

# Глава 3

---

## Приборы тактильной диагностики

### 3.1. УСТРОЙСТВА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ТКАНИ

На рис. 3.1 показана измерительная схема эндоскопа, которая содержит  $N$  измерительных модулей, эндоскопы (2),  $N$  усилителей (11) сигналов измерительных модулей, сумматор (12) сигналов приложенных сил, элемент индикации (13) приложенных сил,  $N$  блоков контроля верхнего (14) предельного положения штока (7),  $N$  блоков контроля нижнего (15) предельного положения штока, источник опорного напряжения верхнего (16) предельного положения штока, источник опорного напряжения нижнего (17) предельного положения штока, элемент «ИЛИ» верхнего (18) предельного положения штока, элемент «ИЛИ» нижнего (19) предельного положения штока, элемент индикации верхнего (20) предельного положения штока, элемент индикации нижнего (21) предельного положения штока, компьютер (22).

В измерительной схеме проводники (10) датчиков (6; см. рис. 2.19) измерения расстояния  $N$  измерительных модулей (2) эндоскопа через  $N$  усилителей (11) сигналов измерительных модулей соединены с компьютером (22), выходы  $N$  усилителей сигналов соединены со входом сумматора (12) приложенных сил, выход которого присоединен ко входам элемента индикации (13) приложенных сил и компьютера. Кроме того, выходы  $N$  усилителей сигналов подсоединены

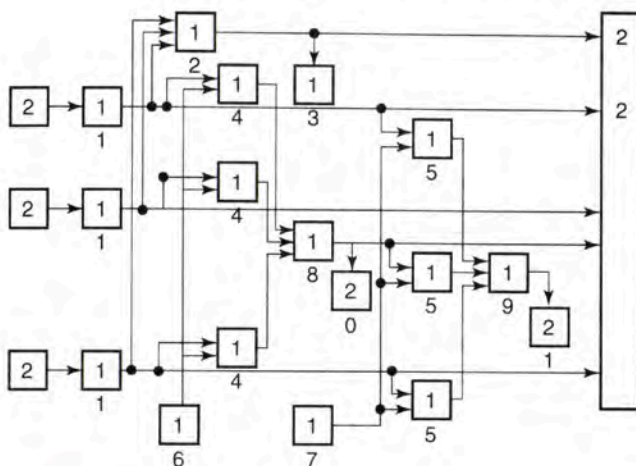


Рис. 3.1. Измерительная схема эндоскопа

к первым входам  $N$  блоков контроля верхнего (14) и  $N$  блоков контроля нижнего (15) предельного положения штока (7), ко вторым входам которых подсоединены источник опорного напряжения верхнего (16) и нижнего (17) предельного положения штока соответственно. Выходы  $N$  блоков контроля верхнего предельного положения штока подсоединены ко входам элемента «ИЛИ» верхнего (18) предельного положения штока, выходы  $N$  блоков контроля нижнего предельного положения штока подсоединены ко входам элемента «ИЛИ» нижнего (19) предельного положения штока, выходы элемента «ИЛИ» верхнего и нижнего предельного положения штока подсоединены к компьютеру и входам элемента индикации верхнего (20) и нижнего (21) предельного положения штока.

Устройство работает следующим образом. В процессе обследования  $N$  измерительных модулей эндоскопа, размещенных на пластине (1) наборного поля, через гибкую защитную оболочку (3) контактируют с исследуемым образцом. В случае неоднородности исследуемого образца пружины (8) измерительных модулей эндоскопа сжимаются на различные величины  $\Delta l$ , что фиксируется датчиком (6) измерения расстояния перемещения штока (7). В результате на проводниках (10) формируется напряжение, пропорциональное величине  $\Delta l$ . Это напряжение повышается усилителями (11) сигналов измерительных модулей с коэффициентами, пропорциональными значениям жесткости пружин. В результате на выходах усилителей формируются сигналы, пропорциональные силам  $F$  сжатия пружин:  $8 F = K \times \Delta l$ . Эти сигналы суммируются на сумматоре (12) сигналов приложенных сил; общая величина,



пропорциональная значению  $F$ , отображается элементом индикации (13) приложенных сил. В процессе исследования к эндоскопу должна прикладываться такая сила, при которой шток не должен достигать предельных положений. Индикация предельных положений штока обеспечивается посредством сравнения напряжений с усилителей сигналов измерительных модулей (2) с напряжениями от источников опорного напряжения верхнего (16) и нижнего (17) предельного положения штока на блоках контроля верхнего (14) и нижнего (15) предельных положений штока и отображением на элементах индикации верхнего (20) и нижнего (21) предельного положения штока.

Сигналы, пропорциональные силам сжатия пружин с усилителей сигналов измерительных модулей подаются на компьютер. Также на него с сумматора сигналов приложенных сил подается сигнал, пропорциональный сумме всех приложенных сил. Кроме того, на компьютер от элементов «ИЛИ» верхнего (18) и нижнего (19) предельных положений штока подаются сигналы о выходе хотя бы одного из штоков измерительных модулей в верхнее или нижнее крайние положения. На основе этих сигналов компьютер производит графическое и табличное отображение во времени всех поступающих величин.

Такое техническое решение позволяет снизить зависимость измеряемых величин от свойств материала и обеспечить оператора информацией для управления силой прижима чувствительных элементов к исследуемому образцу. Это облегчает обучение операторов и позволяет расширить информацию для последующего клинического использования.

Приборы тактильной диагностики оснащены сенсорными системами, которые имитируют осязательную функцию человеческого пальца и предназначены для расширения возможностей исследования ткани во время операции и срочного диагностического исследования удаленной ткани на предмет ее однородности и плотности.

Приборы тактильной диагностики можно подразделить на стационарные (лабораторные установки, применяемые для диагностического исследования удаленных образцов тканей) и эндоскопические с возможностью осуществления «пальпации» внутри полостей организма.

Типовая структура измерительных комплексов (рис. 3.2) была доработана и расширена.



Рис. 3.2. Типовая схема измерительной системы

На рис. 3.3 приведена разработанная структура системы управления экспериментального комплекса, созданного на начальных стадиях исследования. Вычислительным элементом нижнего уровня является контроллер на базе процессора Motorola, обеспечивающий связь с аппаратурой и вычислительным элементом верхнего уровня (персональным компьютером). К контроллеру посредством аналоговых входов подключаются потенциометр (Пт), датчик силы (F) и датчики давления (Р). К выходу широтно-импульсной модуляции подсоединяется двигатель постоянного тока (Дв). Для загрузки программы используется отладочный порт контроллера, взаимодействующий с портом персонального компьютера. Программа работы контроллера обеспечивает циклическое с периодом 0,1 с выполнение следующих операций: аналого-цифровое преобразование сигналов с потенциометра, силового датчика и датчиков давления; пересылка полученной информации на ПК; формирование управляющего сигнала на двигатель в соответствии с положением потенциометра.

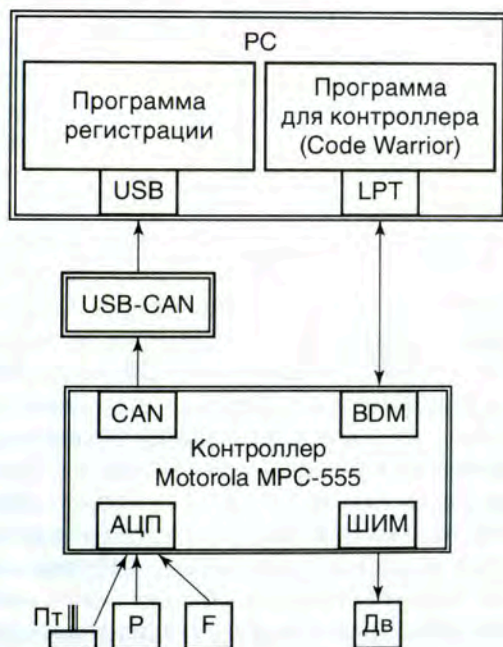


Рис. 3.3. Структура системы управления экспериментального комплекса

Программа, работающая на ПК, обеспечивает следующие функции: текущий вывод цифровой информации с датчиков для проверки



их функционирования и настройки; регистрация информации в течение 5 с (достаточно для исследования) и ее запись в файл; графическое представление записанной информации в виде развертки по времени сигналов со всех упомянутых датчиков.

Суть одного исследования состоит в том, что, задав режим записи, оператор с помощью потенциометра управляет действиями двигателя и соответственно перемещает тактильный датчик вниз, контролируя на мониторе значение создаваемой силы. По достижении желаемого значения силы осуществляется возврат механизма в исходное состояние. После представления записанной информации в виде графиков ее можно сохранить в файле.

В период, когда тактильный датчик находится в контакте с объектом исследования, вычисляется отношение среднего значения по всем датчикам давления к величине возникающей силы. Далее это отношение усредняется по времени. Данный критерий позволяет получить усредненную оценку плотности образца.

При соприкосновении эластичной мембраны с биологическим объектом происходит деформация и соответственно изменение объема воздушной камеры. Тактильная информация воспринимается мягкой мембраной, связанной с датчиком давления посредством воздушной магистрали. Датчик регистрирует изменение давления и преобразовывает данные в электрический сигнал низкого уровня. Для последующей обработки сигнал усиливается и передается на вход мультимплексора для передачи на блок аналого-цифрового преобразователя (АЦП). В качестве контроллера с АЦП используется серийный промышленный контроллер с CAN-интерфейсом. Контроллер подключается к вычислительному модулю посредством промышленной CAN-шины и адаптера USB-CAN. Таким образом, на вычислитель вносится уже оцифрованная информация о состоянии тактильных датчиков. Дальнейшие операции выполняются полностью на программном уровне вычислителя. Проводится проверка данных на корректность и наличие ошибок. Достоверные обрабатываются специализированными алгоритмами выделения полезного сигнала и уменьшения «паразитных» деформаций эластичной мембраны. Обработанный сигнал анализируется на предмет наличия «твердых вкраплений» и равномерно гладких участков. Для анализа также используется информация о положении тактильного прибора относительно вертикали, получаемая от акселерометрического датчика. Затем она визуализируется и представляется для зрительной оценки характера и состояния исследуемого биологического объекта.

Оператор способен с помощью данного программного обеспечения инициировать эксперимент по определению характера плотности исследуемого биологического объекта и производить регистрацию информации, поступающей с датчиков давления (рис. 3.4).

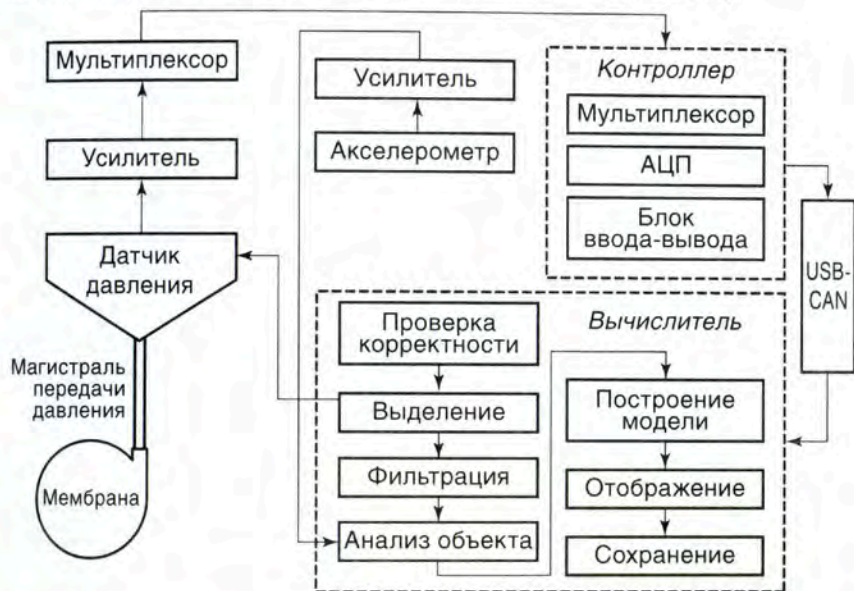


Рис. 3.4. Структурная схема прибора тактильной диагностики

Предложенная структура позволяет создать прибор, полностью удовлетворяющий требованиям поставленной задачи. На следующем этапе была разработана структура для беспроводного эндоскопического прибора (рис. 3.5). Проработка технических решений позволила перенести модуль АЦП и блок ввода-вывода непосредственно в один корпус с датчиком давления. Таким образом, мы получаем интегральный датчик давления, на выходе которого имеем уже цифровой стабилизированный сигнал последовательного интерфейса RS-232, передаваемый на вычислитель посредством пары беспроводных модулей. Обработка сигнала на вычислительном блоке аналогична проводному варианту тактильного прибора.

Данная структура позволяет перегруппировать модули прибора с целью минимизации габаритных размеров электронных плат, что особенно важно в задаче совершенствования приборов.



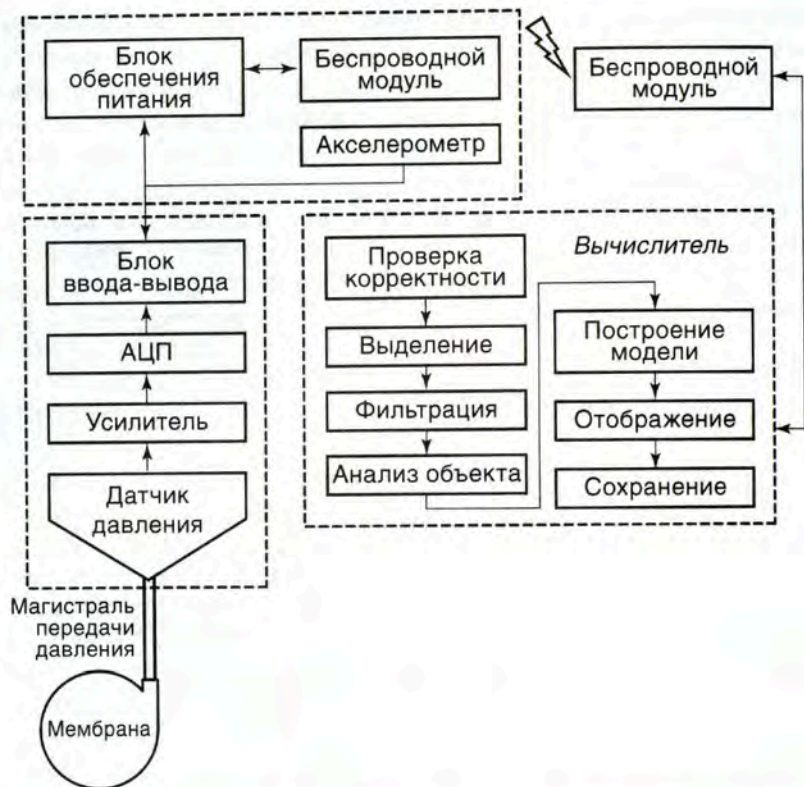


Рис. 3.5. Структурная схема беспроводного прибора тактильной диагностики

## 3.2. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ И ФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЕМБРАНЫ

Одной из основных проблем исследований с помощью приборов тактильной диагностики является количественная обработка экспериментальных данных математическими методами. Для этого необходимо построить модели, используя методы механики сплошной среды. Нужно знать физико-механические свойства биологических тканей, что непросто, поскольку биологические ткани являются реономным материалом со сложной структурой. Параметры, определяющие свойства биологических тканей, могут меняться в зависимости от влажности, температуры, давления, нагрузки и скорости нагружения. Причем каж-

дый тип биологической ткани имеет свою структуру и свои индивидуальные параметры.

В работе «Применение методов механики контактных взаимодействий при диагностике патологических состояний мягких биологических тканей», изданной в Московском государственном университете им. М.В. Ломоносова (авторы В.А. Садовничий, И.Г. Горячева и др.), приведен детальный анализ моделей сплошной среды, с помощью которых можно было бы исследовать биологические ткани. Также рассмотрен ряд задач теории упругости, с помощью которых можно попытаться обработать экспериментальные данные, полученные тактильным прибором.

- Модель идеально упругой среды:

$$\sigma_{ij} = \lambda \theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij},$$

где  $\lambda, \mu$  — параметры Ламе,  $\delta_{ij}$  — символ Кронекера;

- модель вязкоупругой среды (модель Максвелла, рис. 3.6):

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{1}{E} \frac{d\sigma}{dt} + \frac{1}{\eta} \sigma,$$

где  $E$  — модуль упругости,  $\eta$  — коэффициент вязкого трения демпфера.

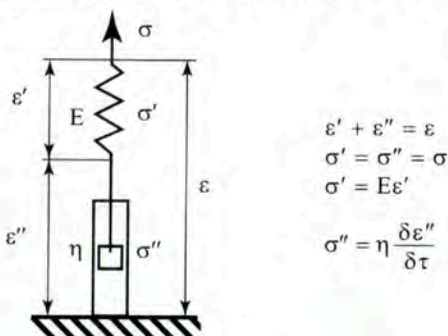


Рис. 3.6. Модель вязкоупругой среды (модель Максвелла)

Во всех предложенных моделях необходимо знать физико-механические константы биологических тканей, что весьма проблематично.

Рассмотрены классические задачи теории упругости: задача Герца (контакт двух упругих тел), задача о контакте штампа с двуслойным полупространством, плоская задача теории упругости и др.

Для всех этих задач есть решения, но их применимость к биологическим тканям остается под вопросом. В настоящей работе предлагается использование модели упругой среды Винклера.





Составим линейную алгебраическую систему:

$$\varepsilon = \frac{F_1}{k_1},$$

$$\varepsilon = \frac{F_2}{k_1} + \frac{F_2}{k_2},$$

После несложных преобразований найдем:

$$k_1 = \frac{F_1}{\varepsilon},$$

$$k_2 = \frac{F_1 F_2}{\varepsilon(F_1 - F_2)}.$$

Как легко видеть:

$$\sigma_B$$

$$\eta_n = \frac{40}{4,01} = 9,9.$$

$$\sigma_{ЭКВ}$$

$$b = \frac{F_2}{k_2}.$$

Подставив полученные выражения для  $k_1$  и  $k_2$ , определим:

$$a = \frac{F_2}{F_1} \varepsilon,$$

$$b = \left(1 - \frac{F_2}{F_1}\right) \varepsilon.$$

При таком подходе модель позволяет определить жесткость включений и приблизительную высоту включений в полупространстве.

При использовании 19 датчиков прибора построим 19 уравнений и уравнения для перемещений.

Исследование биологических тканей с помощью прибора тактильной диагностики по данной модели предполагает следующий алгоритм обработки экспериментов.

- Берем однородный упругий материал, по своим свойствам похожий на биологическую ткань, например вакуумную резину. Она бывает трех видов жесткости: мягкая, средняя и жесткая. Можно



- также взять пористый полиуретан или другой материал, характеристики которого известны.
- Проводим с прибором тактильной диагностики эксперимент. Создаем перемещение  $\varepsilon$  и получаем силовое поле  $F_i$ ,  $i = 1..19$  и видеообраз. Усредняем  $F_i$ , берем  $F_{\text{ср}}$ , рассчитываем жесткость и сравниваем с табличной жесткостью выбранного материала.
- Далее вносим в упругую полуплоскость различные включения — круглые, эллипсовидные, плоские, с известными жесткостями (рис. 3.9).

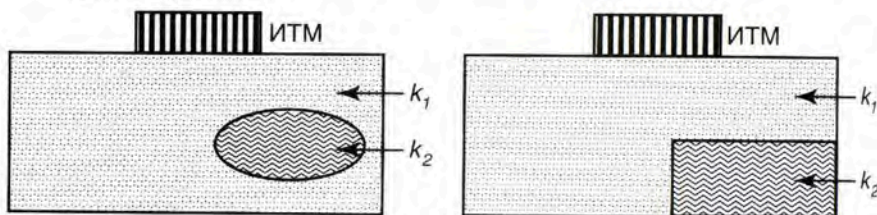


Рис. 3.9. Различные включения — круглые, эллипсовидные, плоские, с известными жесткостями

- Проводим эксперименты и по показаниям датчиков получаем силовые поля и видеообразы.
- Строим соответствующую систему уравнений, находим  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $a$ ,  $b$ , устанавливаем соответствие между теоретическими и экспериментальными данными и вводим коэффициент погрешности. Также получаем видеообразы.
- Аналогично проводим эксперименты с биологической тканью с включениями, подобными тестовым образцам. Проводим расчеты и находим жесткости  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $a$ ,  $b$  и глубину включений. Так же получаем видеообраз.
- Устанавливаем с помощью математических программ вероятностное взаимосоответствие полученных видеообразов.

Таким образом происходит «обучение» прибора для установления соответствия между искусственно созданными включениями и естественными. Чем больше модельных опытов, тем более достоверную диагностику предоставит тактильный прибор во время исследований биологических тканей.

Следует отметить, что в процессе работы с биологическими тканями возможны некоторые погрешности измерений. Их оценку можно провести путем сравнения результатов исследований биологических тканей, полученных с помощью тактильного прибора и математических методов, с результатами диагностики этих же тканей, полученными опытными врачами. Такой сравнительный анализ позволит, с одной

стороны, оценить достоверность приборной диагностики, с другой — получить исходную информацию для корректировки математической модели в случае необходимости.

Рассмотрим особенности деформаций эластичной мембраны на примере мембраны с воздушными полостями, деформация которых вызывает изменение давления в камере (рис. 3.10, 3.11).

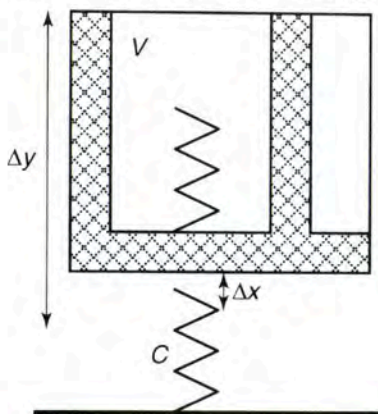


Рис. 3.10. Эластичная мембрана

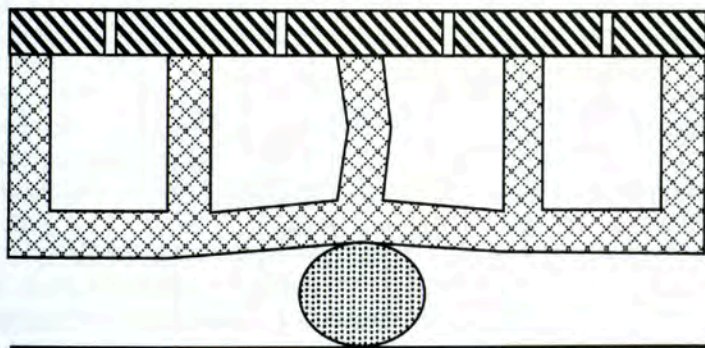


Рис. 3.11. Воздушная камера

При оценке упругих свойств исследуемой ткани процесс деформации мембраны считается изотермическим и используется закон Бойля–Мариотта:

$$pV = \text{const};$$

$$p_0 V_0 = p_1 V_1.$$

При малых изменениях  $\Delta p$ ,  $\Delta V$  имеем:



$$\Delta p = \frac{p_0}{V_0} \Delta V = \frac{p_0}{V_0} \sigma \Delta x,$$

где  $\Delta x$  — перемещение нижней стенки мембраны.

