой конусов управляет компьютер при помощи сетчатой системы электродов, расположенной под поверхностью дисплея. Разрешение такого «экрана» можно регулировать путем задания количества пикселей, приходящихся на одну букву, цифру или иной графический символ.

В других вариантах дисплеев используется лист крошечных пластмассовых «весел-лопаток», которые сгибаются под напряжением. Он может подключаться к сотовому телефону или портативному компьютеру. Новый дисплей с успехом заменяет жидкокристаллический экран обычного PDA, и его можно сворачивать как обычную газету.

Другие динамические дисплеи для слепых используют множество игл, которые поднимаются при стимуляции с помощью пьезоэлектрического привода. Но даже самая «крошечная» версия динамического дисплея имеет размер телефонной книги и весит приблизительно 500 г, главным образом из-за твердой стекловолоконной панели, на которой установлены приводы головок.

Один из специальных мониторов используется в центральной библиотеке города Осака. Он позволяет незрячим пользователям распознавать графические изображения и представляет собой стандартную 14-дюймовую жидкокристаллическую поверхность, снабженную более чем 3000 пластиковых рельефных точек диаметром 1,6 мм.

Электронное «чудо» было разработано совместно с японским Национальным управлением по исследованию космического простран-

ства, которое, помимо прочего, преследовало и собственную цель: облегчить работу своему слепому инженеру, который занимается слежением за спутниками на околоземной орбите.

Пальпация является стандартной скрининговой процедурой при подозрении на наличие опухолевого процесса в молочной, щитовидной и предстательной железах, печени. Патологическое изменение мягких тканей часто коррелирует с изменениями плотности, поэтому так важна роль получения тактильной информации с тканей [23].

Пальпация — неперенный элемент любого хирургического вмешательства. Существенным недостатком миниинвазивной хирургии является отсутствие возможности пальпации органов, получения тактильного ощущения [24]. Особенно остро это ощущается при выполнении сложных хирургических вмешательств, при которых необходимы существенные технические навыки [25]. Кроме того, при хирургических вмешательствах по поводу онкологических процессов тактильные ощущения хирурга играют важную роль в диагностике и стадировании процесса [26]. Так, при лапароскопической колэктомии отсутствие возможности провести пальпаторный анализ является существенным недостатком, который лишает хирурга возможности осуществить адекватное стадирование опухолевого процесса [27]. При наличии тактильных ощущений лапароскопическая колэктомия позволяет точно провести стадирование процесса, причем безопаснее и быстрее для пациента, и в дальнейшем определить прогноз для жизни [28].

Bholat и соавт. выявляли важность оценки тактильного ощущения в хирургии при сравнении пальпации, традиционных и лапароскопических инструментов [29]. Пальпация, безусловно, наиболее быстрый и точный метод оценки формы и консистенции по данным исследований сравнения пальпации и других визуализирующих техник, таких как интраоперационное УЗИ, КТ, МРТ. По данным J.A. Norton (1991), все опухоли в доступных областях поджелудочной железы могут быть определены путем пальпации, остальные обнаруживаются при проведении УЗИ [30]. Таким же образом может быть проведена интраоперационная диагностика опухолей печени или наличия метастазов в ней. При пальпации определяются до 83% опухолей и метастазов в печени [31, 32]. Между тем УЗИ-исследование остается самым чувствительным методом диагностики новообразований печени. Пальпация обладает низкой чувствительностью к малым и глубоко расположенным образованиям [23].

Следует также отметить, что недостаточное тактильное восприятие при отсутствии адекватной визуализации может стать причиной оши-

бок. Так, хирург может перерезать сосуд в толще жира [33]. Причина в том, что зачастую хирурги полагаются на тактильное чувство с кончиков пальцев для различения анатомических структур.

Существует несколько различных параметров для определения тактильной чувствительности: вибрация [34], силовой ответ [35], конфигурация предмета (при определении локализации опухолей) [36].

