

# Глава 4

---

## Экспериментальная апробация основных технических решений

### 4.1. ДОКАЗАТЕЛЬСТВО «ТЕОРЕМЫ СУЩЕСТВОВАНИЯ»

Для изучения основных биотехнологических параметров был создан экспериментальный прибор (рис. 4.1, см. вклейку). На его контактирующей поверхности установлены датчики, выполненные в виде упругих камер (рис. 4.2, 4.3), которые заполнены воспринимающей давление средой. Причем эти камеры-датчики размещены по площади так, что фиксируют раздельно плотность и неоднородность участков биологической ткани с получением эффекта «осязания», регистрируемого «цифровым» способом компьютерной системой фиксации и обработки полученных данных с возможностью динамического сопоставления.

С помощью потенциометра (Пт) (рис. 4.4) оператор управляет положением выходного вала двигателя (Дв) и соответственно перемещением правого конца рычага Р через кривошипно-шатунную передачу. Длина рычага велика по сравнению с размером кривошипа, рычаг находится почти в горизонтальном положении, поэтому близко к вертикальному движению его правого (рабочего) конца жестко

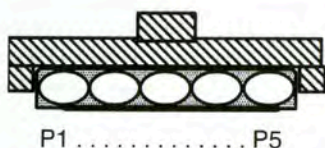


Рис. 4.2. Схема строения тактильного датчика

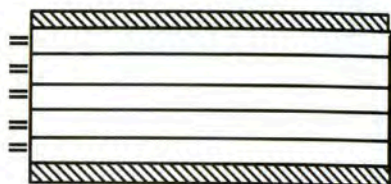


Рис. 4.3. Схема строения тактильного датчика

последовательно прикреплены тензометрический однокомпонентный силоизмерительный датчик (F) и тактильный датчик (Т). Тактильный датчик имеет пять полостей, соединенных с миниатюрными датчиками давления (ДД). Усилитель (УС) усиливает слабые электрические сигналы датчиков давления и силоизмерительного датчика до величин, лежащих в рабочем диапазоне аналого-цифрового преобразователя контроллера, который используется в составе системы. Таким образом, с помощью потенциометра задается вертикальное перемещение тактильного датчика, через который осуществляется механическая деформация образца. При этом обеспечивается возможность регистрации давлений в полостях тактильного датчика и вертикальной компоненты силы, приложенной к объекту.

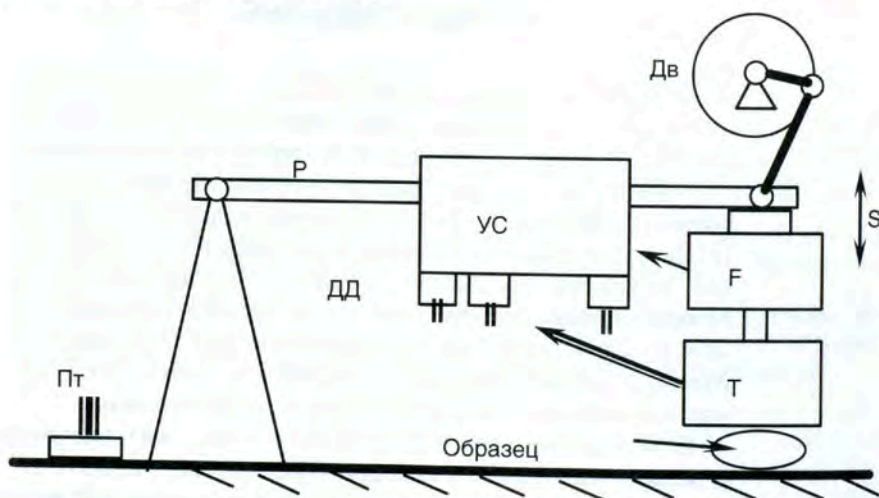
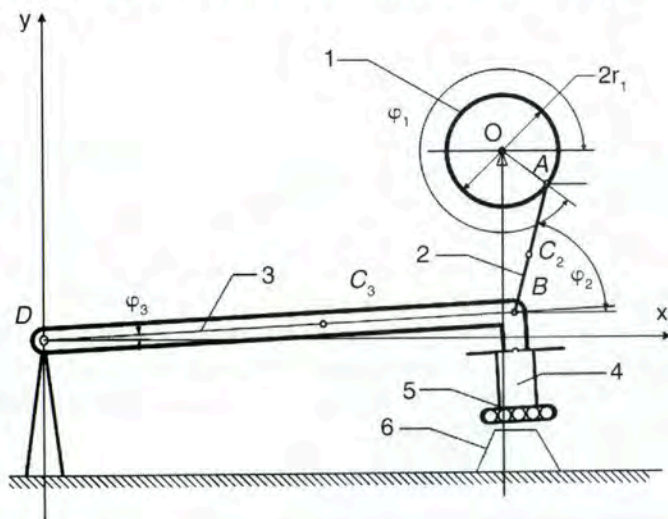


Рис. 4.4. Схема строения стационарного тактильного прибора. Потенциометр (Пт), двигатель (Дв), рычаг (Р), тензометрический однокомпонентный силоизмерительный датчик (F), тактильный датчик (Т). Тактильный датчик имеет пять полостей, соединенных с миниатюрными датчиками давления (ДД), усилитель (УС)

Датчик (см. рис. 4.2, 4.3) выполнен из мягких полимерных трубок, наклеенных на пластину. С одной стороны они запаиваны, а с другой соединяются с датчиками давления посредством более жестких трубок меньшего диаметра. Пространство между трубками заполнено упругим материалом, который образует плоскую чувствительную поверхность. Давления в полостях трубок датчика определяются их деформацией, которая, в свою очередь, зависит от структуры объекта исследования. В частности, если эластичный объект содержит твердое включение размера, соизмеримого с размером полости, то при деформации объекта в полостях, контактирующих с этим включением, возникает большее изменение давления, чем в остальных. На рис. 4.5 показан общий вид разработанного макета стационарного тактильного прибора.