Согласно закону Гука:

$$F = \Delta x \cdot k = c (\Delta y - \Delta x),$$

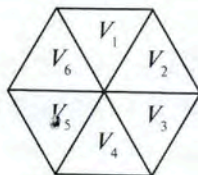
где  $\Delta y$  — абсолютное перемещение прибора относительно неподвижного основания,  $c$  — коэффициент жесткости исследуемого тела.

$$c = \frac{\Delta x \cdot k}{\Delta y - \Delta x} = \frac{k \sigma_1 \Delta p}{\Delta y - \sigma_1 \Delta p}, \text{ где } \sigma_1 = \frac{\Delta x}{\Delta p}.$$

Таким образом, зная значения абсолютного перемещения и изменение давления, мы можем численно оценить коэффициент жесткости.

Рассмотрим многокамерную мембрану (рис. 3.10). Поскольку ее стенки изготовлены из эластичного материала, при контакте с исследуемым телом имеют место взаимные влияния соседних камер. Проведен ряд лабораторных экспериментов, в результате которых определено, что наибольшее влияние оказывается именно на соседние камеры. Камеры, расположенные через одну, практически не воспринимают точечное усилие. Примем данное влияние как  $\mu$ , и рассмотрим модель мембраны из шести воздушных камер. Если пронумеровать камеры, то значение изменения давления в каждой из них можно записать в виде:

$$\begin{pmatrix} \Delta p_1 \\ . \\ . \\ . \\ . \\ \Delta p_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & \mu & 0 & 0 & 0 & \mu \\ \mu & 1 & \mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \mu & 1 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \mu & 1 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 1 & \mu \\ \mu & 0 & 0 & 0 & \mu & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \Delta x_1 \\ . \\ . \\ . \\ . \\ \Delta x_6 \end{pmatrix}$$



Обратив данную матрицу с допущением  $\mu^2 \dots \mu^n$  пренебрежимо малым, получим значение для вектора  $\Delta X$ :

$$\begin{pmatrix} \Delta x_1 \\ . \\ . \\ . \\ . \\ \Delta x_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -\mu & 0 & 0 & 0 & \mu \\ -\mu & 1 & -\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\mu & 1 & -\mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\mu & 1 & -\mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\mu & 1 & -\mu \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\mu & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \Delta p_1 \\ . \\ . \\ . \\ . \\ \Delta p_6 \end{pmatrix}$$

Таким образом, учитывая установленные выше допущения и приведенные выкладки, выделяем значение коэффициента жесткости исследуемого тела в каждой точке нашего датчика.

При применении данного метода в численной обработке результатов улучшается наглядность выделения границ крупных объектов и повышается качество отображения мелких объектов, размеры которых сравнимы с размерами воздушных камер эластичной мембраны. Результаты численного применения данного метода приведены на рис. 3.12 (см. вклейку). В левой части рисунка представлена цветовая схема тактильной информации, полученной при пальпации мягкой резиновой трубки. В правой части тот же результат, но после проведения алгоритма компенсации взаимного влияния камер.

Макеты тактильных приборов подробно описаны в разделе 4.1.

Экспериментальная апробация отдельных элементов тактильного телехирургического комплекса показала, что при изучении объектов верхних отделов желудочно-кишечного тракта и в результате проведенных математических расчетов оценки результатов экспериментов выделяются следующие особенности:

- камеры мультикамерного датчика должны иметь одинаковые размеры;
- межкамерные разделительные пластины должны иметь одинаковую толщину во всех точках;
- материал должен быть максимально эластичным;
- мультикамерный датчик должен быть удобным в изготовлении и максимально дешевым (одноразовым).

### 3.3. СОЗДАНИЕ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ ТАКТИЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ

Внешний вид эндоскопического тактильного прибора представлен на рис. 3.13–3.16 (см. вклейку). В рамках работы по созданию эндо-



скопических приборов тактильной диагностики были предложены различные варианты реализации конструкции. Прибор непрерывно совершенствовался, велась модернизация основных и вспомогательных узлов для удобства обслуживания и технологичности изготовления.

Технологии, применяемые при изготовлении тактильных приборов, так же разнообразны, как и применяемое оборудование. При изготовлении деталей и узлов применяются как традиционные методы (токарный, фрезерный), так и современные варианты электроэрозионной обработки, а также механообработка с использованием станков с ЧПУ и 3D-печати. Корпус эндоскопического тактильного прибора изготовлен из нержавеющей стали. Выбор технологии и соответственно оборудования во многом зависит от конструкционного материала.

Все материалы, используемые в конструкции приборов и имеющие непосредственный контакт с биологической тканью, разрешены к применению в медицине:

- мембраны чувствительного элемента выполнены из невулканизированной резиновой смеси ИРП-1265 и ИРП-1338 ТУ 38 0051166–98;
- внутренние силовые и крепежные конструкции выполнены из нержавеющей стали 12Х18Н10Т различных номенклатур по ГОСТ 5949–75.

Все остальные детали, не имеющие контакта с живой тканью, выполнены из легких алюминиевых сплавов типа Д16Т (пруток по ГОСТ 21488–97, лист по ГОСТ 21631–76).

Также в конструкции используется латунь ЛС59–1 (ГОСТ 2060–2006), стеклотекстолит СФ-1–50–1,5 1с ГОСТ 10326–78.

При проектировании конструкции изначально большое внимание уделяется технологичности последующего изготовления изделия.

Конструкция тактильных приборов изначально и в процессе доработки была продумана с учетом технологичности изготовления. Так, многие сложные детали разбиты на сборочные единицы, что в значительной степени облегчает процесс механической обработки. Сборочные единицы и детали эндоскопического тактильного прибора представлены на рис. 3.9. Технологии изготовления многих деталей в большей степени являются типовыми и не требуют дополнительной проработки.

Создан и испытан макет мультикамерного датчика с камерами треугольной формы (рис. 3.17, см. вклейку), технология изготовления которого достаточно проста. Положительные результаты испытаний этого датчика позволили перейти к проработке других вариантов (рис. 3.18, а–г, см. вклейку), которые более сложны в изготовлении, но эффективнее для анализа характеристик тканей. Они имеют выпуклости

над каждой камерой и различаются компоновкой ячеек и толщиной мембраны. При выборе материалов для изготовления мембран учитывалось требование о взаимодействии разрабатываемой конструкции с биологической тканью. Поэтому все чувствительные элементы должны быть выполнены из материалов, разрешенных к применению в медицине. С этой целью были выбраны невулканизированные резиновые смеси ИРП-1338 (для мембран  $\varnothing$  20 мм) и ИРП-1265 (более мягкая для мембран  $\varnothing$  5 и 10 мм).

Для изготовления мультикамерного датчика необходима специальная оснастка с применением особой обработки поверхности, которая позволяет нетравматично снять изделие с пресс-формы. Для этого были изготовлены различные варианты пресс-форм и отлиты образцы эластичных мембран, представленные на рис. 3.19 (см. вклейку).

Силовым элементом тензоопоры механорецептора является мембрана СМР3.02.211. Она рассчитана на рабочий диапазон усилий как конструкция, состоящая из двух кольцевых пластин, которые соединены между собой тремя ребрами.

Задачей расчета является:

- определение напряженно-деформированного состояния мембраны при рабочей нагрузке от 0 до 2 кгс (от 0 до 19,6 Н);
- определение прочностных характеристик мембраны при максимальной нагрузке 3 кгс (29,4 Н).

Расчетная модель, построенная из 30 522 объемных элементов и 7347 узлов, представлена на рис. 3.20 (см. вклейку).

Нагрузка — осевая сила  $Q$  приложена к центральной пластине. Перемещения мембраны в зоне опоры на четыре стойки отсутствуют.

Данные для расчета:

- $Q = 0-2$  кгс (0–19,6 Н) — рабочая нагрузка, действующая на мембрану;
- $Q_{\max} = 3$  кгс (29,4 Н) — максимальная нагрузка на мембрану;
- материал детали — сплав алюминиевый Д16Т;
- $\sigma_n = 40$  кгс/мм<sup>2</sup> (392,3 МПа) — минимальный предел прочности материала;
- $\sigma_T = 26$  кгс/мм<sup>2</sup> (255 МПа) — минимальный предел текучести материала;
- $d_n = 12+0,18$  мм — внутренний диаметр центральной кольцевой пластины;
- $d_n = 16-0,18$  мм — наружный диаметр центральной кольцевой пластины;
- $D_n = 68+0,3$  мм — внутренний диаметр наружной пластины;



- $D_n = 84-0,35$  мм — внешний диаметр наружной пластины;
- $h = 4,82$  мм — минимальная высота центральной и наружной пластин;
- $\delta = 2,36$  мм — минимальная толщина ребра;
- $b = 4,5$  мм — минимальная ширина ребра.

Упругий расчет мембраны проведен методом конечных элементов с использованием программы ANSYS. Ввиду симметрии конструкции расчет проведен для половины детали.

В результате расчета получены прогибы, эквивалентные напряжения и относительной деформации мембраны при различных величинах рабочей нагрузки. Распределение эквивалентных напряжений при осевой силе  $Q = 2$  кгс приведено на рис. 3.21 (см. вклейку), распределение прогибов и относительной деформации — на рис. 3.22 и 3.23 (см. вклейку) соответственно.

Максимальные эквивалентные напряжения в мембране, а также величины относительных деформаций наружных волокон ребер в местах расположения тензодатчиков (сечение на расстоянии  $L_1 = 11$  мм и  $L_2 = 17$  мм от оси детали) при различных значениях рабочей нагрузки приведены в табл. 3.1.

**Таблица 3.1.** Максимальные эквивалентные напряжения в мембране и величины относительных деформаций наружных волокон ребер в местах расположения тензодатчиков при различных значениях рабочей нагрузки

№ п/п	Сила $Q$ , кгс (Н)	Напряжения $\sigma_{\max}$ , кгс/мм <sup>2</sup> (МПа)	Деформация $\varepsilon \times 10^4$	
			$L_1$	$L_2$
1	0,2 (1,96)	0,27 (2,65)	0,212	0,0614
2	0,4 (3,92)	0,54 (5,3)	0,4241	0,1228
3	0,6 (5,88)	0,8 (7,85)	0,6362	0,1842
4	0,8 (7,85)	1,07 (10,49)	0,8482	0,2456
5	1 (9,81)	1,34 (13,14)	1,06	0,3069
6	1,2 (11,77)	1,6 (15,69)	1,272	0,3684
7	1,4 (13,73)	1,87 (18,34)	1,484	0,4298
8	1,6 (15,69)	2,14 (20,99)	1,697	0,4912
9	1,8 (17,65)	2,41 (23,63)	1,809	0,5526
10	2 (19,61)	2,67 (26,18)	2,12	0,614

Распределение эквивалентных напряжений при действии максимальной нагрузки  $Q_{\max} = 3$  кгс приведено на рис. 3.24 (см. вклейку).

Проведенные прочностные расчеты показали, что прочность мембраны обеспечена. Максимальные напряжения возникают в зоне со-



пряжения ребра мембраны с наружной кольцевой пластиной и равны  $\sigma_{\text{экв}} = 4,01 \text{ кгс/мм}^2$ .

Запас прочности равен:

$$\sigma_{\text{в}} \\ \eta_{\text{в}} = \frac{40}{4,01} = 9,9.$$

$\sigma_{\text{экв}}$

Запас по пределу текучести:

$$\sigma_{\text{т}} \\ \eta_{\text{т}} = \frac{26}{4,01} = 6,5.$$

$\sigma_{\text{экв}}$

На данном этапе были выбраны варианты построения электрических принципиальных схем, сборки и отладки основных электронных модулей прибора. Разработанный электронный блок предназначался для встраивания в корпус тактильного прибора.

В составе негабаритного макета в качестве устройства для регистрации деформаций мембраны были использованы датчики давления газа 24PC05SMT, производимые фирмой Honeywell, США, (рис. 3.25, см. вклейку). Матрица, включающая 30 датчиков, выполнена на печатных платах. Базовая плата предназначена для установки шести линейных плат, а также разъемов для соединения с платой мультиплексора.

Датчики 24PC05SMT располагаются группами по 5 штук на каждой линейной плате. Общее количество линейных плат составляет 6 штук. Таким образом, сформирована матрица 5×6 датчиков (рис. 3.26, см. вклейку).

Датчики 24PC05SMT имеют два входных штуцера, поскольку эти приборы предназначены для измерения относительного (дифференциального) давления.

Согласно данным изготовителя, чувствительность датчиков этого типа составляет 0,147 мВ/В/кПа. При напряжении питания 2,5 В и давлении 1 Па выходной сигнал будет составлять:

$$0,147 \text{ мВ/В/кПа} \times 2,5 \text{ В} \times 0,001 \text{ кПа} = 0,00037 \text{ мВ} = 0,37 \text{ мкВ}.$$

После усиления в 50 раз, которое производится микросхемой INA156, сигнал составит:

$$0,37 \text{ мкВ} \times 50 = 18,5 \text{ мкВ}.$$

С другой стороны, 16-разрядный АЦП с дифференциальным двупольным входом при опорном напряжении 2,5 В имеет цену младшего разряда:

$$2,5 \text{ В} / 215 = 2\,500\,000 \text{ мкВ} / 32\,768 = 76 \text{ мкВ}.$$

Таким образом, цена младшего разряда может быть определена величиной:

$$76 \text{ мкВ} / 18,5 \text{ мкВ} = 4,1 \text{ Па} / \text{емр}.$$

Такое значение удовлетворяет требованиям.

В рамках исследования негабаритного макета был поставлен эксперимент по определению фактического значения данного параметра. Оно составило 1 Па / емр, что лучше, чем расчетное.

В составе негабаритного макета были использованы приборы ADG731BCA, производимые фирмой Analog Devices (США). Печатная плата содержит две таких микросхемы (рис. 3.27, см. вклейку).

Мультиплексор выполнен в виде отдельной печатной платы, являющейся переходным звеном между платой датчиков и платой АЦП.

В составе негабаритного макета были использованы микросхемы ADA4941-1YCPZ, ADA4841-2YRMZ, производимые фирмой Analog Devices, и INA156EA (Texas Instruments, США). Буферный усилитель входит в состав основной платы негабаритного макетного образца, условно названной «платой АЦП» (рис. 3.28, см. вклейку).

Лабораторные исследования показали, что микросхемы ADA4941-1YCPZ, ADA4841-2YRMZ имеют высокое быстродействие, значительно превышающее требования поставленной задачи. С другой стороны, требуемое усиление полезного сигнала не может быть достигнуто без применения внешних навесных элементов, наличие которых увеличивает габаритные размеры разрабатываемого изделия.

Микросхема инструментального усилителя INA156EA способна обеспечить требуемое быстродействие при коэффициенте усиления 10–50. Выбор коэффициента усиления проводится при помощи одного внешнего резистора:

$$\begin{aligned} K_y &= 10 \text{ при } R_{\text{gain}} = \infty; \\ K_y &= 50 \text{ при } R_{\text{gain}} = 0 \text{ Ом}; \\ K_y &= 10 \dots 50 \text{ при } 0 \text{ Ом} < R_{\text{gain}} < \infty. \end{aligned}$$

Эта особенность порождает возможность маневрирования усилением, которая может возникнуть на последующих этапах работы, например когда расчетный и фактический коэффициенты преобразования матрицы МИПД-19 будут в значительной степени различаться.



На данном этапе был сделан выбор в пользу INA156EA, который и будет применен в опытном образце изделия.

В составе негабаритного макета в качестве аналого-цифрового преобразователя (АЦП) было предусмотрено использование приборов MSP430F169IRTD, ADS8320EB, производимых фирмой Texas Instruments, и AD7690BCPZRL (Analog Devices).

Лабораторные исследования показали, что оптимальным вариантом является 16-разрядный АЦП ADS8320EB. По сравнению с ним MSP430F169IRTD имеет больший уровень шумов (АЦП, интегрированные в состав микроконтроллеров, изначально не могут конкурировать с отдельными микросхемами АЦП. Это обусловлено тем, что технологии создания прецизионных АЦП и микроконтроллеров имеют в своем составе операции, ухудшающие характеристики альтернативного устройства. Так, например, Analog Devices создает более качественные АЦП, а Texas Instruments — более мощные цифровые ядра микроконтроллеров). Кроме того, 12 разрядов недостаточно для поставленной задачи. AD7690BCPZRL имеет 18 разрядов, что чрезмерно превышает необходимые требования. Эта микросхема характеризуется большими габаритными размерами, а цифровой интерфейс AD7690BCPZRL имеет на одну линию больше, чем ADS8320EB, что усложняет алгоритм работы.

В составе негабаритного макета было предусмотрено использование микроконтроллера MSP430F169IRTD, производимого фирмой Texas Instruments. Наличие этого элемента было в первую очередь связано с необходимостью передачи данных на персональный компьютер. Опытный же образец может не иметь интерфейса RS-232, но должен предусматривать возможность передавать данные на микроконтроллер верхнего уровня. Для этой цели, учитывая незначительные расстояния линий связи, целесообразно использовать интерфейс SPI, в пользу которого и был сделан выбор при изготовлении опытного образца.

В составе негабаритного макета было предусмотрено использование двух видов источников опорного напряжения (ИОН):

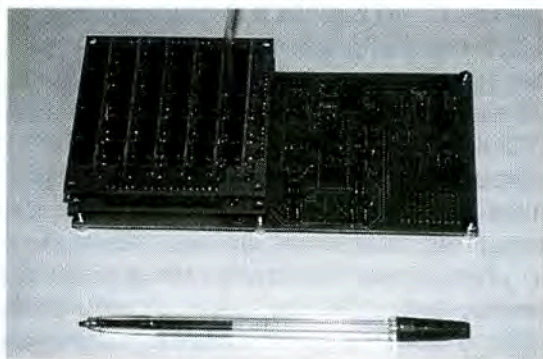
- встроенный в микроконтроллер MSP430F169IRTD с усилителем мощности ADA4850-1YCPZ;
- отдельная микросхема ADR431ARM.

По результатам испытаний было выявлено, что оба варианта обеспечивают заданные характеристики. Кроме того, был исследован вариант, при котором источник опорного напряжения отсутствует, а матрица датчиков питается общим напряжением +5 В. Этот вариант также удовлетворяет поставленным требованиям, а отсутствие источника опорного напряжения помогает сэкономить место на печатной плате.



Для дальнейшей разработки опытного образца был выбран третий вариант, при котором источник опорного напряжения отсутствует.

Таким образом, в рамках проекта разработан, изготовлен и испытан негабаритный макет изделия (рис. 3.29).



**Рис. 3.29.** Негабаритный макетный образец, внешний вид

Согласно требованиям к эндоскопической медицинской технике был спроектирован эндоскопический тактильный прибор (рис. 3.30). Он состоит из корпуса, в котором находятся блок электроники, зонда, включающего трубку зонда и мембрану. Для удобства работы имеется ручка, в которой проходит коммутационный кабель с разъемом для подключения к вычислительному блоку.

Трубка зонда в сборе (тактильный датчик) представлена на рис. 3.31. Корпус чувствительного элемента состоит из трубки с кольцом. Чувствительный элемент тактильного датчика выполнен из резиновой мембраны (2), в которой имеются 19 полостей (для датчика диаметром 20 мм), заканчивающихся сферическими выступами. Мембрана приклеена к латунной шайбе (3). В нее впаяны 19 переходников (4), которые с одной стороны входят в цилиндрические полости мембраны, а с другой через пластиковые трубки (6) соединяются с медными трубками (5) и с миниатюрными датчиками давления. Все соединения тактильного датчика герметичны (рис. 3.32, см. вклейку).

При контакте сферических выступов мембраны с исследуемой биологической тканью в полостях создается определенное пневматическое давление, зависящее от структуры объекта исследования. Если биологическая ткань содержит твердое включение (даже незначительный участок с измененной плотностью), то при деформации объекта в полостях, контактирующих с этим «включением», возникает большее изменение давления, чем в остальных полостях.

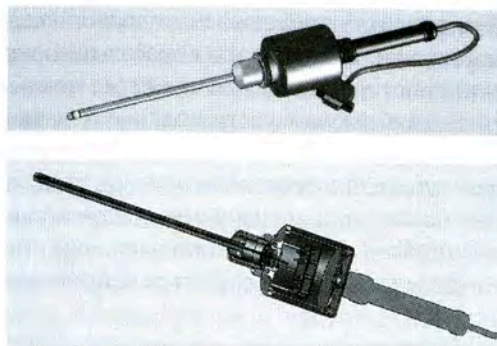
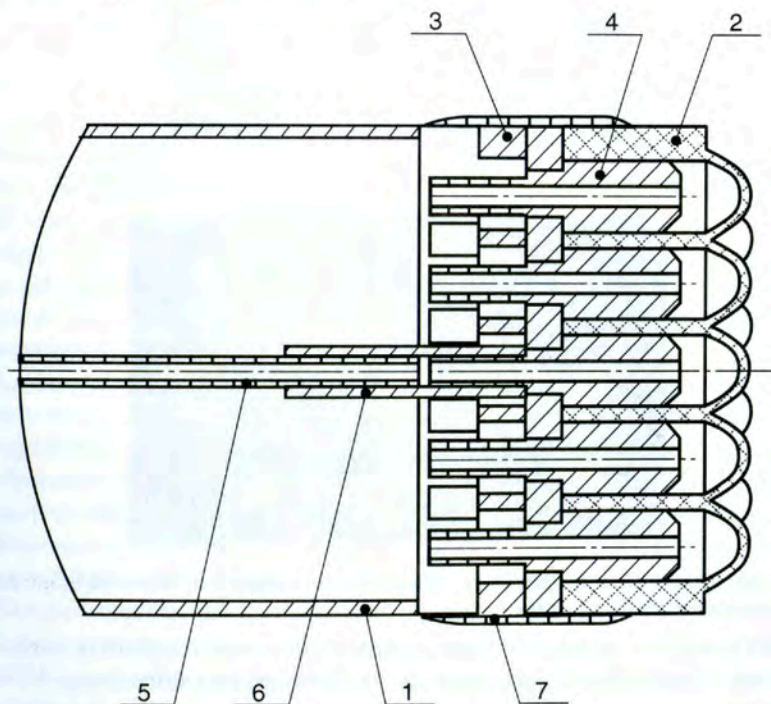


Рис. 3.30. Прибор тактильный эндоскопический



- |                    |                        |            |
|--------------------|------------------------|------------|
| 1 — трубка         | 4 — переходник         | 7 — кольцо |
| 2 — мембрана       | 5 — трубка медная      |            |
| 3 — шайба латунная | 6 — трубка пластиковая |            |

Рис. 3.31. Тактильный датчик прибора



На рис. 3.33 (см. вклейку) представлен эндоскопический тактильный прибор со снятым кожухом, видны платы обрабатывающего электронного блока. Изменения пневматического давления через медные трубки (5), см. рис. 3.30, регистрируются высокочувствительными датчиками давления. Аналоговые сигналы, снимаемые с датчиков давления и тензометрического датчика, преобразуются с помощью контроллера в цифровой код и передаются на ПК, работающий во взаимодействии с прибором.