Одной из возможностей использования тактильного восприятия в лапароскопической хирургии является рука-ассистированная техника, требующая увеличения разреза [37]. При торакоскопических операциях по поводу периферического рака легкого имеется определенная сложность с точной локализацией опухоли, так как зачастую она располагается в глубине органа. На практике используется введение инструмента и скольжение по поверхности органа, пока не будет ощутимо изменение плотности подлежащей ткани. Между тем эта техника сложна и требует значительных затрат времени [16, 24].

Miller и соавт. (2007) предложили применение шупа с тактильным сенсором 12×3 фирмы Pressure Profile Systems, Inc. [38]. С помощью этого шупа упрощается поиск новообразований, данные по считыванию отправляются на экран.

Между тем в практической работе при лапароскопических процедурах сложно оценить консистенцию тканей только по изображению, необходима возможность тактильного восприятия. Способом передачи тактильного ощущения на руку в миниинвазивной хирургии является создание тактильного дисплея, позволяющего воспринимать рукой хирурга информацию с органов. На сегодняшний день актуальность его использования возрастает в связи с началом использования робот-ассистированной хирургии, без возможности тактильного контроля [39].

Существенна разница между информацией, замещающей ощущения, и данными, полученными во время операции. Так, слепые обучаются интерпретированию данных, полученных с дисплеев Брайля. Цель их создания — подача информация, не обязательно реалистичной тактильной. Существует два направления передачи информации: прямая чувственная замена и символическая [40]. При прямой ощущения совпадают с реальными, а при символической заменяются знаками, смысл которых может быть распознан после обучения.

Для хирургов информация не должна интерпретироваться, необходима возможность использования миниинвазивных методик без потери возможностей, имеющихся при открытых операциях. При применении системы данные должны соответствовать реальным, в таком случае хирург может доверять системе и сосредоточиться на операции. В связи

с этим не рекомендовано масштабирование полученных данных с датчиков либо изменение пространственного или силового воздействия [41]. R.H. Lamotte (2000) показал, что пассивное воздействие на кожу пальцев и активное ощупывание подушечками пальцев совершенно одинаково [42].

Существует несколько способов передачи тактильной информации на дисплей. Возможно отображение перемещения, растяжение сенсора или изменение сил, осуществляемого давления на сенсор [33]. Другой способ — использование растяжения кожи в латеральном направлении или электрическое воздействие для симуляции тактильного воздействия. При отображении формы предмета нет необходимости в представлении абсолютных размеров. Кинестетическое воздействие отвечает за «ДС»-сигналы.

Существуют много различных исследований на эту тему. Eltaib и Hewit описали имеющуюся технологию создания дисплеев до 2000 г. [43]. Тогдашние дисплеи были громоздки, дороги, неудобны в использовании, неаккуратны в представлении данных. G.J. Monkman (2003) описал технологии, доступные для коммерческого использования [44]. В дальнейшем Benali Khoudja и соавт. (2004) описали более современное положение дел [45]. Были приведены следующие результаты: дисплеи, основанные на электромагнетическом воздействии, широко используются, но громоздки. Конструкции с памятью формы (SMA) также широко применимы, но отличаются низкой производительностью. Следует отметить, что пьезоэлектрические дисплеи широко используются, несмотря на громоздкость конструкции [33].

Т. Yamamoto и соавт. (2009) предложили использование устройства в робот-ассистированной хирургии, что позволило бы определять плотность тканей и выводить ее в виде графического изображения на экран [46]. Оно применяется в операциях аортокоронарного шунтирования, при которых важно определить плотность артерий при создании шунтов. На рис. 2.15 (см. вклейку) показана цветная карта плотности, отображающая нахождение кальцинированного сосуда в сердечной мышце.