Полностью собранные и готовые к использованию тактильные эндоскопические приборы в различных вариантах исполнения представлены на рис. 3.34, 3.35.

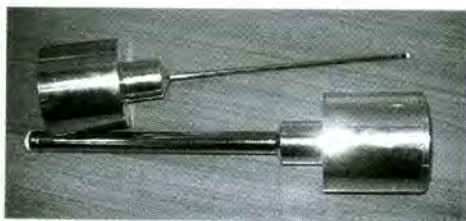


Рис. 3.34. Эндоскопические тактильные приборы различного диаметра

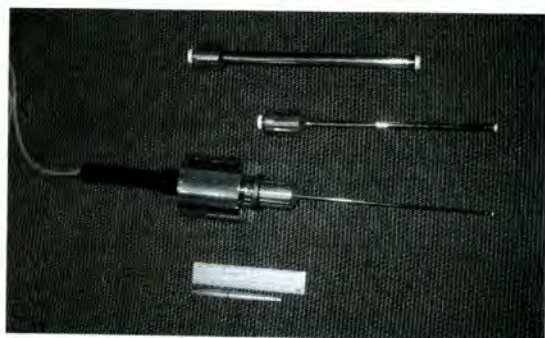


Рис. 3.35. Внешний вид приборов с диаметром зондов 5 и 20 мм на этапе изготовления макетных образцов

Опытная эксплуатация созданного тактильного эндоскопического прибора и проведенные эксперименты выявили ряд замечаний.

- Массивный корпус электронного блока неудобен в эксплуатации.
- Наличие провода в принципе затрудняет использование эндоскопического прибора в операционной.

Поэтому необходима доработка прибора для улучшения его потребительских качеств. Потребовалась разработка нового блока датчиков и обрабатывающей электроники.



Результаты, полученные при разработке негабаритного макета тактильного прибора, были использованы при проектировании принципиально нового датчика. Он имеет высокую чувствительность, а также пространственное разрешение, соответствующие восприимчивости пальцев человека, которое составляет 2–5 мм. Такие требования могут быть удовлетворены при использовании в процессе разработки и производства тактильных датчиков микроэлектронной твердотельной технологии, обладающей широкими возможностями миниатюризации. Для выполнения данной задачи было принято решение обратиться в ведущую организацию по разработке и производству микроэлектроники в России ФГБУ НПК «Технологический центр» МИЭТ [2]. Разработаны различные варианты тактильных датчиков с осуществлением конструкторской проработки.

Новые технологии в области микроэлектроники и микромеханики в последнее десятилетие существенно расширили возможности создания микроминиатюрных систем. Интеграция микромеханических и электронных компонентов, осуществляемая за счет единого технологического процесса, позволяет получать сверхминиатюрные датчики с высокими эксплуатационными показателями при умеренной стоимости.

В ходе работы были проведены экспериментальные исследования по созданию тактильных датчиков на основе микроэлектромеханических (МЭМС) структур. При этом применялось два подхода: создание матрицы на основе одноканальных датчиков и разработка монолитной интегральной матрицы датчиков давления.

Ключевыми базовыми технологическими процессами создания монолитной интегральной матрицы являются циклы объемной микрообработки кремния для создания интегральных преобразователей мембранного и балочного типа, а также циклы поверхностной микромеханики, позволяющие не только существенно снизить площадь чувствительного элемента датчика давления (до 2 мм<sup>2</sup>), но и сформировать на кремниевом чипе двумерную матрицу чувствительных элементов.

Каждый чувствительный элемент представляет собой тензорезистивный мост, имеющий два вывода для подачи питания, которые объединены для всех элементов матрицы. Два вывода моста предназначены для снятия выходного дифференциального сигнала.

В настоящем разделе рассматриваются вопросы, касающиеся создания одноканальных преобразователей давления, модулей тензометрических преобразователей давления на основе одноканальных преобразователей и модуля тензометрических преобразователей давления на основе интегральной матрицы.

В части интегральных матриц была проведена опытно-конструкторская работа, в результате которой изготовлены опытные образцы. По результатам эксплуатации опытной партии были выявлены существенные недостатки, работа над которыми выполнена с проведением дополнительных проработок в части схемотехнических решений, конструкции и технологии изготовления.

Преобразование механической деформации мембраны, возникающей под действием измеряемого давления, в электрический сигнал, возникает вследствие действия тензорезистивного эффекта в полупроводнике.

Интегральные резисторы (тензорезисторы), электрическое сопротивление которых зависит от величины деформации, в количестве 4 штук, должны быть расположены таким образом, чтобы одна пара располагалась в такой области мембраны, где происходит максимальное расширение, а вторая пара — в области максимального сжатия (рис. 3.36).

Четыре тензорезистора должны быть включены по мостовой схеме, образуя тензомост. Одна из его диагоналей подключается к источнику питания. Напряжение на второй диагонали (выходное) пропорционально приложенному давлению.

В ходе выполнения работы была создана конструкторская документация одноканального преобразователя давления ИПД-7, а также изготовлена опытная партия изделий, имеющих характеристики, которые удовлетворяют требованиям (табл. 3.2).

В ходе выполнения работы был создан модуль тензометрических преобразователей «Зонд-30М», выполненный на дискретных датчиках типа ИПД-7. Гибридный тактильный датчик представляет собой сборку из 30 бескорпусных дискретных датчиков давления (табл. 3.3).

В дальнейшем был разработан модуль тензометрических преобразователей «Зонд-20», выполненный на интегральной матрице типа МИПД-19 (рис. 3.37, 3.38, см. вклейку).

В беспроводной версии тактильного эндоскопического прибора решено использовать разработанный модуль МПДМ-19.

Ключевыми базовыми технологическими процессами создания блока восприятия характеристик биологической ткани являются циклы объемной микрообработки кремния для создания интегральных преобразователей мембранного и балочного типа, а также циклы поверхностной микромеханики, позволяющие не только существенно снизить площадь чувствительного элемента датчика давления (до 1 мм<sup>2</sup>), но и сформировать на кремниевом чипе двумерную матрицу чувствительных элементов [3].



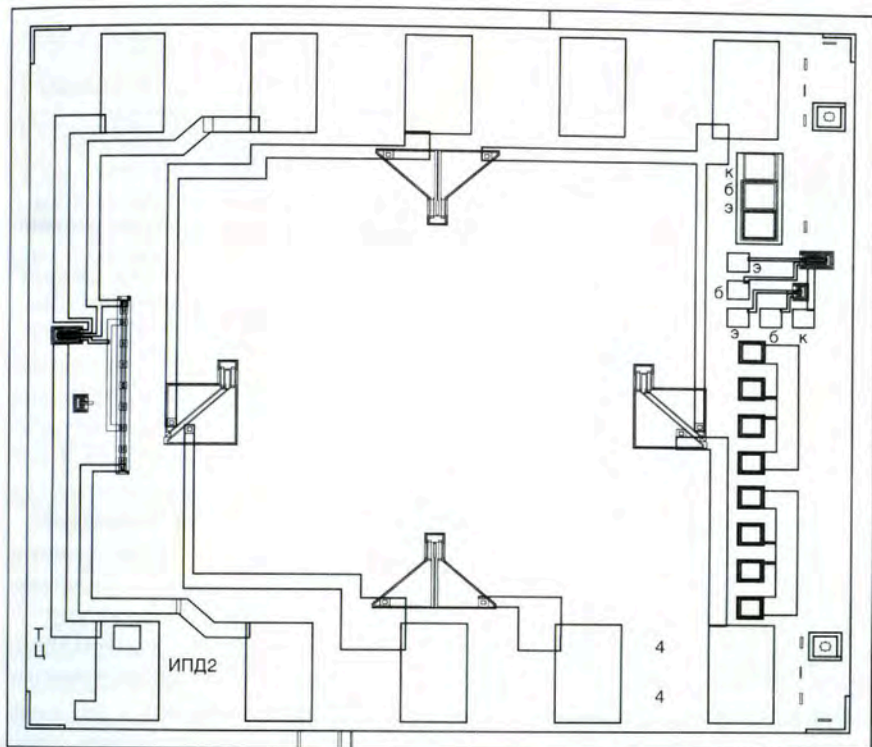


Рис. 3.36. Расположение тензорезисторов на мембране

Таблица 3.2. Конструкторская документация одноканального преобразователя давления ИПД-7

Габаритные размеры	2,5×2,5×0,43 мм
Тип выходного сигнала	Аналоговый
Электрическое сопротивление тензомоста	4 кОм
Выходное напряжение	80...100 мВ
НПИ	160 кПа
Наибольшая перегрузка без нарушения метрологических характеристик	500% от НПИ
Наибольшая разрушающая нагрузка	800% от НПИ
Максимально допустимое напряжение питания	5 В
Размеры контактных площадок	0,2×0,2 мм

Примечание. НПИ — наибольший предел измерения.



Таблица 3.3. Технические характеристики модуля «Зонд-30М»

Габаритные размеры	59×30×3,5 мм
Состав	В модуль входят матрица из одноканальных преобразователей давления, а также схема обработки их сигналов
Способ установки преобразователей давления	Одноканальные преобразователи давления установлены на верхнюю сторону основания путем приклеивания
Размещение преобразователей давления	Геометрические центры мембран одноканальных преобразователей давления располагаются в вершинах равностороннего треугольника
Способ подвода измеряемого давления	Измеряемое давление подается с нижней стороны основания. Для этого последнее имеет сквозные отверстия, расположенные по центрам мембран. Полученная таким образом камера герметична и образует канал измерения давления
Дистанция между преобразователями давления (по сторонам равностороннего треугольника)	4,25 мм
Количество каналов измерения давления	30
Устройства обработки информации	Усилитель, мультиплексор, аналого-цифровой преобразователь
Разрядность аналогово-цифрового преобразователя (АЦП)	16 бит
Частота измерений	3300 каналов/с
Тип интерфейса	UART

Таблица 3.4. Технические характеристики модуля МПДМ-19

Габаритные размеры модуля МПДМ-19	Ø17,7×15,5 мм
Тип выходного сигнала	Цифровой интерфейс — универсальный асинхронный приемопередатчик (UART)
Электрическое сопротивление тензомоста	5 кОм
Выходное напряжение тензомоста	80...100 мВ
Наибольший предел измерения	160 кПа
Наибольшая перегрузка без нарушения метрологических характеристик	500% от НПИ
Наибольшая разрушающая нагрузка	800% от НПИ
Максимально допустимое напряжение питания	4 В
Способ установки матрицы преобразователей давления	Преобразователи давления установлены на верхнюю сторону основания путем приклеивания
Размещение преобразователей давления	Геометрические центры мембран одноканальных преобразователей давления располагаются в вершинах равностороннего треугольника
Подвод измеряемого давления	Измеряемое давление подается с нижней стороны основания. Для этого основание имеет сквозные отверстия, расположенные по центрам мембран. Полученная таким образом камера герметична и образует канал измерения давления

Окончание табл. 3.4

Габаритные размеры модуля МПДМ-19	Ø17,7×15,5 мм
Дистанция между преобразователями давления (сторона равностороннего треугольника)	2,75 мм
Количество каналов измерения давления	19
Устройства обработки информации	Усилитель, мультиплексор, аналого-цифровой преобразователь, микроконтроллер
Разрядность АЦП	16 бит
Частота измерений	2200 каналов/с

Для эндоскопических аппаратов был разработан специальный блок. Он состоит из системы датчиков, распределенных на плоской чувствительной поверхности прибора и измеряющих локальные давления при взаимодействии с исследуемой тканью. Двумерная матрица тактильных сенсоров с элементами предварительной обработки сигналов представляет собой электронный блок (узел), предназначенный для встраивания в тактильный датчик.

Разработанный узел отвечает за преобразование локальных давлений в электрические напряжения постоянного тока, а напряжений — в цифровую форму с передачей информации по последовательному интерфейсу.

Для подачи локальных давлений узел имеет входные отверстия, расположенные в одной плоскости и обеспечивающие герметичное подсоединение чувствительной многокамерной мембраны. Главная функция — преобразование локальных давлений (силы) в электрический сигнал — обеспечивается матрицей чувствительных элементов, выполненной на одном кристалле.

Чувствительные элементы работают исключительно на пьезоэлектрическом эффекте в полупроводнике (кремнии). Каждый из них представляет собой тензорезистивный мост, имеющий два вывода для подачи питания; выводы объединены для всех элементов матрицы. Два вывода моста предназначены для снятия выходного дифференциального сигнала.

В настоящее время изготавливается матрица МИПД-19. Она включает 19 чувствительных элементов. Кристалл МИПД-19 имеет приближенную к кругу восьмиугольную форму, чтобы вписаться в диаметр 15 мм; его размеры составляют 14 мм — между ортогональными сторонами длиной не более 6,4 мм (рис. 3.39, см. вклейку). Угловые скосы выполняются методом анизотропного химического травления. Центры интегральных преобразователей давления (ИПД) располагаются в узлах сетки с шагом по  $X = 2,35$  мм и по  $Y = 2,70$  мм. Кристалл МИПД-19 содержит 48 внешних выводов, которые располагаются по 12 штук вдоль каждой из четырех сторон. Размер контактной площадки составляет  $0,4 \times 0,3$  мм,



а шаг между ними — 0,5 мм. Часть контактной площадки ( $0,25 \times 0,3$  мм) может быть покрыта никелем и при необходимости облужена припоем. Технические характеристики чувствительного элемента аналогичны одиночным датчикам давления MLX90240 фирмы Melexis [4]. По конструкции кремниевой мембраны ИПД является аналогом MLX90240, рассчитанного на применение в диапазоне давлений  $0 \div 35$  кПа с чувствительностью  $0,4 \div 0,7$  мВ/В/кПа и номиналом тензорезистивного моста  $13,5 \pm 2$  кОм. На рис. 3.40 (см. вклейку) изображен топологический эскиз ИПД для кристалла МИПД-19. Для контроля температуры кристалла используются диод (Д) и диффузионный резистор (РТ).

Исходным материалом является кремниевая подложка КЭФ-4,5 (100) с двусторонней полировкой, в которой методами микроэлектроники создаются мембраны, диффузионные области тензорезисторов и  $p^+$  выводов, а также алюминиевые шины и контактные площадки. Соединение ИПД с контактными площадками реализовано одним уровнем металла. Изготовление МИПД-19 включает 10 фотолитографических циклов, один из которых выполняется по обратной стороне кремниевых пластин. Матрица МИПД-19 устанавливается на основание с отверстиями, через которые передается давление.

Основание изготавливается методами производства многоуровневых многослойных печатных плат [5]. За матрицей крепится схема обработки сигналов с тензорезистивных мостов. Изготовление матричных преобразователей требует отработки технологии, обеспечивающей минимальный разбаланс между отдельными датчиками. Для этого проведены технические мероприятия, обеспечивающие снижение разброса до величины менее 10 мВ/В. Среднее значение чувствительности равно 22,1 мВ (16–36 мВ) при напряжении питания моста 2,5 В и давлении 40 кПа, т.е. 0,221 мВ/В/кПа или 22,1 мВ/В/бар. Для одиночных датчиков фирмы Melexis MLX90240 дается типовое значение чувствительности 58 мВ/В/бар с разбросом в диапазоне 43–75 мВ/В/бар при напряжении питания 5 В и давлении до 0,35 бар.

Отработка технологии защиты поверхности мембран позволяет свести к минимуму начальный разбаланс мостов в матрице интегральных преобразователей давления для тактильных датчиков. Необходимо продолжить отработку технологии формирования мембран для повышения чувствительности.

Разработан и изготовлен матричный тензочувствительный тактильный датчик [6]. На рис. 3.41 представлена фотография датчика с корпусом для измерения чувствительности при подаче давления воздуха внутри корпуса.

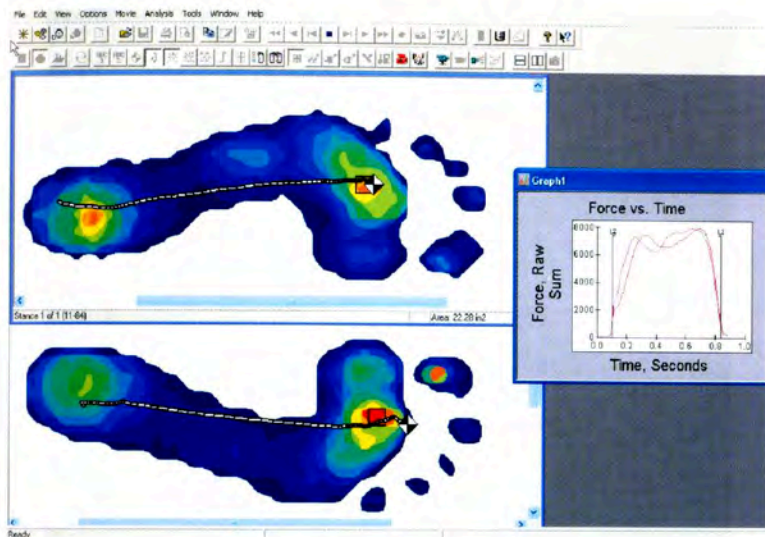
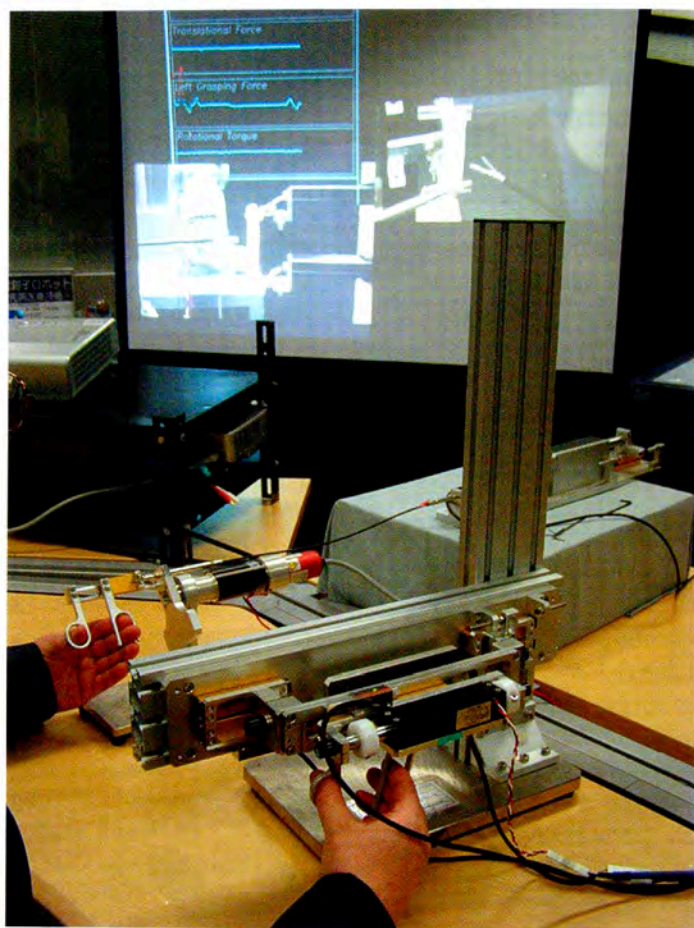


Рис. 2.1. Сенсор — коврик в форме стопы, выдерживающий деформации



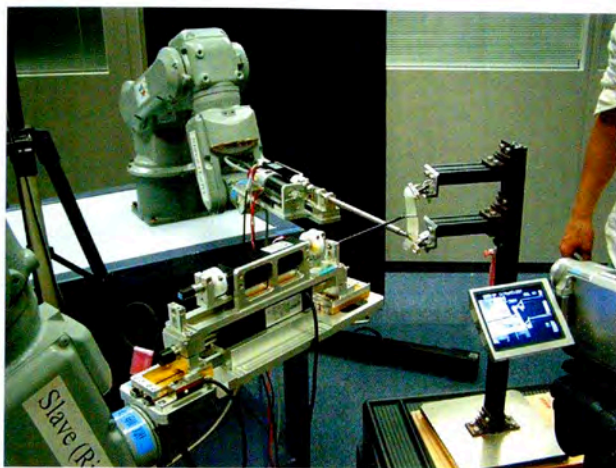
Рис. 2.2. ConTacts — осязательные подушечки



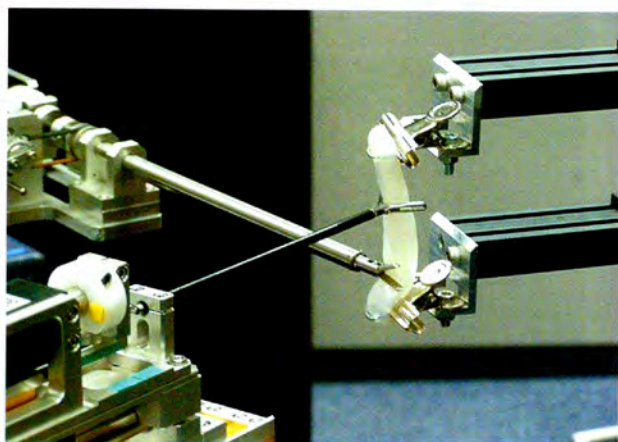


а

Рис. 2.3. Тактильный зажим, разработка университета Кейо (а, б, в)



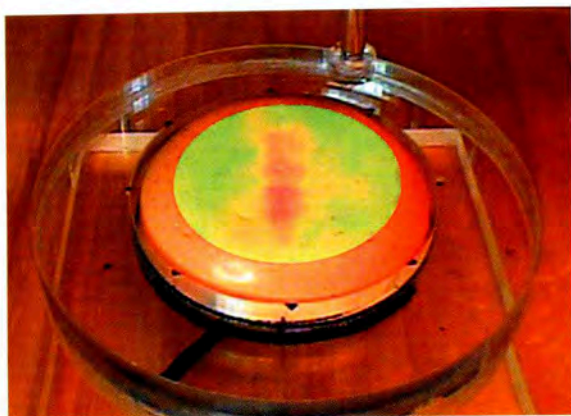
б



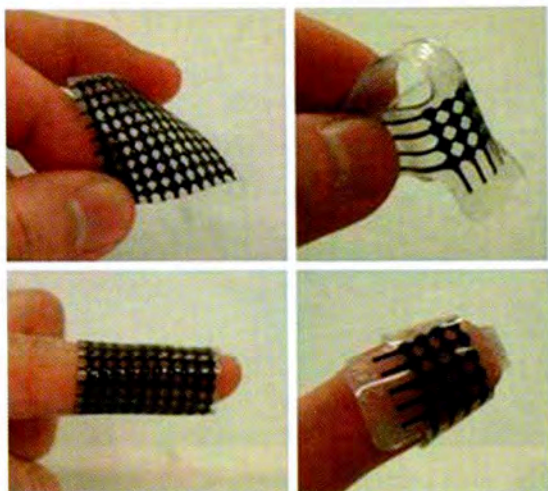
в

Рис. 2.3. Окончание

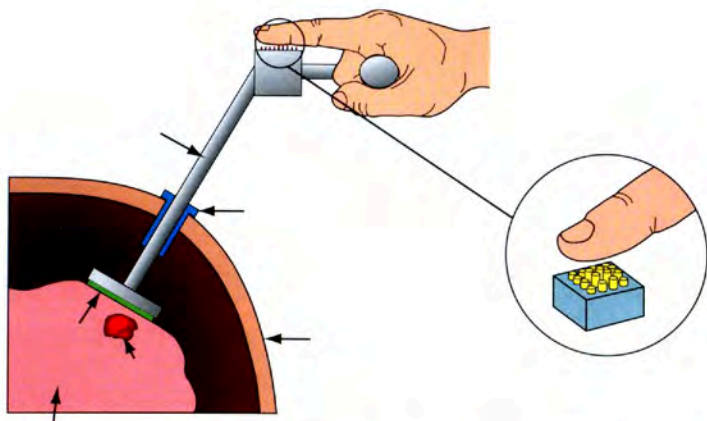




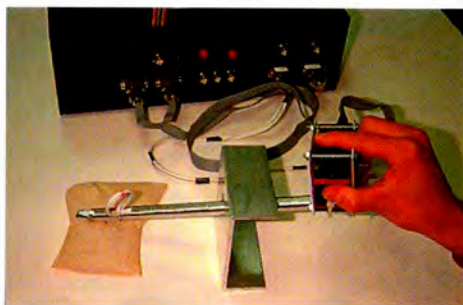
**Рис. 2.15.** Цветная карта плотности с имитацией нахождения в ней кальцинированного сосуда



**Рис. 2.17.** Диэлектрический эластомер-дисплей



**Рис. 2.18.** Идея создания тактильного дисплея и датчика, позволяющего полноценно ощутить подлежащую ткань. Лаборатория биоробототехники, Гарвардский университет



**Рис. 2.19.** Прототип пальпирующего устройства



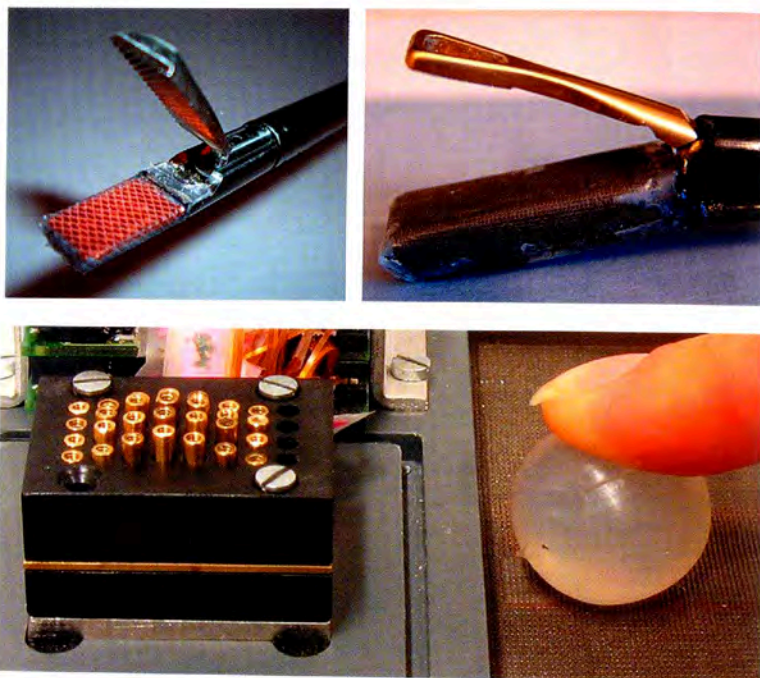


Рис. 2.20. Зажим с тактильными сенсорами и дисплей для передачи ощущений на руку

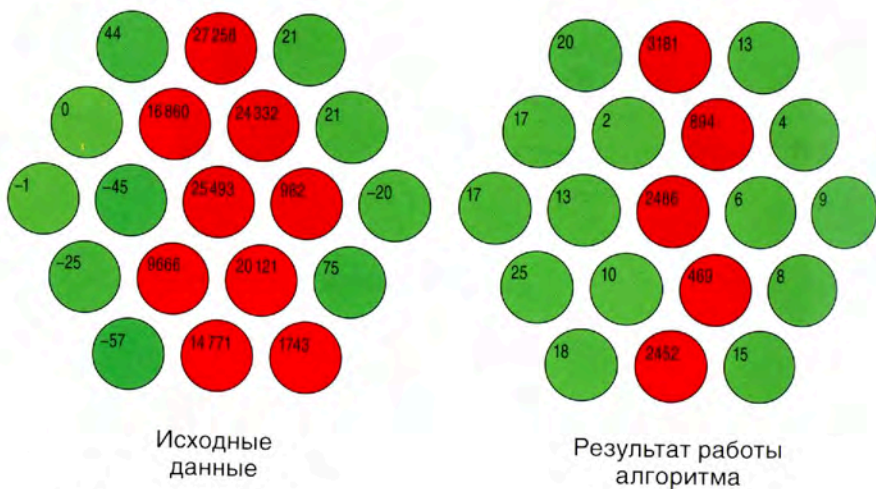


Рис. 3.12. Результаты эксперимента



Рис. 3.13. Внешний вид эндоскопического тактильного прибора (I)



Рис. 3.14. Внешний вид эндоскопического тактильного прибора (II)





Рис. 3.15. Внешний вид эндоскопического тактильного прибора (III)



Рис. 3.16. Внешний вид эндоскопического тактильного прибора (IV)



Рис. 3.17. Сборочные единицы и детали эндоскопического тактильного прибора

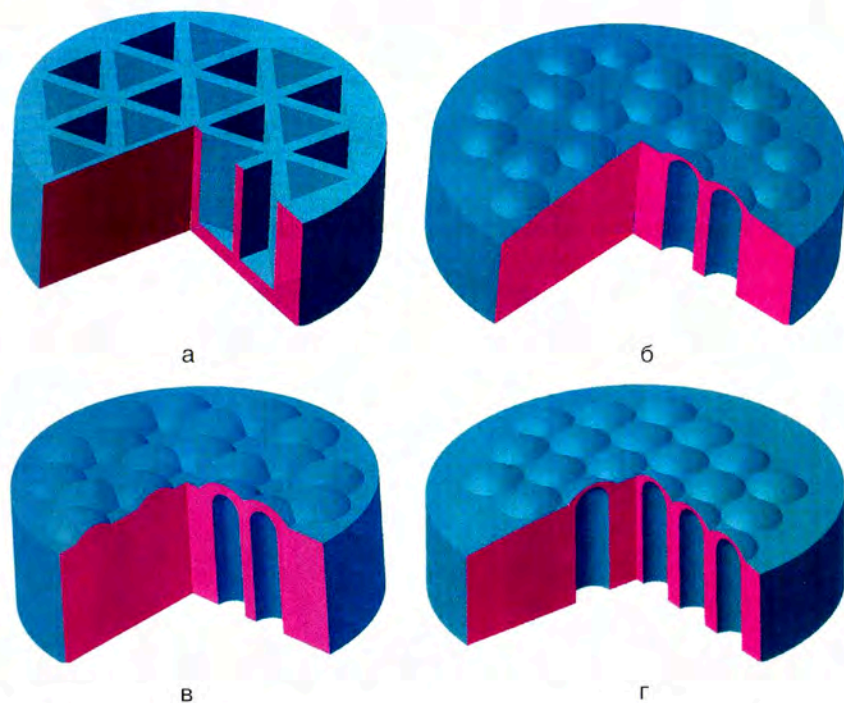


Рис. 3.18. Мультикамерный датчик с выпуклостями на поверхности и камерами цилиндрической формы (а–г)





Рис. 3.19. Мембраны чувствительного элемента тактильного прибора



Рис. 3.20. Расчетная схема мембраны

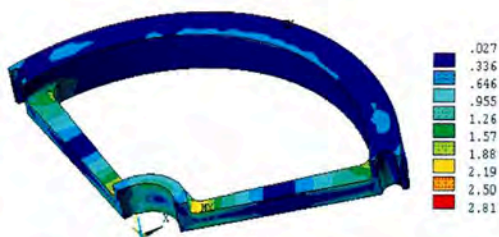


Рис. 3.21. Распределение эквивалентных напряжений, размерность кгс/мм<sup>2</sup>

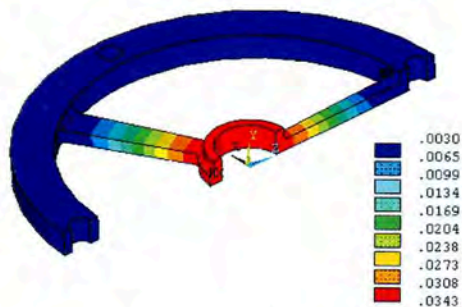


Рис. 3.22. Прогибы мембраны, размерность мм

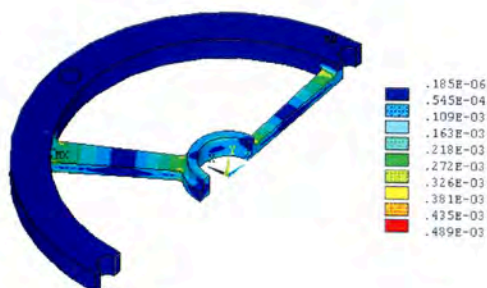


Рис. 3.23. Распределение относительной деформации

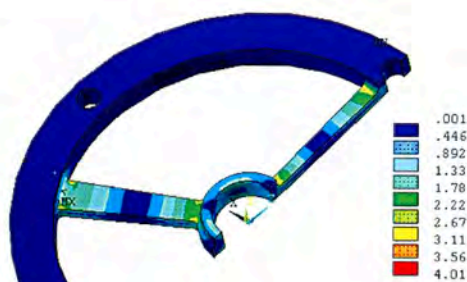


Рис. 3.24. Распределение эквивалентных напряжений в мембране при  $Q_{\max} = 3$  кгс, размерность кгс/мм<sup>2</sup>



Рис. 3.25. Датчик давления 24PC05SMT



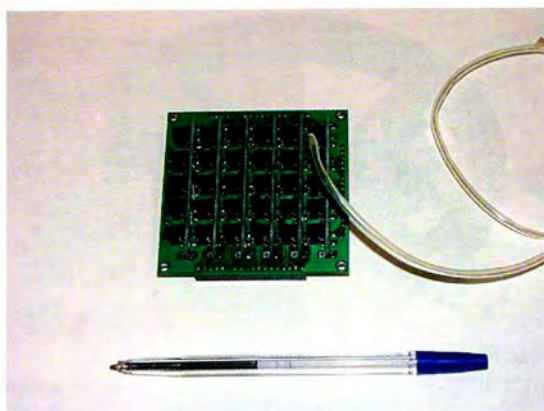


Рис. 3.26. Плата датчиков, внешний вид

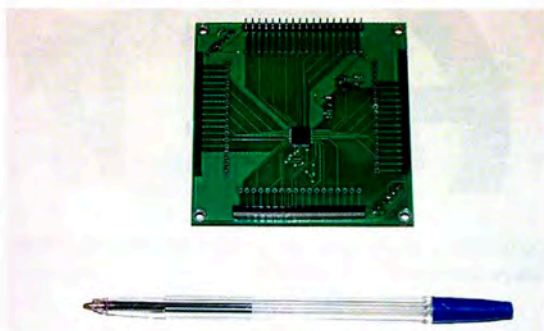


Рис. 3.27. Плата мультиплексора, внешний вид

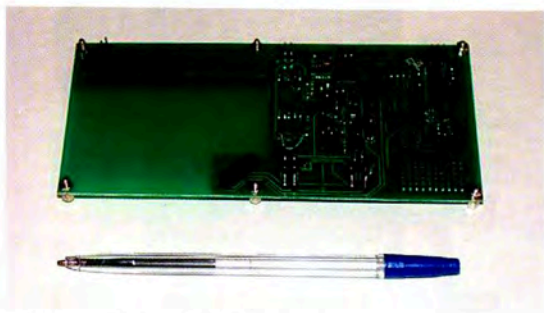


Рис. 3.28. Плата АЦП, внешний вид

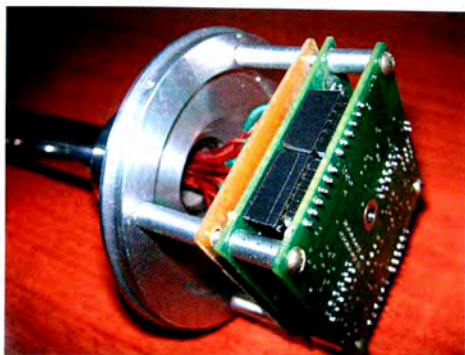


Рис. 3.32. Плата зонда в сборе



Рис. 3.33. Эндоскопический тактильный прибор со сменными зондами различного диаметра

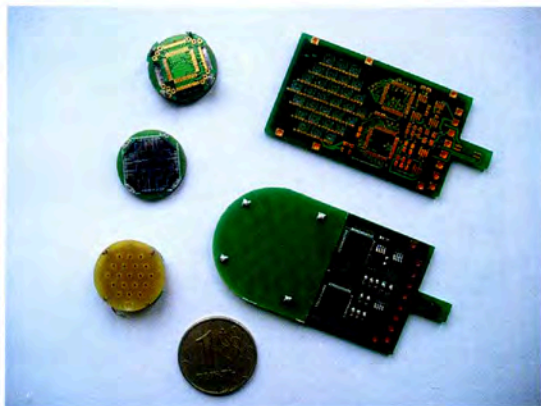


Рис. 3.37. Внешний вид опытного образца тактильного датчика «Зонд-20»





Рис. 3.38. Внешний вид модуля МПДМ-19



Рис. 3.39. Фотография сборки МИПД-19 в узел обработки для измерения локальных давлений

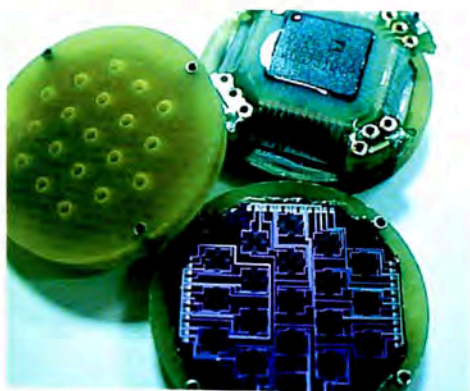


Рис. 3.40. Тактильный датчик МИПД-19 и корпус для испытания под давлением

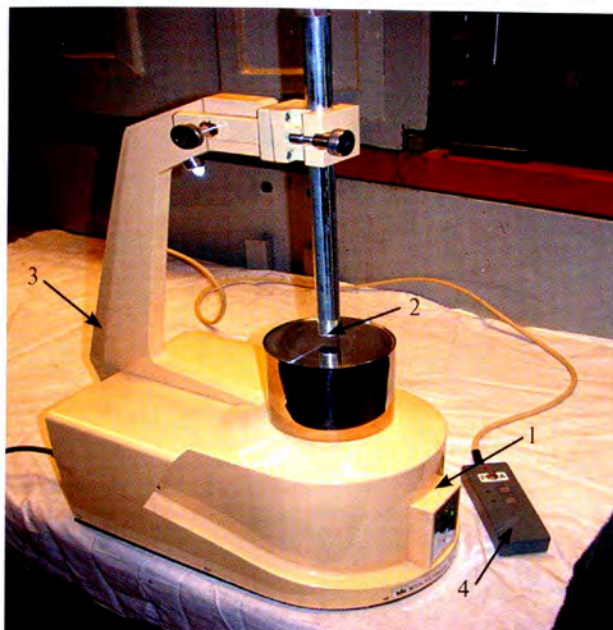


Рис. 3.50. Стационарный тактильный механорецептор. Опытный образец № 1: 1 — основание механорецептора; 2 — имитатор тактильного датчика; 3 — стойка; 4 — пульт управления

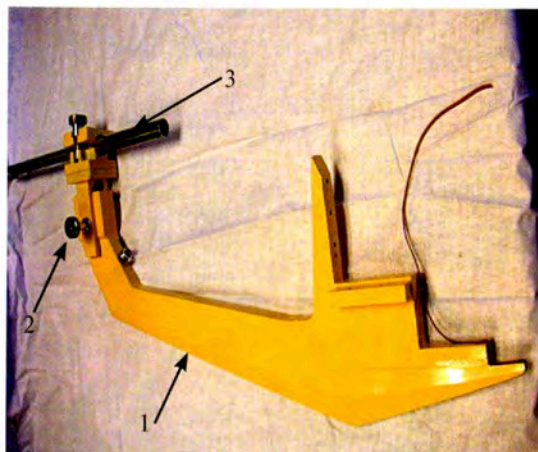
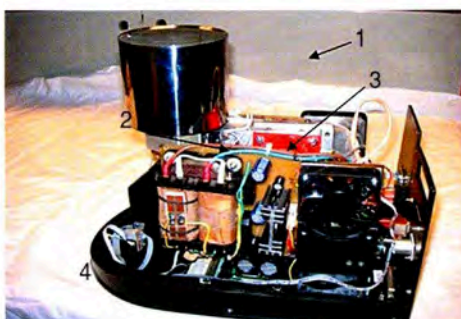


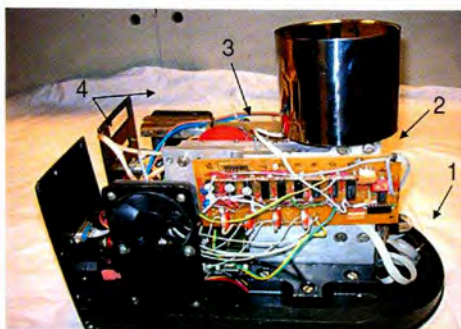
Рис. 3.51. Механорецептор: 1 — стойка; 2 — фиксатор датчика; 3 — светодиод



**Рис. 3.52.** Механорецептор: 1 — предметный столлик; 2 — кожух; 3 — вентиляционные отверстия; 4 — индикаторная панель



**Рис. 3.53.** Механорецептор: 1 — предметный столлик; 2 — корпус с подшипниковыми направляющими; 3 — шток; 4 — источник питания механорецептора



**Рис. 3.54.** Механорецептор: 1 — основание; 2 — блок управления шаговым двигателем; 3 — шаговый двигатель; 4 — панели с разъемами





Рис. 3.59. Конструкция стационарного тактильного механорецептора с использованием шагового двигателя и механизма перемещения предметного столика на подшипниковых направляющих



Рис. 3.60. Варианты внешнего вида корпуса стационарного тактильного механорецептора

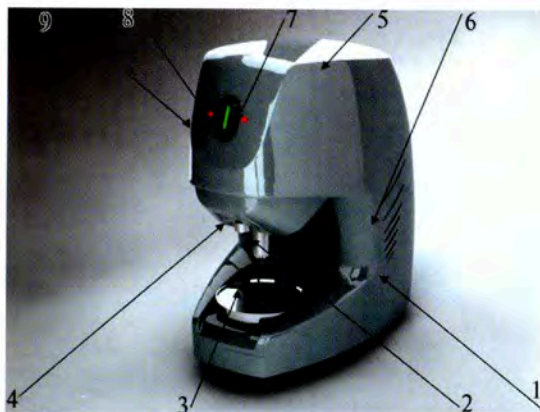
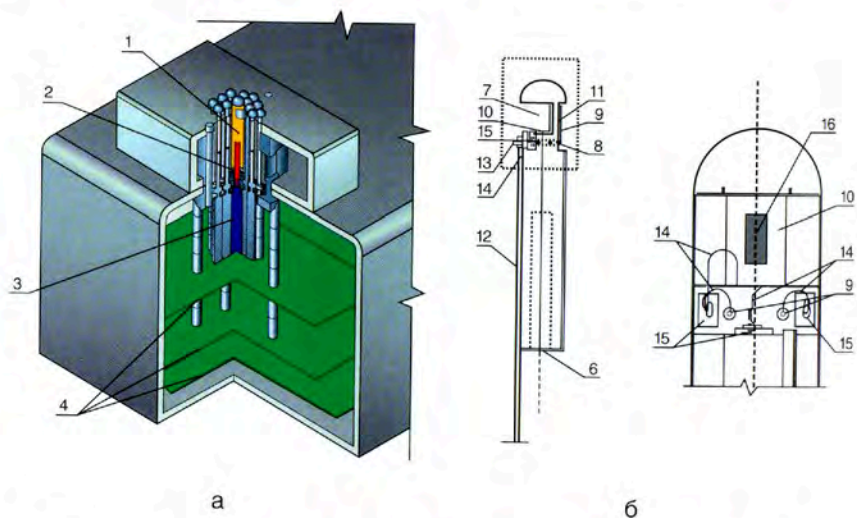


Рис. 3.61. Общий вид корпуса стационарного тактильного механорецептора: 1 — основание; 2 — подвижный анализатор (зонд); 3 — предметный столик; 4 — подсветка предметного столика; 5 — верхняя крышка; 6 — отверстия для циркуляции воздуха; 7 — кнопки управления; 8 — индикаторная линейка; 9 — сигнальные светодиоды