В 2008 г. Iwamoto и соавт. предложили применение бесконтактно-го тактильного дисплея, работа которого основана на ультразвуковой передаче [47] (рис. 2.16). На руку, попавшую в фокус голографического изображения, воздействует направленное звуковое излучение, и благодаря эффекту интерференции ученым удастся создавать тактильные ощущения. Однако возможности применения данного дисплея описаны только для слепых, по передаче заданной информации на руку.

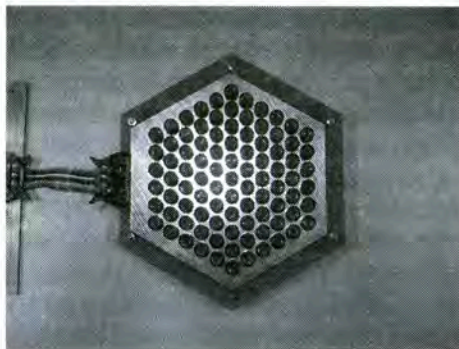


Рис. 2.16. Ультразвуковой бесконтактный дисплей

Тактильные дисплеи могут быть представлены в виде электроактивных полимеров — диэлектрического эластомера, позволяющего передавать тактильное ощущение на руку без дополнительных электромеханических конструкций (рис. 2.17, см. вклейку). Кроме того, Choi и соавт. предложили применение гибких тактильных дисплеев, надеваемых на руку. Преимуществами данного метода являются мягкость и гибкость конструкции, легкость и дешевизна производства [48]. Однако при надевании на руку требуется стерилизация. Нельзя не упомянуть о том, что для передачи данных необходим датчик для получения информации с эффективным контактом с дисплеем.

Между тем в многочисленных работах подчеркивается, что, несмотря на значительное внимание, уделяемое в работах по получению тактильных ощущений, в клинической практике широко ни один из предложенных способов не используется в связи с отсутствием соединения датчика и дисплея (рис. 2.18, см. вклейку), громоздкостью конструкций, дороговизной производства, возможности стерилизации для лапароскопической хирургии [26].

В робот-ассистированной хирургии предложено несколько вариантов устройств, позволяющих ощутить силовое и тактильное воздействие с тканей при хирургических вмешательствах. Однако не доказана возможность их применения в клинической практике. Нельзя не отметить значимость внедрения устройств в миниинвазивную хирургию, что позволит «осознать» и выводить полученную информацию на дисплей [49].

В литературе описано тактильное устройство обратного ответа на основе пьезоэлектрических чувствительных элементов и силиконового воздушно-шарового датчика. В ходе исследований было показано, что 6 элементов передачи тактильного чувства позволяют передавать

пространственное тактильное ощущение на пальцы. Устройство может быть использовано в робот-ассистированной, миниинвазивной хирургии; осуществляется передача не только силового, но и тактильных ощущений. Остается открытым вопрос о возможности динамического отображения данных, которые отсутствуют в этом устройстве [24, 50]. Ранее была показана возможность передачи тактильного ощущения на пальцы с помощью совокупности воздушно-шаровых датчиков в робот-ассистированной хирургии. Изменения данных датчика ощущаются пальцами более чем с 95% точностью [51, 52].

Е. Basafa и соавт. (2009) описали устройство-хаптик для лапароскопии, основанное на эластичных датчиках (Series Elastic Actuators — SEA) и механизме четырех степеней свободы (4 degrees-of-freedom — 4-DOF). Однако данных экспериментов в реальных условиях представлено не было [53].

По результатам исследований М. Mahvash (2008), при пальпации в робот-ассистированной хирургии большей точностью обладает прямое силовое воздействие в сравнении с дисплеями, отображающими силовое воздействие графически [54]. По мнению других авторов, дисплеи с графическим отображением данных могут быть более информативны для нахождения новообразований [38, 55, 56].