**Рис. 3.62.** Стационарный тактильный механорецептор с программным обеспечением



**Рис. 3.66.** Устройство тактильных мониторов: 1 — элемент-ползун; 2 — приводящий винт; 3 — мотор-редуктор; 4 — печатные платы управляющей системы; 5 — датчик силы; 6 — отверстие с ведущей резьбой; 7, 9 — фрезерные выборки; 8 — каналы под выводы тензорезистора; 10, 11 — тензорезисторы; 12 — медная трубка, направляющая выводные провода; 13 — выводные провода; 14 — выводы тензорезисторов; 15 — контактные площадки; 16 — рабочая область тензорезистора



Рис. 3.67. Экспериментальная установка

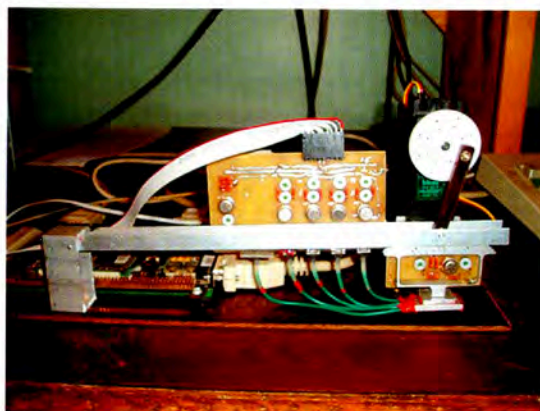
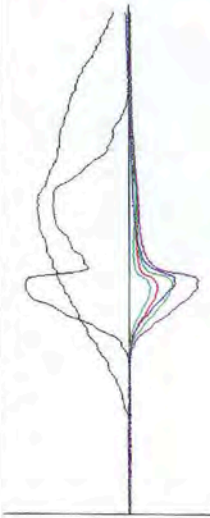




Рис. 4.1. Общий вид стационарного тактильного прибора



Таблица 4.1. Примеры полученных результатов

№	Информация, полученная с датчика	Описание субъективных ощущений	Объект	Патология
1	 <p style="text-align: center;">Рис. 4.1.1</p>	Мягкая дольчатая структура с участком уплотнения диаметром 2 мм	Селезенка	Участок обызвествления
2	 <p style="text-align: center;">Рис. 4.1.2</p>	Мягкая мышечная пластина со складкой	Луковица двенадцатиперстной кишки	Норма
3	 <p style="text-align: center;">Рис. 4.1.3</p>	Мягкая мышечная пластина со складкой	Пищевод	Норма


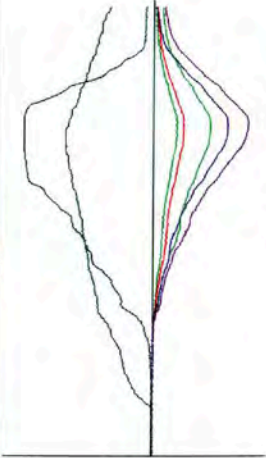
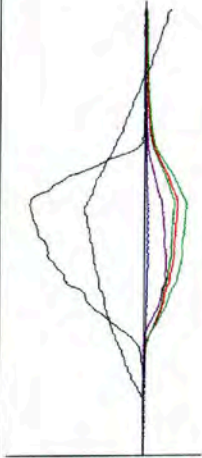
№	Информация, полученная с датчика	Описание субъективных ощущений	Объект	Патология
4	 <p style="text-align: center;"><b>Рис. 4.1.4</b></p>	Плотноватая мягкая мышечная пластинка со складкой	Тело желудка	Норма
5	 <p style="text-align: center;"><b>Рис. 4.1.5</b></p>	Плотноватая мягкая мышечная пластинка со складкой и участками уплотнения	Привратник	Стеноз
	 <p style="text-align: center;"><b>Рис. 4.1.6</b></p>	Дольчатая равномерная структура	Поджелудочная железа	Норма



Рис. 4.6. Стационарный прибор

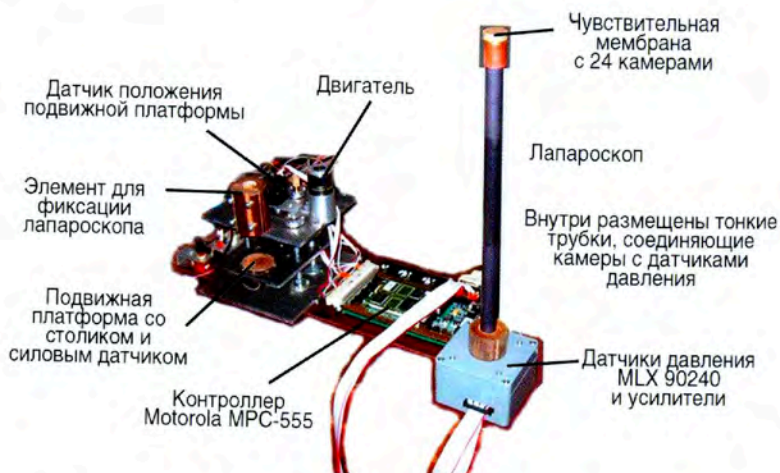


Рис. 4.7. Структура стационарного прибора. Прибор представляет собой стержень с чувствительным элементом на одном конце и электронным блоком на другом





Рис. 4.8. Испытания эндоскопического тактильного прибора



Рис. 4.9. Лабораторная установка

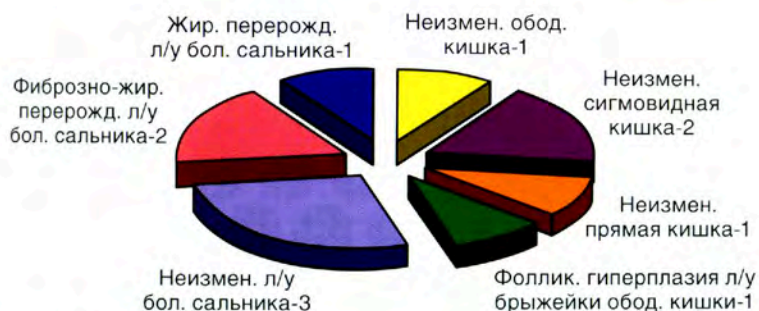
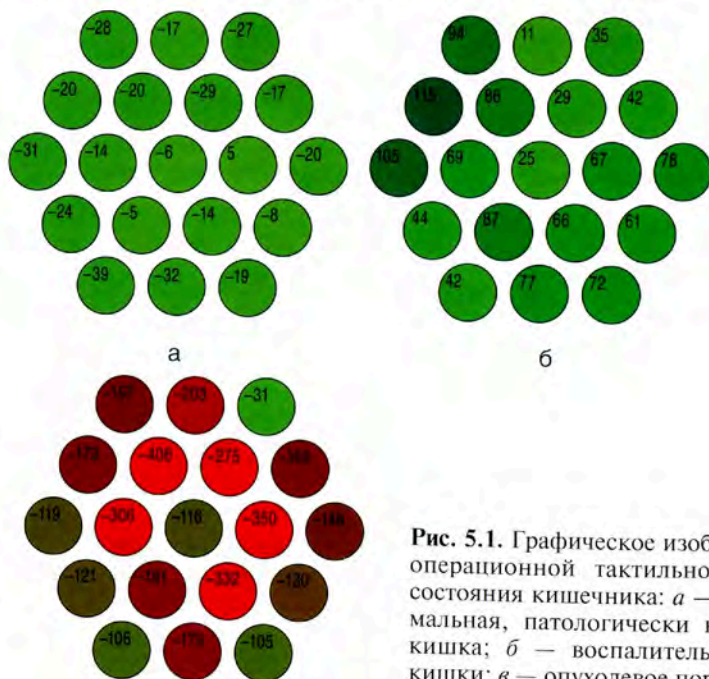


Рис. 4.10. Структура результатов исследования неизменных образцов тканей и образцов, изменения которых соответствуют возрастной норме для данных пациентов

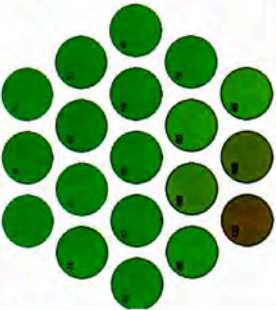
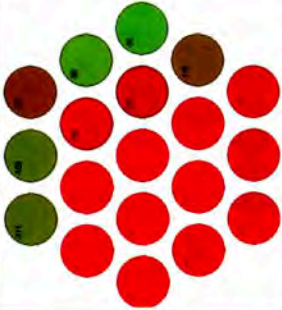


**Рис. 4.11.** Структура результатов исследования фрагментов тканей пациентов с заболеваниями желчного пузыря и желчевыводящих путей



**Рис. 5.1.** Графическое изображение интраоперационной тактильной диагностики состояния кишечника: *а* — здоровая (нормальная, патологически не измененная) кишка; *б* — воспалительное изменение кишки; *в* — опухолевое поражение кишки

**Таблица 5.4.** Результаты исследования фрагментов неизмененных тканей или тканей, изменения которых соответствуют возрастной норме для данных пациентов, а также результаты исследования фрагментов тканей пациентов с заболеваниями легких

Образец	Клинический диагноз	Объекты исследования	Данные гистологического исследования	Рисунок с прибора	Комментарий
1	Рак верхней доли правого легкого	Фрагмент макроскопически неизмененной легочной ткани	Фрагмент легочной ткани обычного строения		Структура однородная, зеленый цвет говорит об умеренно пониженной плотности исследуемого участка
2	Рак нижней доли правого легкого	Фрагмент ткани стенки левого главного бронха, проросшей опухолью	Плоскоклеточный рак		Четкое определение границы опухолевого узла (внизу слева). Преобладание красного цвета говорит о высокой плотности опухоли и ее преобладании в исследуемом участке



Окончание табл. 5.4

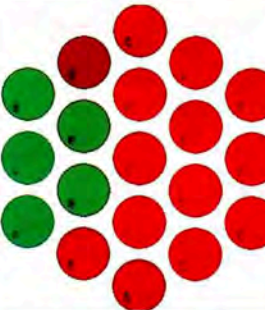
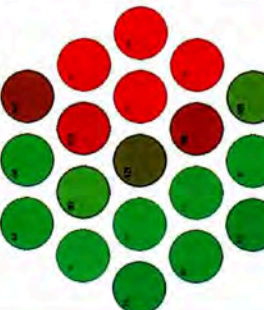
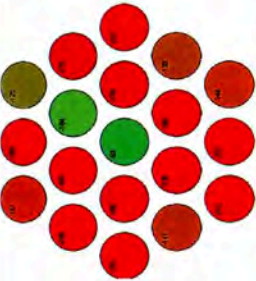
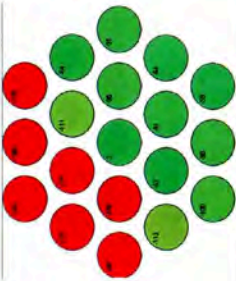
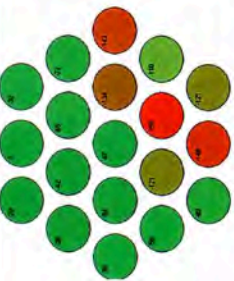
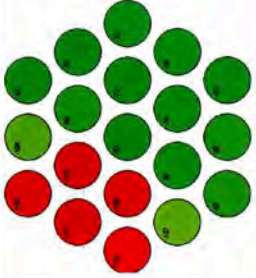
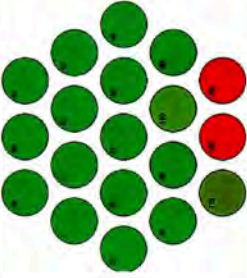
Образец	Клинический диагноз	Объекты исследования	Данные гистологического исследования	Рисунок с прибора	Комментарий
3	Рак нижней доли правого легкого	Фрагмент ткани опухоли легкого	Плоскоклеточный рак		Четкое определение границы опухолевого узла (внизу). Преобладание красного цвета говорит о высокой плотности опухоли
4	Рак верхней доли правого легкого	Фрагмент ткани опухоли легкого	Плоскоклеточный рак		Красный цвет справа говорит о наличии опухоли, плотность которой выше окружающих тканей. Хорошо заметна граница «опухоль—легочная ткань»

Таблица 5.6. Примеры результатов применения прибора эндотактильной диагностики

Клинический диагноз, тип операции	Объект исследования	Результаты гистологического исследования	Изображение с прибора	Комментарий
1. Рак нисходящего отдела ободочной кишки T4N2M0. Левосторонняя гемиколэктомия	Участок ободочной кишки с опухолью	Малодифференцированная аденокарцинома с врастанием в окружающие ткани и участками некроза		Бугристая структура опухоли
2. Образование свода желудка. Лапароскопическая клиновидная резекция	Неэпителиальное подслизистое образование свода желудка	Гастроинтестинальная стромальная опухоль		Опухоль плотной консистенции в левом верхнем углу экрана граничит с неизмененной тканью
3. Болезнь Крона. Лапароскопическая резекция илеоцекального угла	Подвздошная кишка	Морфологическая картина соответствует болезни Крона		Воспалительное изменение кишки в правом нижнем углу граничит с «нормальной» тканью

Окончание табл. 5.6

Клинический диагноз, тип операции	Объект исследования	Результаты гистологического исследования	Изображение с прибора	Комментарий
4. Стенозирующая опухоль нисходящей ободочной кишки. Левосторонняя гемиколэктомия	Лимфатические узлы брыжейки	Метастаз умеренно дифференцированной аденокарциномы в лимфоузлах		Большая интенсивность в левой половине соответствует метастатическому поражению узла
5. Рак восходящего отдела ободочной кишки T4N2M1. Правосторонняя гемиколэктомия	Метастаз колоректального рака в печень	Малодифференцированная аденокарцинома		В правом нижнем углу показана граница метастатического поражения, определяемая красным цветом



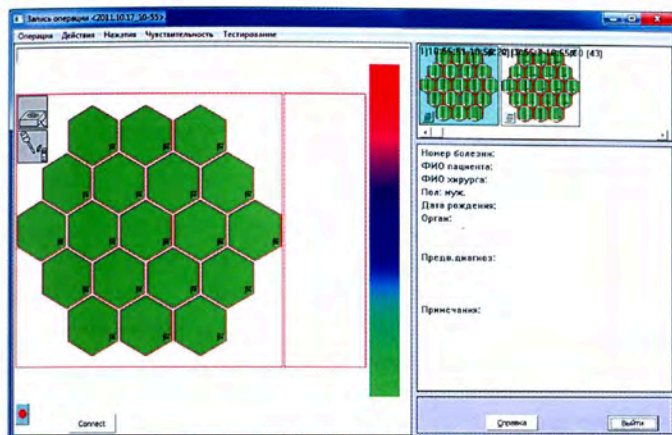


Рис. 6.2. Вид диалога записи операций

## Результаты тестирования датчика

Номер датчика: 34 (новый)

Дата записи данных: 05.05.2012

Описание: давления: 0 20 30 40 50 60 70 80 100 120 140 160

### 1. Результаты прохождения тестов

Результат	Название теста
-----------	----------------



Линейность показаний относительно давления

Стабильность нулевого уровня

Стабильность шумов для разных уровней давления

Независимость показаний каналов

### 2. Сводные данные

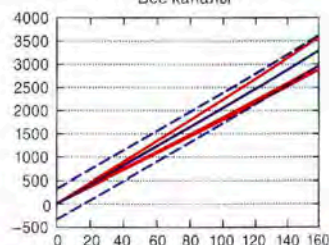
Нулевой уровень показаний



Шум на нулевом уровне

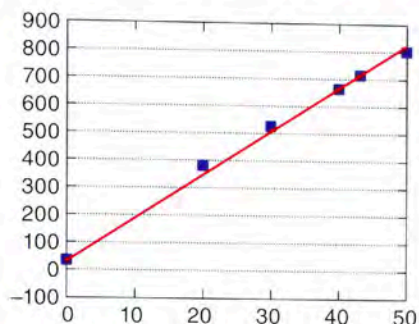
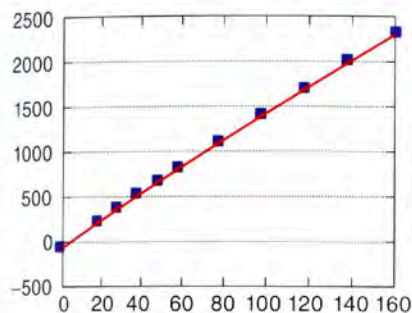


Все каналы

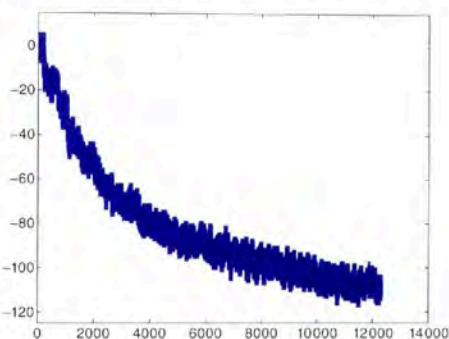
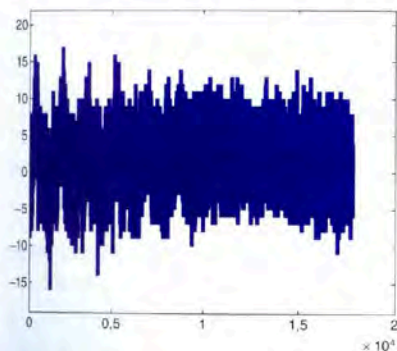


Завис. показаний (ед.) от давления (мм рт.ст.)						Завис. показаний (ед.) от давления (кПа)					
Канал	Наклон	Сдвиг	Канал	Наклон	Сдвиг	Канал	Наклон	Сдвиг	Канал	Наклон	Сдвиг
1	18,63	-11,00	11	21,49	-9,00	1	139,76	-11,00	11	161,21	-9,00
2	21,06	-4,00	12	21,48	-5,00	2	157,94	-4,00	12	161,08	-5,00
3	22,36	-7,00	13	18,61	-9,00	3	167,71	-7,00	13	139,62	-9,00
4	18,63	-9,00	14	20,55	-7,00	4	139,75	-9,00	14	154,14	-7,00
5	20,81	-8,00	15	21,28	-8,00	5	156,12	-8,00	15	159,64	-8,00
6	22,50	-8,00	16	21,40	-9,00	6	168,76	-8,00	16	160,51	-9,00
7	21,59	-9,00	17	19,44	-8,00	7	161,96	-9,00	17	145,82	-8,00
8	18,07	-6,00	18	21,20	-7,00	8	135,53	-6,00	18	159,01	-7,00
9	19,61	-7,00	19	21,59	-7,00	9	147,07	-7,00	19	161,96	-7,00
10	20,98	-8,00				10	157,39	-8,00			

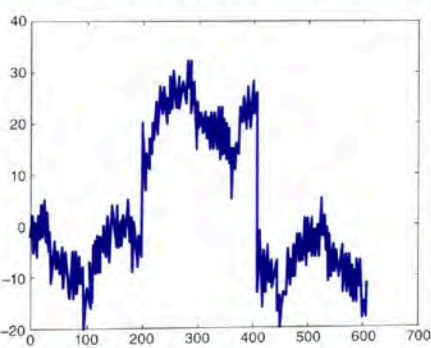
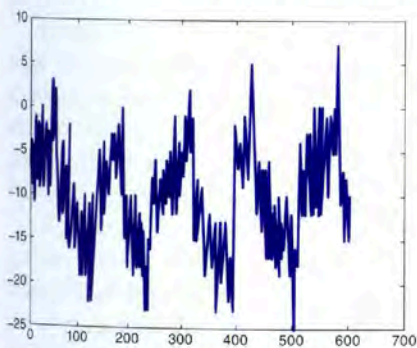
Рис. 6.3. Пример первой страницы протокола тестирования отдельного датчика



**Рис. 6.4.** Примеры восстановления линейных зависимостей показаний от давления. Слева — хорошая линейная зависимость, справа — слабая линейная зависимость



**Рис. 6.5.** Примеры показаний на нулевом уровне (показания канала в зависимости от времени). Слева: устойчивые показания, справа: дрейфующие показания



**Рис. 6.6.** Примеры троек сегментов показаний на нулевом уровне под давлением и без (значения показаний в зависимости от времени). Слева — устойчивые показания, справа — значимая зависимость



Дата: 20.04.2012, Время: 11.19  
 Испытание 10 измерений  
 Коэффициент зависимости давления на манометре от давления на манометре=0.95  
 Испытание на манометр №8  
 Отклонение от линейной зависимости усредненного значения по всем сенсорам: Ср. ошибка=0.3%  
 Макс. ошибка=0.9% от разброса значений  
 Чувств. = 60.34Па/едр

#1: Ср.ош.= 1%, Макс.ош.=2.3%, Чувств.= 62.48Па/едр  
 #2: Ср.ош.=0.8%, Макс.ош.=1.6%, Чувств.= 53.81Па/едр  
 #3: Ср.ош.=1.0%, Макс.ош.=2%, Чувств.= 60.45Па/едр  
 #4: Ср.ош.=0.6%, Макс.ош.=1.2%, Чувств.= 58.83Па/едр  
 #5: Ср.ош.=1.3%, Макс.ош.=2.6%, Чувств.= 59.55Па/едр  
 #6: Ср.ош.=0.4%, Макс.ош.=0.7%, Чувств.= 51.91Па/едр  
 #7: Ср.ош.=0.6%, Макс.ош.=1.2%, Чувств.= 56.07Па/едр  
 #8: Ср.ош.=0.6%, Макс.ош.=1.3%, Чувств.= 55.35Па/едр  
 #9: Ср.ош.=0.8%, Макс.ош.=1.7%, Чувств.= 61.51Па/едр  
 #10: Ср.ош.=0.4%, Макс.ош.=0.8%, Чувств.= 55.40Па/едр  
 #11: Ср.ош.=0.8%, Макс.ош.=1.6%, Чувств.= 54.91Па/едр  
 #12: Ср.ош.=0.7%, Макс.ош.=1.4%, Чувств.= 60.60Па/едр  
 #13: Ср.ош.=0.8%, Макс.ош.=1.5%, Чувств.= 74.51Па/едр  
 #14: Ср.ош.=0.8%, Макс.ош.=1.7%, Чувств.= 60.14Па/едр  
 #15: Ср.ош.=1.1%, Макс.ош.=2.7%, Чувств.= 63.82Па/едр  
 #16: Ср.ош.=0.6%, Макс.ош.=1%, Чувств.= 65.77Па/едр  
 #17: Ср.ош.=0.8%, Макс.ош.=1.6%, Чувств.= 60.91Па/едр  
 #18: Ср.ош.= 1%, Макс.ош.=2.2%, Чувств.= 60.14Па/едр  
 #19: Ср.ош.=0.6%, Макс.ош.=0.9%, Чувств.= 79.99Па/едр

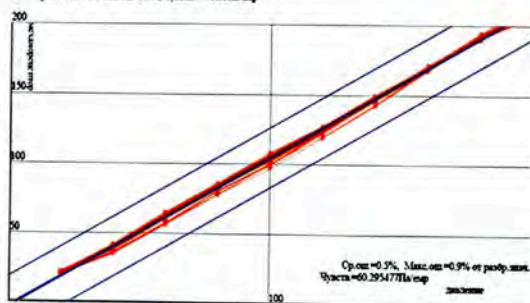


Рис. 6.7. Зависимость нормированных показаний датчиков тактильного механорецептора от давления

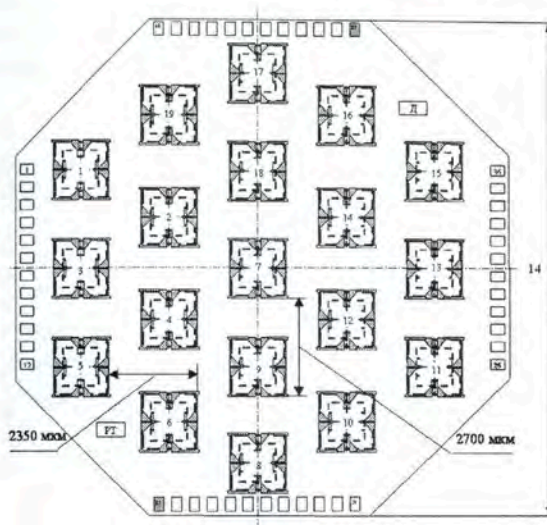


Рис. 3.41. Топологический эскиз матрицы преобразователей давления МИПД-19

Появление тактильных датчиков, предназначенных для геометрического распознавания предметов окружающего пространства, обусловлено развитием робототехники. Основная тенденция — воспроизведение осязательных свойств человеческой кожи. Ей в наибольшей степени удовлетворяют тактильные устройства матричного типа, так как каждая ячейка матрицы, представляющая собой микроэлектронный датчик силы, деформации или момента, дает конкретную информацию, а все вместе позволяют сформировать целостное представление о форме и твердости предмета.

Наиболее удобным материалом для изготовления матричных тактильных датчиков является кремний, так как он обеспечивает приемлемую плотность упаковки ячеек матрицы при получении хороших метрологических характеристик отдельных чувствительных элементов. При этом возможно использование технологий как поверхностной, так и объемной обработки кремния на линиях производства КМОП-микросхем.

Компанией Toyota на основе разработанного миниатюрного преобразователя давления [7] с помощью технологии поверхностной микрообработки был изготовлен тактильный датчик, включающий матрицу тензорезистивных преобразователей размером  $32 \times 32$  элемента и интегрированную КМОП-схему обработки [7, 8].

Фотография кристалла датчика приведена на рис. 3.38. Площадь ячейки датчика составила  $250 \times 250$  мкм. В каждой ячейке находятся

преобразователь давления с площадью мембраны  $100 \times 100$  мкм и триггер для подключения питания мостовой схемы. Схема датчика, аналогичного ячейке, изображена на рис. 3.42. Кристалл имеет размер  $10 \times 10$  мм.

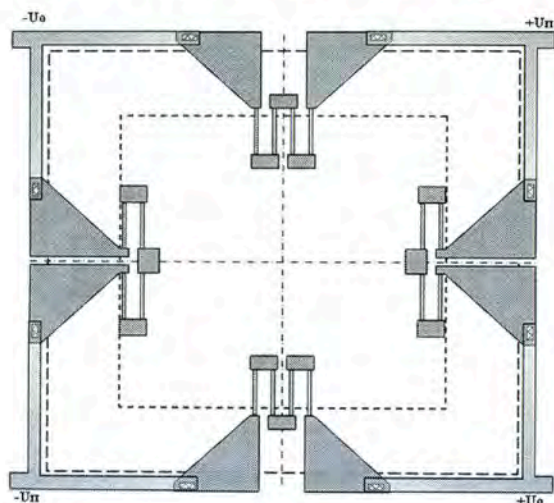


Рис. 3.42. Топологический эскиз интегрального преобразователя давления

Интегрированная схема обработки изготавливается по 3-микрометровой КМОП-технологии и содержит около 16 тыс. транзисторов. Потребляемая мощность датчика при напряжении питания 5 В достигает 50 мВт.

Научно-исследовательским подразделением НПК «Технологический центр» МИЭТ была изготовлена матрица из 19 чувствительных элементов давления [3]. Топологический эскиз матрицы показан на рис. 3.41. Технические характеристики чувствительного элемента аналогичны характеристикам одиночных датчиков давления MLX90240 фирмы Melexis [4]. По конструкции кремниевой мембраны ИПД является аналогом MLX90240, рассчитанного на применение в диапазоне давлений  $0 \div 35$  кПа, с чувствительностью  $0,4 \times 0,7$  мВ/В/кПа и номиналом тензорезистивного моста  $13,5 \pm 2$  кОм. На рис. 3.41 изображен топологический эскиз интегрального преобразователя давления для МИПД-19. Изготовление матричных преобразователей требует отработки технологии, обеспечивающей минимальный разбаланс между отдельными элементами. В МИПД-19 он снижен до величины менее 10 мВ/В.

Для одиночных датчиков фирмы Melexis MLX90240 дается типовое значение чувствительности 58 мВ/В/бар с разбросом в диапазоне



43–75 мВ/В/бар при напряжении питания 5 В и давлении до 0,35 бар. В настоящее время в НПК «Технологический центр» разрабатывается аналогичная МИПД-19 матрица на семь каналов. Топологический эскиз матрицы МИПД-7 показан на рис. 3.43. Ее размеры позволяют использовать эндоскоп меньшего диаметра, что облегчает его внедрение; в то же время семь каналов обеспечивают необходимое для обследования количество тактильной информации.

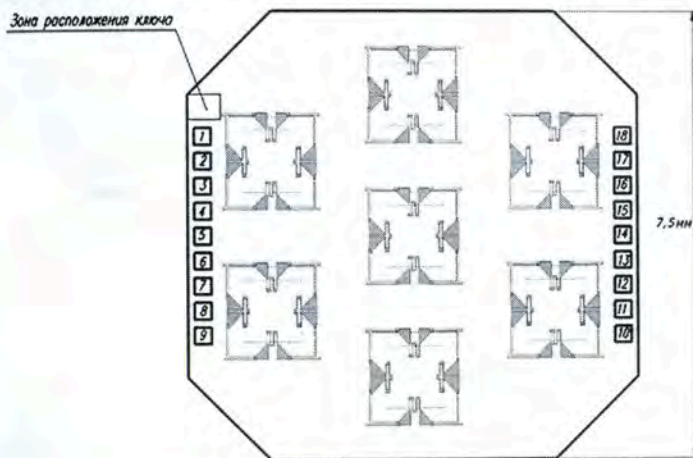
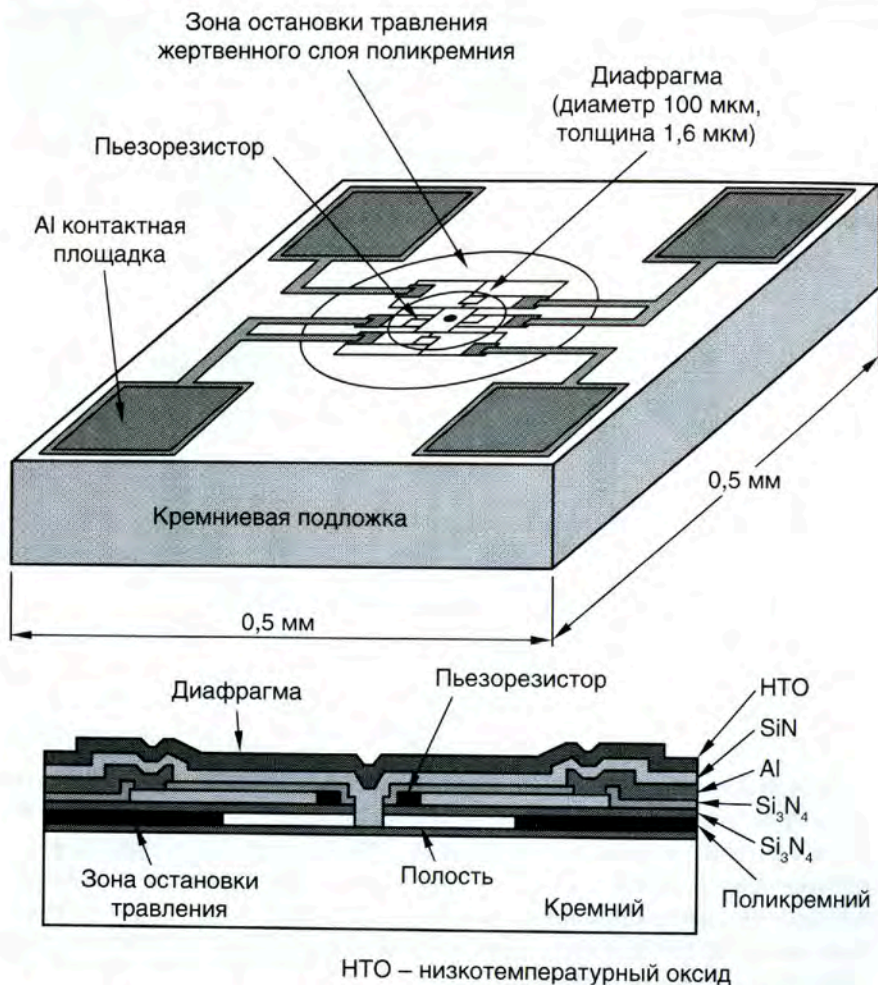


Рис. 3.43. Топологический эскиз матрицы преобразователей давления МИПД-7

В дальнейшем возможно изменение конструкции кристалла для улучшения характеристик преобразователя, например создание на обратной стороне мембраны жесткого центра и соответствующее изменение топологии лицевой стороны (рис. 3.44). В беспроводном варианте эндоскопического прибора в качестве источника энергии решено использовать аккумуляторные батареи. Принципиальная электрическая схема представлена на рис. 3.45.

В качестве передающего используется промышленный модуль OSA 24 (OSA-104) производства компании «Альтоника» (Россия), рис. 3.46 [9]. Это миниатюрный модуль, работающий по беспроводной технологии Bluetooth. Bluetooth-адаптер позволяет любым устройствам, имеющим интерфейс RS-232, устанавливать беспроводное соединение на расстоянии до 300 м. Основное отличие адаптера порта от других Bluetooth-адаптеров (USB, Compact Flash, ect. adapter) заключается в том, что все необходимое программное обеспечение уже заложено в модуль и для его применения не нужны дополнительные программно-аппаратные средства.



**Рис. 3.44.** Примерный вид обратной стороны мембраны интегрального преобразователя

Работа с модулем очень проста. После предварительной настройки данные записываются в последовательный порт «модуля-передатчика» и считываются с аналогичного порта «модуля-приемника». Модуль OSA-24 (OSA-104) может быть как приемником, так и передатчиком, даже не потребуются изменение программного кода. Применение популярного интерфейса позволило легко интегрировать модуль в схему тактильного прибора.

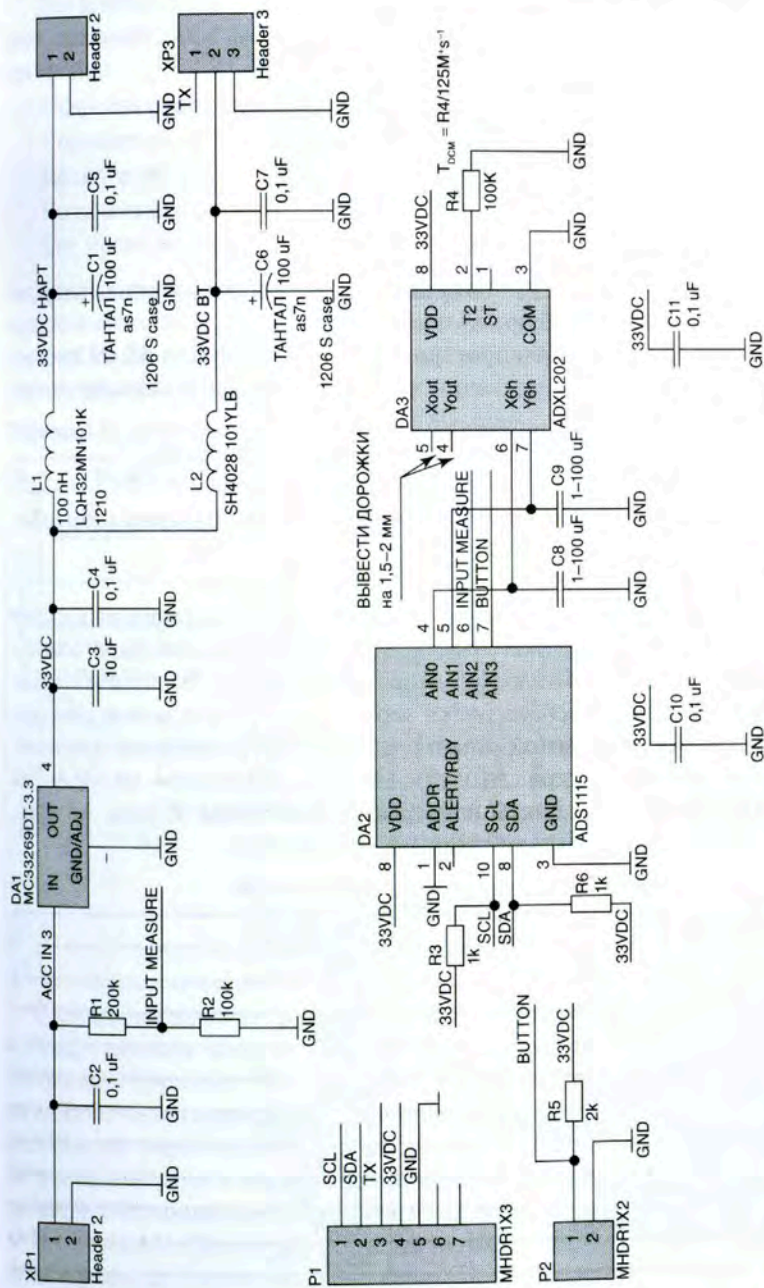


Рис. 3.45. Принципиальная схема беспроводного тактильного прибора



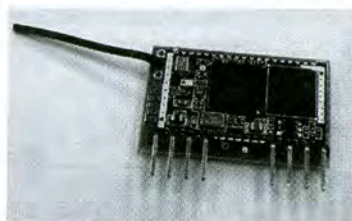


Рис. 3.46. Модуль OSA-24

Основные особенности, определившие использование модуля OSA-24 (OSA-104) в разрабатываемом приборе:

- применение широко распространенного интерфейса RS-232;
- высокая надежность изделия и защита протокола Bluetooth;
- простота монтажа;
- гибкая настройка готовых к использованию функций;
- независимость от операционной системы;
- отсутствие необходимости в дополнительном программном обеспечении;
- малое энергопотребление.

Для детального изучения работы модуля без его включения в схему изделия предлагается специальный адаптер, с помощью которого можно подключить его к компьютеру через порт RS-232. В данном случае для работы с изделием используется терминальная программа, которая поставляется в стандартной комплектации операционной системы персонального компьютера. Модуль OSA-24 отличается от OSA-104 габаритными размерами платы и энергопотреблением. В табл. 3.5 приведены технические характеристики модуля OSA-24.

Таблица 3.5. Технические характеристики модуля OSA-24

Частотный диапазон	2402–2480 МГц
Ширина канала	1 МГц
Количество каналов	79
Чувствительность приемника	–80 дБ
Класс Bluetooth-модуля	1
Дальность действия передатчика	300 м
Максимальная скорость передачи данных	115 200 бит/с
Напряжение питания	3...3,6 В
Рабочий диапазон температур	–20...+85 °С
Максимальное потребление тока	115 мА
Габариты	30×22×6 мм

Для всех каналов связи, которые со стороны персонального компьютера выглядят как стандартные COM-порты, используются следующие настройки.

Скорость передачи	115 200 бит/с
Количество старт-бит	1
Количество бит данных	8 (1 байт)
Количество стоп-бит	1
Бит проверки четности	Нет

Данные передаются непрерывно после включения питания и установки соединения с частотой 100 пакетов в секунду. Пакет данных состоит из 26 пар байтов. Каждая из них образует поле для передачи определенного типа информации (табл. 3.6)

Таблица 3.6. Назначение полей в пакете данных

№	Тип данных	Назначение	Примечание
1	ASCII строка	Всегда 0×54, 0×43 («ТС»)	«ТС» — идентификатор производителя (Технологический центр)
2		Всегда 0×32, 0×30 («12»)	«12» — идентификатор изделия
3	Целое число со знаком (-32 767...32 767) младший байт — пер- вым, -1 = 0×FFFF	Заводской номер изделия	
4		Напряжение питания, В*100	Код 320 соответствует $U_{пит} = 3,2$ В
5		Напряжение внешнего источника, В*100 (только положительные)	Код 320 соответствует $U_{пит} = 3,2$ В
6		Температура, °C (только положительные)	Температура микроконтроллера
7		Код АЦП «давление канал 1»	
8		Код АЦП «давление канал 2»	
...		...	...
24		Код АЦП «давление канал 18»	
25		Код АЦП «давление канал 19»	
26		Всегда 0×FF, 0×FF	Маркер конца пакета

С использованием разработанного модуля датчиков МПДМ-19 и беспроводного модуля OSA-24 разработан принципиально новый тактильный прибор. На рис. 3.47 представлен чертеж общего вида эндоскопического прибора с диаметром зонда 20 мм. Трубка (1) из нержавеющей стали служит для введения датчика в организм пациента. Ее длина выбрана с учетом возможности доступа к труднодоступным органам. Обрезиненная ручка (2) позволяет надежно удерживать прибор во время хирургических вмешательств. Корпус (3) герметично закрывает электронные блоки прибора.



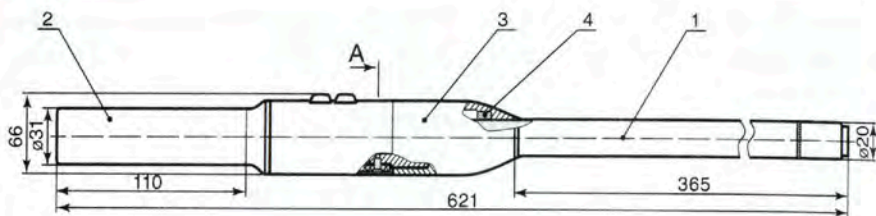


Рис. 3.47. Чертеж общего вида эндоскопического тактильного прибора

На рис. 3.48 приведены варианты созданных мобильных приборов с использованием беспроводного канала связи.



Рис. 3.48. Эндоскопические приборы тактильной диагностики

### 3.5. СОЗДАНИЕ СТАЦИОНАРНЫХ ПРИБОРОВ ТАКТИЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ

В процессе работы были предложены несколько вариантов конструкции стационарного тактильного механорецептора. Они отличаются как внешним обликом, так и конструктивно.

Стационарный тактильный механорецептор предназначен для проведения эндоскопической диагностики удаленных тканей. Принцип его действия основан на физико-механических характеристиках исследуемого образца ткани.

Измерение производится путем нажатия мембраны зонда на испытуемую ткань с определенным усилием. При этом в каждой из полостей резиновой мембраны создается определенное давление, зависящее от характеристик ткани в точке касания. Это изменение регистрируется



высокочувствительными тензодатчиками. Аналоговые сигналы, снимаемые с датчиков, преобразуются с помощью контроллера в цифровой код и передаются на персональный компьютер, работающий во взаимодействии с механорецептором. Результаты измерений с помощью программного обеспечения TestSensors преобразуются в наглядное визуальное изображение на экране монитора. Одновременно ПО TestSensors позволяет управлять режимами работы стационарного механорецептора (изменять скорость и величину перемещения зонда, величину усилия, создаваемого мембраной на образец ткани). Кроме компьютерного управления механорецептором, существует ручной режим работы.

Структурная схема стационарного тактильного механорецептора представлена на рис. 3.49.

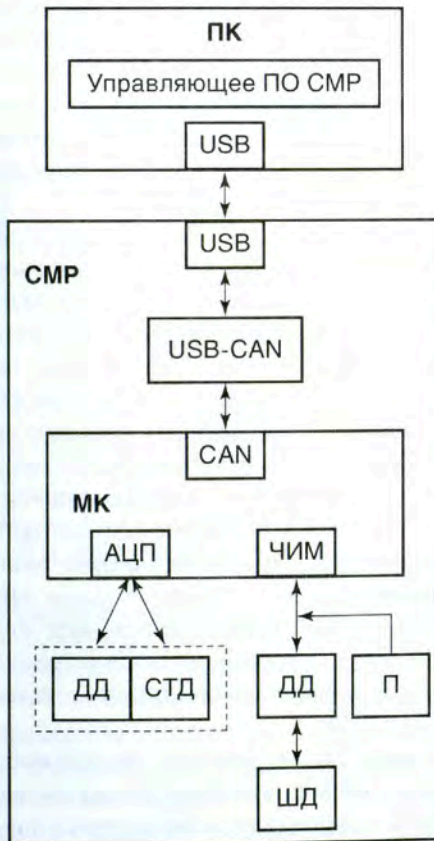


Рис. 3.49. Структурная схема управления стационарным механорецептором

Стационарный механорецептор, в отличие от эндоскопического, включает в себя шаговый двигатель (ШД), драйвер шагового двигателя (ДШД) и пульт управления. Кроме того, микроконтроллер входит в конструкцию стационарного механорецептора в едином с ним корпусе, в то время как у эндоскопического этот блок вынесен за пределы корпуса.

Стационарный тактильный механорецептор (рис. 3.50, см. вклейку) состоит из основания (1), на котором закреплена стойка (3) с тактильным датчиком (2), и пульта управления (4). Последний предназначен для установки ручного или автоматического режима работы механорецептора и управления перемещением предметного столика при ручном режиме работы.