Большое внимание в литературе уделяется размерам и форме дисплеев; считается, что они должны повторять размеры сенсора, помещаемого на конце инструмента, при этом не изменяя его рабочие параметры [49]. Для таких дисплеев применяют сплавы с памятью формы [36], микромоторы [57], пневматические системы [33, 58]. Пневматические системы наиболее легкие, однако требуют устройств для подачи воздуха, а соответственно — дополнительного места.

Ни одна из разработанных систем не прошла клинических исследований для широкого внедрения в практику.

В лаборатории биоробототехники Гарварда было создано устройство для пальпации пораженных лимфатических узлов в миниинвазивной торакальной хирургии с целью их последующего удаления (идея создания показана на рис. 2.18, сам прибор на рис. 2.19, см. вклейку). Использование пальпирующего устройства позволяет сократить время поиска узлов в легочной ткани [59].

Прототип устройства был тестирован на животных (свиньях). В следующей разработке использовали систему, в которой на сенсор передавались движения пальцев, а полученные данные с тактильного датчика отображались на дисплее. Таким образом хирург мог получить сведения о плотности тканей. Между тем данных по использованию на человеке не опубликовано [59].

Также имеются данные по созданию тактильных дисплеев с использованием сервомоторов. Дисплей представляет собой массив стимуляторов, контактирующих с кожей пальца для достижения распределения сил на кончиках пальцев. С. Моу и R.S. Fearing (2000) показали, что оптимальный тактильный дисплей должен иметь приводы плотностью 1 мм^2 , с пазами до 2 мм и силой на каждый привод 1 Н (Ньютон), а также минимум 3 бита разрешающей способности по высоте и по крайней мере 50 Гц пропускной способности [60]. Ни один из предыдущих дисплеев не удовлетворяет данным критериям, однако эти параметры обусловили многие дизайнерские решения. Авторами показано, что тактильный дисплей на основе RC-серводвигателей может достичь высокой пропускной способности, обладает высокой плотностью приводов, вертикальным смещением и относительно низкой стоимостью и простотой конструкции [60]. Между тем, несмотря на описание возможности применения в медицине, экспериментальных данных не приведено.

В литературе описано несколько разнообразных видов дисплеев, но ни один из них полностью не удовлетворяют тем условиям, которые положены в основу создания дисплеев для лапароскопической хирургии. Описаны идеи разработки пальпирующих устройств с возможностью применения в хирургии, но об их клиническом использовании речи не идет [16].

Совсем недавно было объявлено о создании специального зажима с возможностью передачи ощущений на руку врача (рис. 2.20, см. вклейку). Клинических испытаний эта система еще не проходила [61].

В нашем случае обратное преобразование электронной информации в механический вид осуществляется блоком микродвигателей или соленоидов. Каждый из них не просто выдвигает штифт на высоту, соответствующую плотности неоднородных включений, но и передает на палец исследователя упругость осязаемого объекта. Работа двигателей управляется сигналами компьютера по параметрам, полученным от каждого тактильного датчика. Таким образом, работа каждого двигателя синхронизирована с данными, полученными с соответствующего датчика давления. Прибор может функционировать как в режиме реального времени, так и в записи. Зафиксированная информация представляется в усиленном либо ослабленном виде (подобно звуку магнитофона) и соотносится с визуальной картиной, полученной во время оперативного вмешательства. Это позволяет не только проанализировать полученные данные, но и продемонстрировать тактильные признаки объекта, провести обучение студентов или повысить квалификацию врачей.

Механическое осязание, включенное в инструментальный диагностический комплекс, позволяет исследователю получить более полное представление об изучаемом объекте. При этом задействуются иные области коры головного мозга исследователя, что дает врачу возможность принять более объективные тактические решения в условиях дефицита времени, обусловленного сроками проведения оперативного вмешательства или обезболивания.

В отличие от ультразвуковых или рентгенологических методов исследования, применяемых в ходе операции, инструментальная тактильная диагностика имитирует естественные человеческие чувства. Она естественно дополняет визуальную информацию, поступающую, например, с интраоперационной видеокамеры.

Литература

1. Садовничий В.А. «Механорецепторная диагностика и тактильная трансляция» и другие проекты по созданию инновационной медицинской техники, выполняемые в Московском университете // Межотраслевой научно-практический журнал «ИНТЕГРАЛ». — 2012. — №2 (64), спецвыпуск. — С. 4–10.
2. Козорезов Ю.Ю. Приборы, системы и изделия медицинского назначения: Дис. ... канд. тех. наук: 05.11.17 / МГУ имени М.В. Ломоносова, 2012. — С. 41–66.
3. Medical Tactile Imaging Pty Ltd // <http://www.medicaltactile.com>.
4. ARTANN Laboratories, Inc. (Artann) // <http://www.artannlabs.com/>.
5. Pressure Profile Systems, Inc. // <http://www.pressureprofile.com/>.
6. Palpometer Systems, Inc. // <http://www.palpometer.ca/>.
7. Tekscan, Inc. // <http://www.tekscan.com/>.
8. Fischer H., Trapp R. Tactile optical sensor for use in minimal invasive surgery // Stud. Health Technol. Inform. — 1996. — Vol. 29. — P. 623–629.
9. Morimoto A.K., Foral R.D., Kuhlman J.L. et al. Force sensor for laparoscopic Babcock // Stud. Health Technol. Inform. — 1997. — 39. — P. 354–361.
10. Ohtsuka T., Kohno T., Nakajima J. et al. Tactile sensor method for thoracoscopic detection of intrapulmonary nodules // Stud. Health Technol. Inform. — 1997. — Vol. 39. — P. 362–368.
11. Plinkert P.K., Baumann I., Flemming E. Tactile sensor for tissue differentiation in minimally invasive ENT surgery // Laryngorhinootologie. — 1997. — Vol. 76, N. 9. — P. 543–549.
12. Qasaimeh M.A., Sokhanvar S., Dargahi J., Kahrizi M. A micro-tactile sensor for in situ tissue characterization in minimally invasive surgery // Biomed. Microdevices. — 2008. — Vol. 10, N. 6. — P. 823–837.
13. Chami G., Ward J.W., Phillips R., Sherman K.P. Haptic feedback can provide an objective assessment of arthroscopic skills // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2008. — Vol. 466, N. 4. — P. 963–968.
14. Hamed A.M., Tse Z.T., Young I. et al. Applying tactile sensing with piezoelectric materials for minimally invasive surgery and magnetic-resonance-guided interventions // Proc. Inst. Mech.Eng. H. — 2009. — Vol. 223, N. 1. — P. 99–110.