На стойке механорецептора (1, рис. 3.51, см. вклейку) расположены фиксатор (2) и светодиод для подсветки предметного столика (1). На передней части кожуха (рис. 3.52, см. вклейку) (2) находится индикаторная панель (4), по индикаторам которой можно судить о включении питания механорецептора, режиме его работы и направлении движения предметного столика (1). Охлаждение блоков питания, управления и контроллера осуществляется через вентиляционные отверстия (3), расположенные с двух боковых сторон кожуха (2).

Основные механические узлы и электрические блоки механорецептора крепятся к его основанию (рис. 3.53, 3.54, см. вклейку). На основании механорецептора (1) закреплены источник питания (4), плата с контроллером, механизм перемещения предметного столика, вентиляторы и панели (4) с разъемами для тактильного датчика, передачи и приема информации от компьютера к выключателями сети и освещения.

Механизм перемещения предметного столика состоит из штока (3, см. рис. 3.53), корпуса с подшипниковыми направляющими (2), на котором закреплен редуктор с шаговым двигателем (3, см. рис. 3.54). Между верхним торцом штока и предметным столиком расположена тензоопора с датчиками для измерения общего усилия, создаваемого при сжатии тактильным датчиком образцов ткани. Шаговый двигатель сообщает штоку (3, см. рис. 3.54) вертикальное перемещение через редуктор и зубчатую рейку, укрепленную на штоке. Блок управления шаговым двигателем (2) закреплен на корпусе с подшипниковыми направляющими (см. рис. 3.54).

При проектировании стационарного тактильного искусственного механорецептора была выбрана кинематическая схема с перемещением предметного столика и закреплением на корпусе тактильного датчика (рис. 3.55). Она, во-первых, позволяет менять в широких пределах расстояние между предметным столиком механорецептора (8) и чувствительным

элементом датчика, что особенно важно для набора статистических данных, так как не нарушается положение датчиков в процессе длительной эксплуатации; во-вторых, при этом привод столика вместе с тензоопорой располагаются внизу установки, что повышает ее устойчивость.

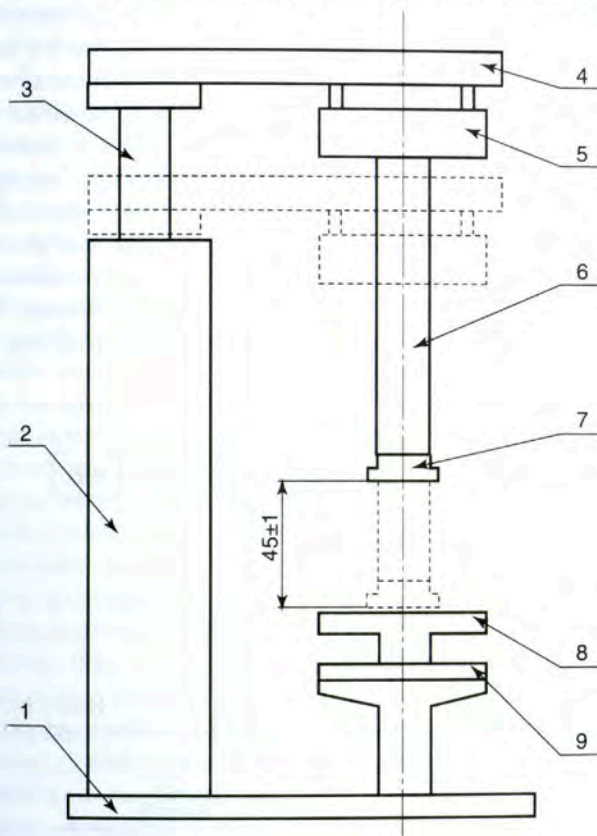


Рис. 3.55. Принципиальная кинематическая схема стационарного тактильного механорецептора: 1 — основание; 2 — привод; 3 — каретка привода; 4 — кронштейн; 5 — датчики давления; 6 — трубка зонда; 7 — чувствительный элемент датчика; 8 — предметный столик; 9 — тензопара с тензодатчиками

В результате анализа указанных выше требований был разработан вариант, в котором принята кинематическая схема привода механизма перемещения предметного столика механорецептора, состоящая из шагового двигателя (типа ДШ200) с редуктором и штока с шарикоподшипниковыми направляющими, на которых закреплена зубчатая рейка. Перемещение столика механорецептора измеряется по программе пу-



тем суммирования количества импульсов, подаваемых на шаговый двигатель, с учетом передаточного отношения редуктора и модуля ведущей шестерни и зубчатой рейки.

Кроме того, имеется проработанный и просчитанный вариант кинематической схемы привода механизма перемещения предметного столика механорецептора, который состоит из шагового двигателя с редуктором, а вместо шарикоподшипниковых направляющих — шариковинтовая передача. Второй вариант более затратен, но в производстве менее трудоемок, так как шариковинтовая передача — узел покупной и дорогостоящий, а шарикоподшипниковая направляющая — собственного изготовления.

Рассматривался также вариант с использованием линейного привода, но он требует проверки и испытания в лабораторных условиях.

Для обеспечения работы всех узлов и блоков стационарного механорецептора была разработана и изготовлена схема (см. рис. 3.55) энергоснабжения прибора, блок-схема которой приведена на рис. 3.56. Она состоит из функциональных блоков.

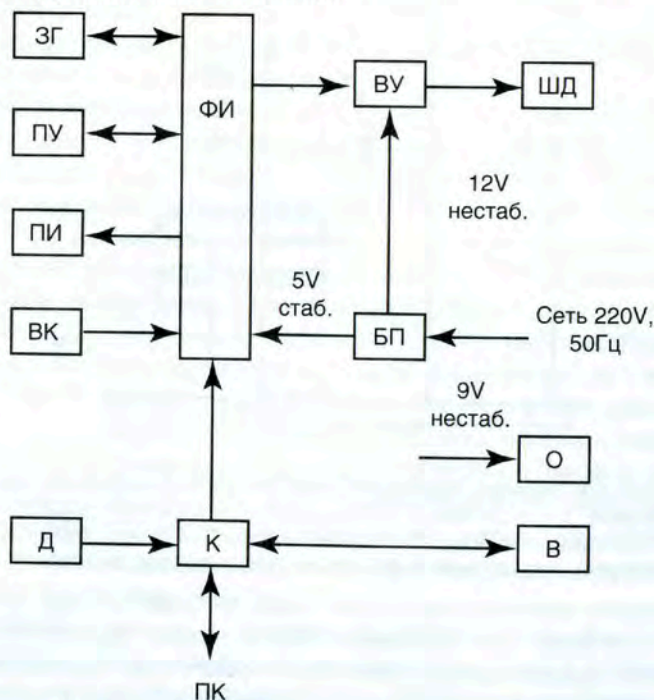


Рис. 3.56. Электрическая блок-схема стационарного тактильного искусственно-го механорецептора

Задающий генератор (ЗГ) вырабатывает прямоугольные импульсы, частоту которых можно менять в пределах от 500 до 2000 Гц, что обеспечивает возможность регулировки скорости вращения шагового двигателя (ШД). Импульсы поступают на вход 4-фазного формирователя импульсов (ФИ). С выхода ФИ 4-фазовые последовательности импульсов поступают на выходные усилители (ВУ), к выходам которых подключен ШД.

Режим работы ФИ можно устанавливать с помощью выносного пульта управления (ПУ). Имеется два режима работы: ручной — «Р» (управление ШД осуществляется с ПУ) и автоматический — «А» (управление ШД производится через персональный компьютер). Первый режим используется для настройки и проверки работы узлов прибора, а второй — при работе с реальными исследуемыми образцами тканей. Переключение режимов работы производится тумблером «Р-А» на ПУ. В ручном режиме выполняются две операции: подъем предметного столика вверх (нажатие кнопки А) и опускание предметного столика вниз (нажатие кнопки Т). При этом на ПУ загораются соответствующие светодиодные индикаторы режимов работы прибора. Аналогичная световая индикация продублирована и на панели индикации корпуса прибора. При достижении предметным столиком крайних верхнего или нижнего положений ФИ отключаются соответствующими концевыми выключателями (КВ).

Все необходимые для работы прибора напряжения вырабатывает блок питания (БП), который выдает 12 В нестабилизированного напряжения для питания ЗГ, ФИ, ПУ и ПИ; 9 В нестабилизированного напряжения для питания контроллера (К), светодиода (О) и вентиляторов (В).

На текущем этапе был осуществлен выбор исполнительного двигателя и шариковинтовой передачи для привода стационарного тактильного искусственного механорецептора.

Требования, предъявляемые к приводу:

- ход перемещения предметного столика — не менее 40 мм;
- точность позиционирования предметного столика в пределах рабочего хода (остановка в заданной позиции) — 0,1 мм;
- рабочее усилие, создаваемое электроприводом, — не менее 20 Н;
- скорость перемещения предметного столика в диапазоне 1–10 мм/с при электронном задании скорости с дискретностью не более 1 мм/с.

Привод должен обеспечивать линейное вертикальное перемещение рабочего столика. Использование в этих целях линейного шагового двигателя нецелесообразно с точки зрения как технологичности кон-



струкции, так и соотношения цены и точности. Для преобразования вращательного движения обычного шагового двигателя в поступательное необходима механическая передача, удовлетворяющая следующим требованиям:

- отсутствие люфтов;
- минимальный износ;
- высокая точность и равномерность поступательного движения с сохранением стабильности этих параметров в процессе эксплуатации.

Наиболее полно этим требованиям удовлетворяют шариковинтовые механизмы, которые, кроме того, имеют еще и ряд других преимуществ:

- низкий приведенный коэффициент трения покоя и, следовательно, высокую кинематическую чувствительность;
- надежную работу как в диапазоне температур от 60 до 500 °С, так и в агрессивной среде и вакууме.

Рассмотрим принцип функционирования привода. Дискретный разомкнутый привод с ШД является синхронно-импульсным следящим приводом, сочетающим в себе возможности глубокого частотного регулирования скорости с возможностями числового задания пути и надежной фиксации конечных координат.

Разомкнутый шаговый привод непосредственно реагирует на импульсные команды, причем информационная характеристика сигнала определяется только частотой и числом импульсных посылок. Скорость вращения и суммарный угол поворота вала двигателя пропорциональны соответственно частоте и числу поданных импульсов; при отсутствии сигнала (нулевая частота) коммутация фаз прекращается, поле в рабочем зазоре двигателя останавливается, а ШД развивает значительный статический синхронизирующий момент. Это позволяет приводу фиксировать, т.е. «запоминать», конечные координаты любых перемещений.

В разомкнутых системах дискретный входной сигнал, ограниченный по мгновенным девиациям частоты и ее предельному значению, поступает на шаговый привод и обрабатывается двигателем в виде углового перемещения с динамическими ошибками, не превышающими максимально допустимое рассогласование между ротором и результирующим вектором поля статора. Динамическая и статическая точность такой системы определяется через дискретность, т.е. величину углового или линейного (на выходе механической передачи) перемещения на один управляющий импульс.



Функциональная схема разомкнутого привода с программным управлением движением представлена на рис. 3.57. Он состоит из устройства управления (УУ), электронного блока управления (БУ), выходного усилителя мощности (УМ) и шагового двигателя. Устройство управления формирует последовательность импульсов, число которых пропорционально необходимой величине перемещения вала ШД. Частота следования импульсов определяется в соответствии с программным алгоритмом. Из-за специфики работы дискретного электропривода в качестве УУ целесообразно использовать микроконтроллеры. БУ обычно состоит из формирователя импульсов и электронного коммутатора (распределителя импульсов).

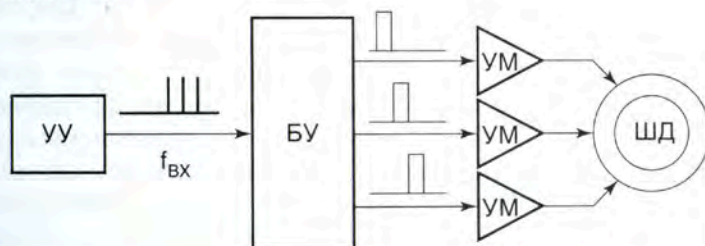


Рис. 3.57. Функциональная схема разомкнутого шагового привода

В качестве УУ в спроектированной системе используется стартовый набор Motorola phyCORE-MCP555. БУ ШД — драйвер фирмы SMC LC6D-507AD, поддерживающий 2- и 5-фазные двигатели этой же фирмы. Из условий технического задания выбран ШД SMC LXPB5SA-50SB.

Основные электрические характеристики привода LXPB5 представлены в табл. 3.7.

Таблица 3.7. Электрические характеристики привода

№ п/п	Параметр	Единица измерения	Значение
1	Количество фаз	Шт.	5
2	Угол базового шага	°	0,72
3	Номинальный ток	А	0,75 на фазу
4	Сопротивление обмотки	Ом	$1,6 \pm 10\%$
5	Индуктивность обмотки	мГн	$1,8 \pm 10\%$
6	Момент удержания	Н·м	0,176
7	Максимальный вращающий момент	То же	0,158
8	Максимальная частота пуска	Импульсов в секунду	3000 (без нагрузки)
9	Максимальная частота продолжительного срабатывания	То же	10 000 (без нагрузки)
10	Ошибка по углу срабатывания	°	$\pm 0,09$

№ п/п	Параметр	Единица измерения	Значение
11	Температура нагрева	°С	До 80
12	Инерция ротора	кг·м <sup>2</sup>	0,053×10 <sup>-4</sup>
13	Класс изоляции	—	Класс В

С учетом требований, налагаемых на проектируемый привод, предлагается алгоритм программного управления, который перемещает вал ШД на заданное число шагов, причем переходный процесс по скорости должен содержать участки разгона, движения с постоянной скоростью и торможения. Участки разгона и торможения имеют одинаковую длину и равные по модулю и постоянные по величине ускорения. Современные ШД допускают режимы работы без потери информации (потери шагов) с внезапными перепадами частоты управляющих импульсов и скорости ее изменения. На рис. 3.58 представлены временные диаграммы изменения частоты управляющих импульсов по программному алгоритму в зависимости от заданного числа шагов перемещения. Случай, когда число шагов управления достаточно, чтобы с частоты приемистости  $f_{\min}$  разогнаться с ускорением  $+a$  до максимальной частоты  $f_{\max}$ , а потом снова снизить частоту управляющих импульсов до  $f_{\min}$ , показан на рис. 3.58, а. Если же число шагов управления меньше, то из программного режима движения выпадает участок движения с постоянной скоростью (рис. 3.58, б).

На рис. 3.58, б, г, представлены величины углового или линейного (на выходе механической передачи) перемещения (количество шагов) при подаче на БУ привода управляющих сигналов, изображенных на рис. 3.58, а, в, соответственно.

Параметры  $f_{\min}$ ,  $f_{\max}$ ,  $a$  заранее известны и определяются из механических характеристик выбранного ШД. Заданное число шагов управления  $S$  является входной величиной для устройства управления. Величины  $t_a$ ,  $t_c$ ,  $t_d$  — временные интервалы, соответствующие движению с ускорением, постоянной скоростью и торможением.

Алгоритм управления по заданным значениям  $f_{\min}$ ,  $f_{\max}$ ,  $a$  и  $S$  должен рассчитать количество шагов, которое должен пройти привод на каждом из трех участков (двух, если участок движения с постоянной скоростью отсутствует) для достижения общего перемещения  $S = S_a + S_c + S_d$ .

Проведем расчет алгоритма управления. Выразим общее перемещение через величины  $f_{\min}$ ,  $f_{\max}$ ,  $a$ ,  $t_a$ ,  $t_c$ ,  $t_d$ :

$$S = f_{\min} \cdot t_a + \frac{a \cdot t_a^2}{2} + f_{\max} \cdot t_c + f_{\max} \cdot t_d - \frac{a \cdot t_d^2}{2}.$$

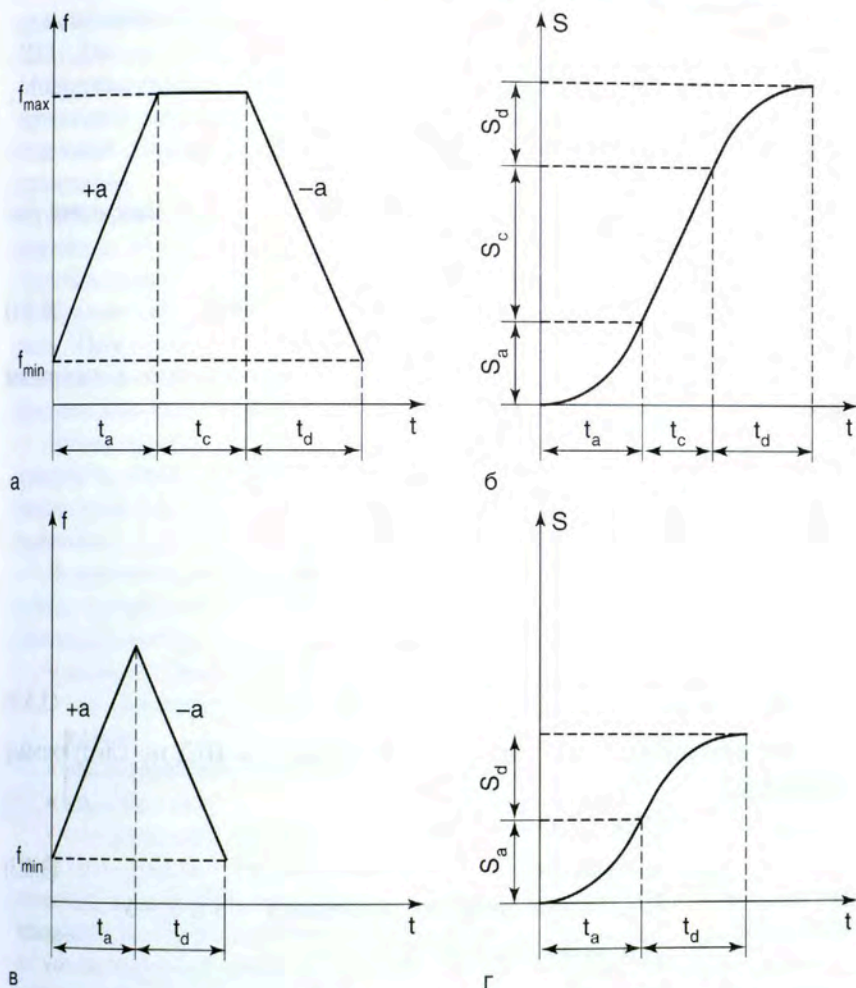


Рис. 3.58. Временные диаграммы изменения, ч (пояснения в тексте)

С учетом эквивалентности участков разгона и торможения получим:

$$t_a = t_d;$$

$$S = t_a (f_{\min} + f_{\max}) + f_{\max} t_c.$$

Принимая во внимание, что пройденные пути на этих участках равны, получим:

$$S_a = S_d;$$



$$f_{\min} \cdot t_a + \frac{a \cdot t_a^2}{2} = f_{\max} \cdot t_a - \frac{a \cdot t_a^2}{2};$$

$$t_a = t_d = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{a}.$$

С учетом вышеизложенного величина перемещения на участке разгона (торможения) равна:

$$S_a = \frac{(f_{\max} + f_{\min})}{2} t_a = \frac{(f_{\max} + f_{\min})}{2} \cdot \frac{(f_{\max} - f_{\min})}{a}. \quad (3.5.1)$$

Используя формулу (3.5.1), получим формальную запись алгоритма управления. Сначала рассчитаем величины  $S_a$  и  $S_c$ :

$$S_0 = \frac{(f_{\max} + f_{\min})}{2} \cdot \frac{(f_{\max} - f_{\min})}{a},$$

$$S_a = \begin{cases} \frac{S}{2}, & \text{если } S_0 \geq \frac{S}{2} \\ S_0, & \text{если } S_0 < \frac{S}{2} \end{cases}$$

$$S_c = S - 2S_a. \quad (3.5.2)$$

Зная величины  $S_a$  и  $S_c$ , необходимо управлять ШД по следующему алгоритму:

$$S_a = \begin{cases} \text{Ускорение, если } S \leq S_a \\ \text{Движение} \\ \text{с постоянной скоростью, если } S_a < S \leq S_a + S_c \\ \text{Торможение, если } S_a + S_c < S \end{cases} \quad (3.5.3)$$

Алгоритм (3.5.3) довольно легко реализуем с помощью УУ, представляющего собой микроконтроллер. Количество шагов  $S$ , необходимое для отработки, прямо пропорционально числу импульсов, подаваемых на БУ. Зависимость между ними может быть различна при использовании разных типов возбуждения (одно-, двухфазное). Рассмотренный выше алгоритм реализован на микроконтроллерном блоке управления.

С персонального компьютера поступает информация о перемещении каретки ШД. В свою очередь, БУ в зависимости от направления движения и алгоритма формирует последовательность частотно модулированных импульсов, количество и частота которых пропорцио-

нальны скорости и перемещению каретки. Они поступают на драйвер ШД. Для управления ШД используются три сигнала CW, CCW, PD. Модулированный сигнал CW заставляет ШД вращаться в прямом направлении, перемещая каретку в направлении удаления от положения парковки. Сигнал CCW приводит к движению каретки в обратном направлении.

Для контроля положения каретки в корпус ШД встроен фотомикросенсор, сигнализирующий о приближении ее к упору (парковке). Данный сигнал поступает с ШД на микроконтроллерный БУ.

Сигнал PD, подаваемый с микроконтроллера, является разрешающим. При высоком уровне этого сигнала на обмотках ШД появляется напряжение, и при отсутствии движения ротор будет зафиксирован статическим моментом.

Использованный в данной конструкции механорецептора привод повлек за собой полную перекомпоновку и частичную замену основных узлов прибора, а также его корпусных деталей, что полностью изменило внешний облик аппарата.

В окончательном варианте прибора использован также принципиально новый конструктивный подход. Основными преимуществами, повлиявшими на выбор этого решения, являются:

- высокая точность и равномерность поступательного движения с сохранением стабильности этих параметров в процессе эксплуатации;
- высокая долговечность (минимальный износ);
- надежность;
- относительно низкая стоимость.

В предыдущих версиях механорецептора поднималось основание столика, а чувствительный элемент оставался неподвижным. При этом подводящие к тензодатчикам провода вынуждены были двигаться вслед за ходом тензочувствительного элемента. В новом варианте конструктивного решения предложена другая кинематическая схема работы. В связи с изменением привода тензочувствительный элемент вместе с предметным столиком неподвижны, а перемещается только зонд с мембраной. При этом зонд со всеми подводящими к датчикам проводами жестко закреплен на каретке (направляющей) привода. За кареткой движется только общий кабель, подающий информацию для обработки на компьютер; он обладает высокой надежностью и не влияет на герметичность зонда, так как является последующим звеном в системе «мембрана — датчики давления». Также используемый привод — сертифицированное изделие повышенной точности и надежности.