15. *Ottermo M.V., Stavdahl O., Johansen T.A.* A remote palpation instrument for laparoscopic surgery: design and performance // *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.* — 2009. — Vol. 18, N. 5. — P. 259–272.
16. *Liu H., Puangmali P., Zbyszewski D.* et al. An indentation depth-force sensing wheeled probe for abnormality identification during minimally invasive surgery // *Proc. Inst. Mech.Eng. H.* — 2010. — Vol. 224, N. 6. — P. 751–763.
17. Bell Laboratories, Inc. // <http://www.belllabs.com/>.
18. MIT computer science and Artificial intelligence laboratory // <http://www.csail.mit.edu/>.
19. Freedom Scientific, Inc. // <http://www.freedomscientific.com/>.
20. Pulse Data International // <http://www.humanware.com/en-international/home>.
21. Takao Someya Group // <http://www.ntech.t.u-tokyo.ac.jp/index.en.htm>.
22. California institute of technology (Caltech) // <http://www.caltech.edu/>.
23. *Klein D., Freimuth H., Monkman G.J.* et al. Electrorheological tactel elements // *Mechatronics.* — 2005. — Vol. 15, N. 7. — P. 883–897.
24. *Goethals P., Leuven K.U.* Tactile feedback for robot assisted minimally invasive surgery: an overview // 14 July, 2008.
25. *Ruurda J.P., Broeders I.A.* Feasibility of robot-assisted laparoscopic cholecystectomy // *Proceedings of CARS.* — 2001. — P. 159–164.
26. *van der Meijden O.A., Schijven M.P.* The value of haptic feedback in conventional and robot-assisted minimal invasive surgery and virtual reality training: a current review // *Surg. Endosc.* — 2009. — Vol. 23, N. 6. — P. 1180–1190.
27. *Ota D.M.* Laparoscopic colectomy for cancer: a favorable opinion // *Ann. Surg. Oncol.* — 1995. — Vol. 2, N. 1. — P. 3–5.
28. *Bemelman W.A., Ringers J., Meijer D.W.* et al. Laparoscopic-assisted colectomy with the dexterity pneumo sleeve // *Dis. Colon. Rectum.* — 1996. — Vol. 39, N. 10 Suppl. — P. S59–61.
29. *Bholat O.S., Haluck R.S., Murray W.B.* et al. Tactile feedback is present during minimally invasive surgery // *J.Am. Coll. Surg.* — 1999. — Vol. 189, N. 4. — P. 349–355.
30. *Norton J.A., Shawker T.H., Doppman J.L.* et al. Localization and surgical treatment of occult insulinomas // *Ann. Surg.* — 1990. — Vol. 212, N. 5. — P. 615–620.
31. *Nies C., Leppek R., Sitter H.* et al. Prospective evaluation of different diagnostic techniques for the detection of liver metastases at the time of primary resection of colorectal carcinoma // *Eur.J. Surg.* — 1996. — Vol. 162, N. 10. — P. 811–816.
32. *Carter R., Hemingway D., Cooke T.G.* et al. A prospective study of six methods for detection of hepatic colorectal metastases // *Ann.R. Coll. Surg. Engl.* — 1996. — Vol. 78, N. 1. — P. 27–30.
33. *Moy G.* Bidigital teletaction system design and performance // PhD thesis. University of California. — 2002. — P. 58.
34. *Howe R.D., Kontarinis D.A.* High-frequency force information in teleoperated manipulation. — Springer-Verlag, 1994. — P. 343–352.
35. *Howe R.D., Kontarinis D.A.* Task performance with a dexterous teleoperated hand system // *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series. In Proc. Telemanipulator Technology.* — 1993. — Vol. 1883. — P. 199–207.
36. *Howe R.D., Peine W.J., Kontarinis D.A., Son J.* Remote palpation technology for surgical applications. — 1995. — Vol. 14. — P. 318–323.
37. *Shiu M.H.* A surgeon's look at the treatment of cancer // *Annals of The College of Surgeons Hong Kong.* — 2003. — Vol. 7, N. S2. — P. B7-B17.

38. *Miller A.P., Hammoud Z., Son J.S., Peine W.J.* Tactile imaging system for localizing lung nodules during video assisted thoroscopic surgery // IEEE International Conference on Robotics and Automation. — 2007. — P. 2996–3001.
39. *Liu H., Noonan D.P., Challacombe B.J.* et al. Rolling mechanical imaging for tissue abnormality localization during minimally invasive surgery // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 2010. — Vol. 57, N. 2. — P. 404–414.
40. *Kammermeier P., Buss M., Schmidt G.* A systems theoretical model for human perception in multimodal presence systems // IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. — 2001. — Vol. 6, N. 3. — P. 234–244.
41. *Schuenemann M., Widmann H.* Tactile actuators for tactile feedback systems // Proceedings of the 6th International Conference on New Actuators. — 1998. — P. 333–336.
42. *LaMotte R.H.* Softness discrimination with a tool // J. Neurophysiol. — 2000. — Vol. 83, N. 4. — P. 1777–1786.
43. *Eltaib M.E. H., Hewitt J.R.* Tactile sensing technology for minimal access surgery — a review // Mechatronics. — 2003. — Vol. 13, N. 10. — P. 1163–1177.
44. *Monkman G.J., Egersdorfer S., Meier A.* et al. Technologies for haptic displays in teleoperation // Industrial Robot. — 2003. — Vol. 30, N. 6. — P. 525–530.
45. *Benali Khoudja M., Hafez M., Alexandre J.M., Kheddar A.* Tactile interfaces: a state-of-the-art survey // 35th International Symposium on Robotics. — 2004. — P. 721–726.
46. *Yamamoto T., Vagvolgyi B., Balaji K.* et al. Tissue property estimation and graphical display for teleoperated robot-assisted surgery. — Kobe, Japan: IEEE Press, 2009. — P. 3117–3123.
47. *Iwamoto T., Tatezono M., Shinoda H.* Non-contact method for producing tactile sensation using airborne ultrasound. — Madrid, Spain: Springer-Verlag, 2008. — P. 504–513.
48. *Koo I.M., Jung K., Koo J.C.* et al. Development of soft-actuator-based wearable tactile display // Trans. Rob. — 2008. — Vol. 24, N. 3. — P. 549–558.
49. *Okamura A.M.* Haptic feedback in robot-assisted minimally invasive surgery // Curr. Opin. Urol. — 2009. — Vol. 19, N. 1. — P. 102–107.
50. *Grundfest W.S., Culjat M.O., King C.H.* et al. Development and testing of a tactile feedback system for robotic surgery // Stud. Health Technol. Inform. — 2009. — Vol. 142. — P. 103–108.
51. *King C.H., Culjat M.O., Franco M.L.* et al. Optimization of a pneumatic balloon tactile display for robot-assisted surgery based on human perception // IEEE Trans Biomed Eng. — 2008. — Vol. 55, N. 11. — P. 2593–2600.
52. *Franco M.L., King C.H., Culjat M.O.* et al. An integrated pneumatic tactile feedback actuator array for robotic surgery // Int.J. Med. Robot. — 2009. — Vol. 5, N. 1. — P. 13–19.
53. *Basafa E., Sheikholeslami M., Mirbagheri A.* et al. Design and implementation of series elastic actuators for a haptic laparoscopic device // Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. — 2009. — P. 6054–6057.
54. *Mahvash M., Gwilliam J., Agarwal R.* et al. Force-feedback surgical teleoperator: controller design and palpation experiments. — IEEE Computer Society, 2008. — P. 465–471.
55. *Hosseini M., Najarian S., Motaghinasab S., Dargahi J.* Detection of tumours using a computational tactile sensing approach // Int.J. Med. Robot. — 2006. — Vol. 2, N. 4. — P. 333–340.

56. *Dargahi J., Najarian S., Ramezanifard R.* Graphical display of tactile sensing data with application in minimally invasive surgery // Canadian Journal of Electrical and Computer Engineering. — 2007. — Vol. 32. — P. 151–155.
57. *Ottermo M.V., Stavdahl O., Johansen T.A.* Electromechanical design of a miniature tactile shape display for minimally invasive surgery. — IEEE Computer Society, 2005. — P. 561–562.
58. *Culjat M.O., King C.H., Franco M.L.* et al. Pneumatic balloon actuators for tactile feedback in robotic surgery // Industrial Robot. — 2008. — Vol. 35, N. 5.
59. Harvard School of Engineering and Applied Sciences // <http://biorobotics.harvard.edu/research.html>.
60. *Wagner C., Moy G., Fearing R.S.* A compliant tactile display for tele // Proceedings 2000 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Piscataway, NJ, USA. — 2000. — Vol. 4. — P. 3409–3415.
61. *Schostek S., Schurr M.O., Buess G.F.* Review on aspects of artificial tactile feedback in laparoscopic surgery // Med.Eng. Phys. — 2009. — Vol. 31, N. 8. — P. 887–898.