При этом пятифазный электродвигатель LXPB5BC-50SB производства SMC Corporation (Япония), используемый в данной конструкции, имеет высокую точность несущей способности конструкции за счет минимальных, практически отсутствующих люфтов при подъеме зонда [10].

Примененный в данной конструкции механорецептора привод обусловил полную перекомпоновку и частичную замену основных узлов прибора, а также его корпусных деталей, что полностью изменило внешний облик аппарата.

На этапе проектирования и изготовления макетных образцов механорецептора был разработан дизайн-проект корпуса стационарного механорецептора. При разработке внешнего вида (рис. 3.60, 3.61, см. вклейку) учтены принципы эргономики и основные законы современного приборостроения для изделий медицинской техники. В поиске стиливого решения использовано сочетание простых форм и пропорций, что позволило элегантно обыграть элементы конструкции и габаритные размеры прибора.

Разработанный корпус удобен в эксплуатации, все компоненты интерфейса и кнопки управления достаточно доступны и наглядны. Предметный столик освещен специальной подсветкой, встроенной в верхнюю часть корпуса.

Общий вид изделия представлен на рис. 3.61, см. вклейку. Цветовое решение корпуса обусловлено условиями его эксплуатации в медицине.

В настоящее время доработанный и подготовленный к серийному производству стационарный тактильный механорецептор вместе с предыдущим вариантом программного обеспечения на базе Notebook выглядит следующим образом (рис. 3.62, см. вклейку).

Корпус состоит из 5 сборочных единиц. Это обеспечивает удобную сборку механорецептора, доступ к сменным частям при техническом обслуживании и ремонте прибора. Кроме того, в состав корпуса входят четыре кнопки управления и защитное стекло, закрывающее паз под индикаторную линейку.

Верхняя часть корпуса оборудована крышкой для легкого доступа к подвижному анализатору (зонду) и плате датчиков давления при минимальном демонтаже корпуса.

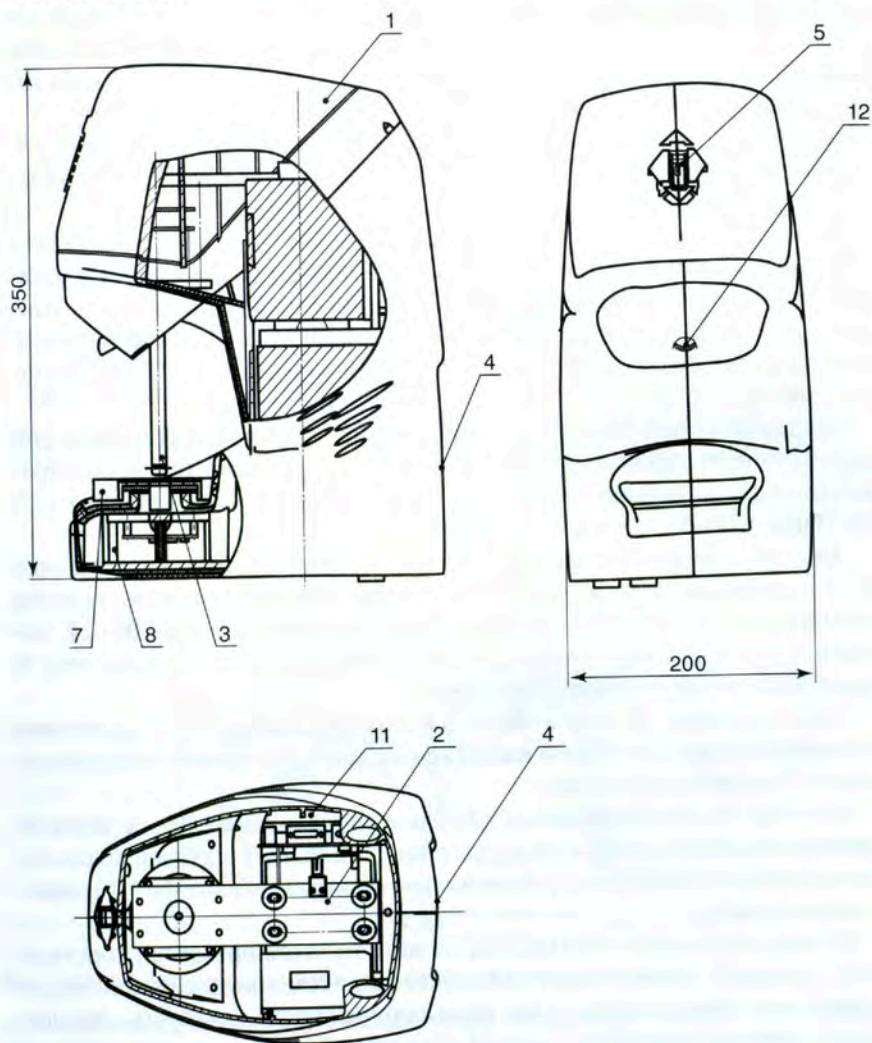
Основание под предметным столиком герметично прилегает к корпусу, чтобы не допустить проникновения исследуемого материала и дезинфицирующих жидкостей внутрь конструкции.

Сборка корпуса осуществляется посредством свинчивания деталей. Изнутри корпус имеет посадочные бобышки, в которых находятся металлические закладные футорки. Тем самым обеспечивается многократно-



вая сборка-разборка конструкции, что необходимо на стадии наработки данных и отладки опытной партии механорецепторов.

Общий вид стационарного тактильного механорецептора представлен на рис. 3.63.



**Рис. 3.63.** Общий вид стационарного тактильного механорецептора (пояснения в тексте)

Стационарный тактильный механорецептор состоит из следующих сборочных единиц: 1 — корпус, 2 — привод в сборе, 3 — зонд, 4 — стенка задняя, 5 — индикатор.

Внутри корпуса находится привод в сборе, к которому крепится зонд. На верхней крышке корпуса расположен узел индикации, отражающий ход зонда и подсвечивающий режимы работы механорецептора (ручной либо автоматический). На задней стенке находятся тумблеры и разъемы для настройки механорецептора и стыковки его с внешним интерфейсом.

Для освещения предметного столика (7) используется фонарик (12). На правой части корпуса закреплены два вентилятора (11) для охлаждения контроллера phyCORE-MPC555.

Привод в сборе представлен на рис. 3.64. Он состоит из следующих сборочных единиц и узлов: тензоопоры в сборе (2), линейки светодиодной (1), блока микропереключателей (4), блока питания (15), контроллера (16), линейного электропривода, плат управления и питания, комплекта конструктивных деталей, образующих силовую часть механорецептора.

Входящий в эту сборочную единицу линейный электропривод (18) закреплен через кронштейн силовой (6) на основании (5). К электродвигателю с помощью уголков (10 и 11) крепится контроллер (17) phyCORE-MPC555 через переходные втулки (12).

Для обработки и преобразования информации, поступающей от электропривода, в конструкцию механорецептора входят драйвер электропривода (6) LC6D-507AD и блок питания (15) RS-100-24, которые через переходные детали (кронштейн драйвера 8 и пластину 9) крепятся к силовому кронштейну.

На основании (5) закреплена тензоопора в сборе (2), состоящая из мембраны с наклеенными на нее тензодатчиками, платы тензоусилителей (3) и крепежных стоек.

На каретке электропривода (8) закреплена планка (7), к которой пристыковываются зонд и индикаторная линейка (1), служащая для визуального отображения направления и величины (в масштабе 1:10) перемещения зонда.

В переработанной конструкции на данном этапе применен короткий зонд, который соответствует габаритам корпуса, и ход его полностью «спрятан» в общем кожухе. При этом величина хода зонда над предметным столиком составляет не менее 40 мм. Трубка такого зонда в разрезе представлена на рис. 3.65.

Трубка в сборе имеет в своем составе трубку с кольцом и мембрану, которая крепится к латунной шайбе. В латунную шайбу впаяны пере-

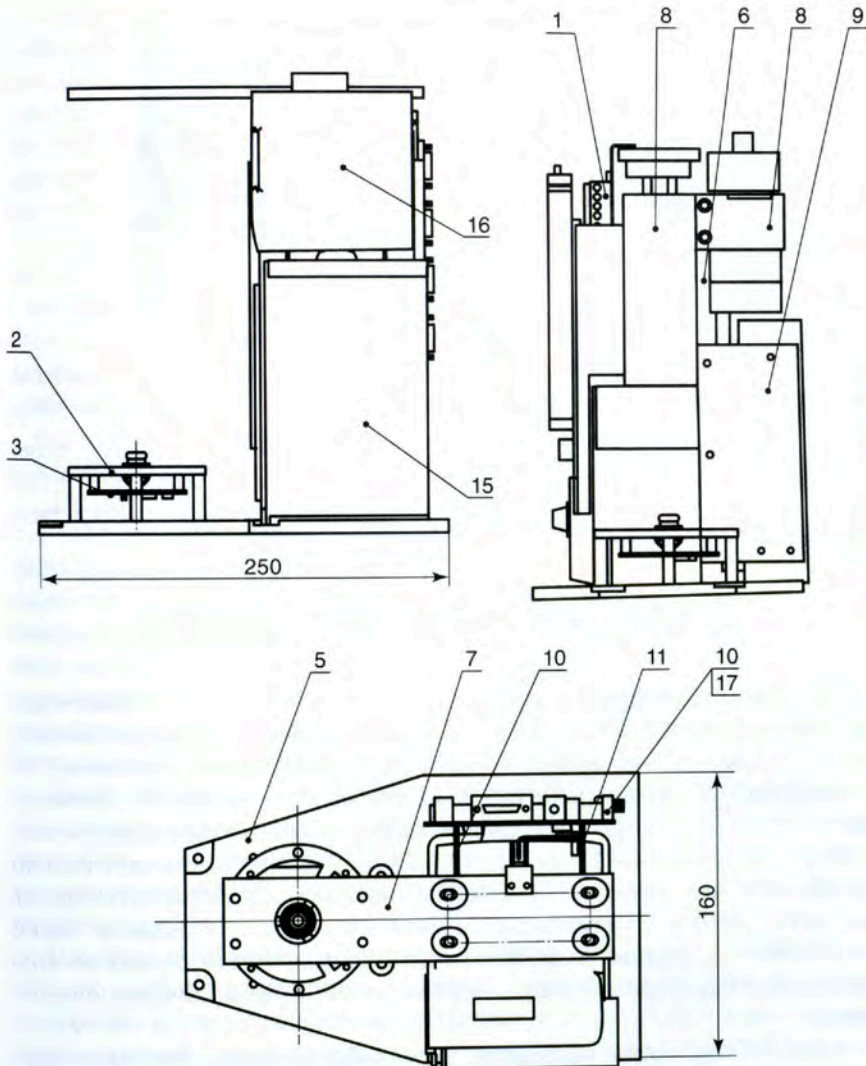
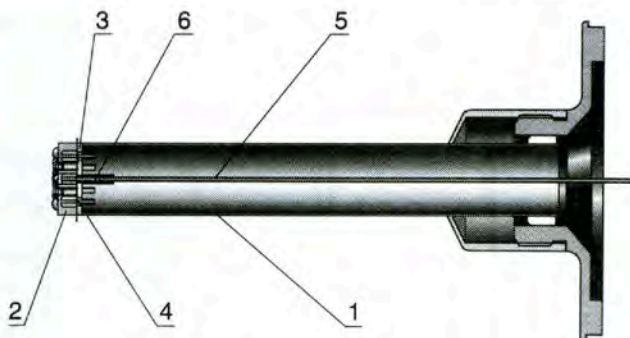


Рис. 3.64. Общий вид привода в сборе (пояснения в тексте)

ходники, которые служат стыковочным элементом между мембраной и медными трубками (19 шт.). Медные трубки, в свою очередь, соединяются с переходниками посредством пластиковых трубок.

От мембраны медные трубки ведут к плате с измерительными датчиками давления. Эта плата крепится посредством стоек к опоре. На плате





**Рис. 3.65.** Трубка зонда в разрезе: 1 — трубка с кольцом; 2 — мембрана; 3 — латунная шайба; 4 — переходник; 5 — медная трубка; 6 — пластиковая трубка

расположены датчики давления со стыковочными элементами — переходниками, зафиксированными на ней прижимом. Медные трубки стыкуются с датчиками давления с переходниками также посредством пластиковых трубок.

### 3.6. СОЗДАНИЕ ТАКТИЛЬНОГО ДИСПЛЕЯ

Тактильный монитор — устройство, имитирующее тактильные ощущения (упругости, формы, фактуры), возникающие у человека при контакте с реальным либо смоделированным на компьютере объектом.

Идеальный тактильный монитор должен предоставлять возможность создавать полную трехмерную модель объекта с сохранением всех механических свойств с точностью не хуже, чем точность тактильного восприятия человека, причем иметь возможность изменять модель «на лету», вслед за изменениями свойств объекта. Создание такого устройства — сложная, возможно невыполнимая задача, однако обычно достаточно некоторой степени приближения к реалистичным ощущениям.

Создано множество устройств, способных вызывать подобные приближенные тактильные ощущения [11, 12]; некоторые из них производятся на коммерческой основе [13, 14]. Тактильные мониторы применяются в первую очередь там, где использование зрительного канала восприятия оказывается неэффективным — в силу либо его неработоспособности (представление графической информации для слепых и слабовидящих людей [15]), либо загруженности (дистанционное управление с обратной связью в робототехнике [16], хирургии [11]).

Развитие лапароскопической хирургии привело к созданию хирургических систем с искусственным тактильным восприятием [11]. Подобные системы состоят из двух основных частей: хирургических инструментов, снабженных тактильными сенсорами, и средств отображения полученной информации. Существуют три подхода к представлению тактильной информации в хирургии [11], в которых используются три различных канала восприятия — зрительный, тактильный и слуховой.

Поскольку зрительный канал хирурга во время операции чрезвычайно загружен, а представление тактильных данных в виде звука связано с потерей значительной части информации, наиболее удобным средством отображения тактильной информации оказываются тактильные дисплеи. Для отображения информации, поступающей с тактильного лапароскопического инструмента, были созданы дисплеи, способные к формированию физической поверхности, обладающие изменяемой формой и распределением упругих свойств.

Для создания такой поверхности используется матрица из элементов-ползунов, способных перемещаться вдоль вертикальной оси. Позиционирование элементов осуществляется с помощью независимых линейных приводов, управляемых микроконтроллером Atmega-2560. Каждый привод состоит из мотор-редуктора MaxonMotor и приводимой им в движение шпильки, которая вращается в резьбе, нарезанной в корпусе ползуна (рис. 3.66, а, см. вклейку). Ползуны имеют форму шестигранных призм и в матрице плотно прилегают друг к другу и к обойме матрицы, что предотвращает их прокручивание.

Мотор-редукторы выполнены по бесколлекторной схеме с определением положения ротора по датчикам Холла. Сигналы с них обрабатываются не только коммутирующей микросхемой, но и непосредственно микроконтроллером, что дает возможность точно позиционировать ползуны.

Ползуны снабжены датчиками, которые измеряют механическую нагрузку, действующую вдоль их осей. Датчики выполнены на основе тензорезисторов, образующих полумост. Выводы датчиков связаны с неподвижной частью установки гибкими проводами, пропущенными через направляющую трубку, которая припаяна к ползуну (рис. 3.66, б, см. вклейку).

Сигнал с каждого датчика силы поступает на неинвертирующий вход инструментального усилителя. Инвертирующие входы соединены с ЦАП, используемыми для балансировки усилителей — процедуры, выполняемой автоматически при включении питания прибора. В ходе балансировки напряжение на выходе ЦАП подбирается так, чтобы



на выходе усилителей при отсутствии давления на датчик получилось определенное постоянное напряжение из средней части рабочего диапазона АЦП микроконтроллера.

Выходы усилителей по очереди коммутируются на вход АЦП микроконтроллера с помощью мультиплексора. ЦАП и мультиплексор управляются через SPI-интерфейс.

Информация о механической нагрузке с АЦП поступает в микроконтроллер. С ее учетом принимается решение о переводе ползуна в определенное положение, являющееся линейной функцией силы, приложенной к его верхушке. Коэффициент линейной функции определяет упругие свойства элемента тактильного изображения, воспроизводимого ползуном, свободный член задает положение равновесия этого элемента.

Связь прибора с персональным компьютером осуществляется по интерфейсу UART микроконтроллера через встроенный в прибор USB-UART переходник LITTLEUSB.

Вышеописанная конструкция была реализована в двух устройствах. Первый прибор имеет рабочую площадку из 19 ползунгов. Его главной особенностью является использование металлических тензорезисторов в качестве чувствительных элементов. Для обеспечения приемлемых значений деформаций тензорезисторов в качестве материала ползунгов была использована латунь. Такое сочетание материалов обеспечило прибору высокую стабильность работы, механическую прочность и простоту сборки, однако привело к необходимости использования усилителей в режиме с высоким коэффициентом усиления, что ухудшило соотношение «сигнал-шум» и, как следствие, усложнило работу управляющей части прибора и уменьшило наименьшее допустимое значение коэффициента жесткости.

Второй прибор является в значительной степени экспериментальным (рис. 3.67, см. вклейку). Его рабочая площадка состоит из 7 ползунгов. В датчиках силы используются тензорезисторы на пьезорезистивных полимерных пленках [18], обладающие высокой чувствительностью и допускающие большие деформации. Для получения нужных значений деформации и улучшения свойств передачи «винт-гайка» ползуны прибора были выполнены из УФ-отверждаемого пластика на 3D принтере. Относительная хрупкость конструкции и отсутствие отработанных удобных методов работы с использованными полимерными пленками привели к существенному усложнению процесса сборки устройства. Основными достоинствами данной конструкции являются высокая амплитуда сигнала и отличное соотношение «сигнал-шум», позволяю-



шее воспроизводить очень низкие значения коэффициента жесткости. Итоговые характеристики приборов приведены в табл. 3.8.

**Таблица 3.8.** Итоговые характеристики изготовленных приборов

Характеристика	Прибор 1	Прибор 2
Количество элементов тактильного изображения	19	7
Расстояние между центрами элементов тактильного изображения, мм	7	7
Наименьшее измерение рабочей площадки*, мм	33	19
Чувствительный материал тензорезисторов	Металл	Пьезорезистивная полимерная пленка
Материал ползунов	Латунь	Пластик
Ход ползунов, мм	10	10
Скорость позиционирования ползунов, мм/с	16	6
Диапазон допустимых значений коэффициента жесткости элемента изображения	От 0,2 Н/мм до бесконечности	От 0,1 Н/мм до бесконечности
Максимально допустимая нагрузка на ползун при позиционировании, Н	2	4

\* Рабочая площадка имеет форму правильного шестиугольника.

Наиболее технологичным вариантом, представленным в массовом производстве, стал тактильный дисплей, состоящий из 19 управляемых источников питания, которые обеспечивают подачу необходимого напряжения на исполнительные механизмы. Они, в свою очередь, определяют объем усилия на тактильной головке.

Источники питания тактильного дисплея представляют собой ШИМ-преобразователи, работающие на фиксированной частоте 200 кГц. Управление выходным напряжением этих источников осуществляется цифровыми потенциометрами.

В качестве исполнительных механизмов применены электромагниты ТМ1939Т-24 производства новосибирского предприятия «Магнитек» [19]. Для смещения якоря на линейный участок между стопорным кольцом и корпусом вместо пружины устанавливается шайба из немагнитного материала. Для создания начального фона упругости между приводом тактильного элемента и верхней частью электромагнита устанавливается пружина усилием ~20 г (вес якоря 15 г + 5 г на фон).

## Литература

1. Козорезов Ю.Ю. Приборы, системы и изделия медицинского назначения: Дис. ... канд. тех. наук: 05.11.17. — МГУ имени М.В. Ломоносова, 2012. — С. 107–136.
2. НПК Технологический Центр // <http://www.tcen.ru/>.

3. Амеличев В.В., Буданов В.М., Гусев Д.В. и др. Разработка и создание опытных образцов искусственных тактильных механорецепторов для эндоскопии // Нано- и микросистемная техника. — 2009. — №2. — С. 30–33.
4. Melexis, Inc. // <http://www.htmldata-sheet.ru/melexis/mlx90240.htm>.
5. ООО «Резонит» // <http://www.rezonit.ru/>.
6. Отчет об опытно-конструкторской работе «Разработка технологий и создание опытных образцов двумерной матрицы тактильных сенсоров с элементами предварительной обработки информации» по теме «Разработка рабочей технической документации опытного образца». Этап второй (промежуточный). — Шифр Федеральной целевой программы «2007–2–2.2–04–04». УДК 531.7.616–018. № госрегистрации 01200709727.
7. Sugiyama S., Kawahata K., Abe M. et al. High-resolution silicon pressure imager with CMOS processing circuits // Rec. of the 4th Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators (Transducers '87). — 1987. — P. 444–447.
8. Esashi M., Sugiyama S., Ikeda K. et al. Vacuum-sealed silicon micromachined pressure sensors // Proceedings of the IEEE. — 1998. — Vol. 86, N. 8. — P. 1627–1639.
9. «Альтоника» // <http://www.altonika.ru/ru/>.
10. SMC Corporation // Japan. <http://www.smcworld.com/en/>.
11. 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.
12. Chouvardas V.G., Miliou A.N., Hatalis M.K. Tactile displays: Overview and recent advances // Displays. — 2008. — Vol. 29, N. 3. — P. 185–194.
13. Immersion, Inc. // <http://www.immersion.com/index.html>.
14. Senseg, Inc. // Finland. <http://senseg.com>.
15. Becker J., Becker D., Hinton D., Anderson H.Jr. Braille computer monitor // US Patent №6700553, 2004 // <http://www.freepatentsonline.com/6700553.html>.
16. Avizzano C., Bargagli F., Frisoli A., Bergamasco M. The hand force feedback: analysis and control of a haptic device for the human-hand // IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. — Nashville, TN, 2000. — Vol. 2. — P. 989–994.
17. Соколов М.Э., Буданов В.М., Мартыненко Ю.Г. и др. Устройство для исследования ткани при эндоскопическом исследовании // Патент РФ, 2006. №2286080.
18. Laukhina E., Pfattner R., Ferreras L.R. et al. Ultrasensitive piezoresistive all-organic flexible thin films // Adv. Mater. — 2010. — Vol. 22, N. 9. — P. 977–981.
19. «Магнитек»: электромагниты и соленоиды // <http://www.magnitek.ru/>.