**Рис. 4.5.** Схема макета тактильного прибора: 1 — выходной вал электродвигателя постоянного тока; 2 — коромысло; 3 — кривошип; 4 — тензометрический однокомпонентный силоизмерительный датчик; 5 — блок датчиков локального давления; 6 — исследуемая биологическая ткань

На неподвижном горизонтальном основании (см. рис. 4.5) установлен электродвигатель постоянного тока, выходной вал которого вращается вокруг горизонтальной оси, проходящей через точку  $O$ . Выходной вал шарниром  $A$  скреплен с коромыслом, которое приводит в движение кривошип ( $DB$ ). К кривошипу жестко прикреплен тактильный датчик (5), который при опускании кривошипа входит в контакт с исследуемой биологической тканью. Между кривошипом и тактильным датчиком



находится однокомпонентный тензометрический силоизмерительный датчик.

Тактильный датчик имеет 5 полостей, соединенных с миниатюрными датчиками давления. После усиления слабых электрических сигналов датчиков давления и силоизмерительного датчика до величин, лежащих в рабочем диапазоне аналого-цифрового преобразователя контроллера в составе системы, обеспечивается возможность регистрации давлений в полостях тактильного датчика и вертикальной компоненты силы, приложенной к исследуемому объекту.

С помощью потенциометра регулируется напряжение, подаваемое на двигатель, и тем самым задается угол поворота выходного вала двигателя  $\varphi_1$ . При этом происходит контактное взаимодействие тактильного датчика и образца ткани, сопровождающееся его механическими деформациями.

Давления в полостях трубок датчика определяются их деформацией, которая, в свою очередь, зависит от структуры объекта исследования. В частности, если эластичный объект содержит твердое включение размера, соизмеримого с размером полости, то при деформации объекта в полостях, контактирующих с этим включением, давление изменяется больше, чем в остальных.

Для описания движения блока датчиков локального давления вводится неподвижная система координат  $Dxu$  с вертикальной осью  $y$  и с началом в точке  $D$ , вокруг которой вращается кривошип  $DB$ . При горизонтальном положении кривошипа точки  $D$  и  $O$  находятся на одной вертикали, поэтому координаты точки  $O$ , через которую проходит ось вращения двигателя, имеют вид:

$$x_O = r_3, y_O = r_2 + r_1.$$

Здесь длины звеньев макета  $r_1 = OA$ ,  $r_2 = BA$ ,  $r_3 = DB$ .

Пронумеруем звенья механизма: кривошип  $OA$  — 1, коромысло  $AB$  — 2, кривошип  $DB$  — 3. Несмотря на то что механизм, обеспечивающий движение блока датчиков локального давления, представляет собой систему с одной степенью свободы, при обработке показаний удобно использовать уравнения в избыточном наборе переменных. Соответствующие кинематические уравнения для шарнирного четырехзвенника  $DBAO$  имеют вид:

$$\varphi_1 = \Omega_1,$$

$$\varphi_2 = u_2(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)\Omega_1,$$

$$\varphi_3 = u_3(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)\Omega_1.$$

Здесь

$$u_2(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3) = \frac{r_1 \sin(\varphi_1 - \varphi_3)}{r_1 \sin(\varphi_2 - \varphi_3)}; \quad u_3(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3) = \frac{r_1 \sin(\varphi_1 - \varphi_2)}{r_3 \sin(\varphi_3 - \varphi_2)}.$$

Начальные условия для системы дифференциальных уравнений:

$$\varphi_1(0) = \varphi_1^0, \varphi_2(0) = \varphi_2^0, \varphi_3(0) = \varphi_3^0$$

нельзя задавать произвольно, так как они должны удовлетворять уравнениям связей:

$$\begin{aligned} r_3 \cos \varphi_3^0 + r_2 \cos \varphi_2^0 - r_1 \cos \varphi_1^0 &= r_3, \\ r_3 \sin \varphi_3^0 + r_2 \sin \varphi_2^0 - r_1 \sin \varphi_1^0 &= r_2 + r_1. \end{aligned}$$

Для оценки вязкоупругих свойств исследуемой ткани процесс деформации ткани будем считать изотермическим и воспользуемся обобщенной гипотезой вязкого трения Зинера–Ишлинского (моделью стандартного вязкоупругого тела), согласно которой при одноосном напряженном состоянии связь между напряжением и относительной деформацией представляется дифференциальной зависимостью:

$$a_1 \frac{d\sigma}{dt} + a_2 \sigma + a_3 \varepsilon + a_4 \frac{d\varepsilon}{dt} = 0,$$

где  $a_1 - a_4$  — физические константы тела. Учитывая это, связь между показателями силоизмерительного датчика и углом поворота кривошипа  $DB$  задается в виде:

$$\kappa \frac{df}{dt} + f + k \left( \varphi_3 + \tau \frac{d\varphi_3}{dt} \right) = 0.$$

Здесь  $\kappa$ ,  $k$ ,  $\tau$  — коэффициенты релаксации, жесткости и вязкости испытуемого образца ткани. В результате эксперимента появляется информация о величине силы  $f$  в дискретные моменты времени, а угол  $\varphi_3$  является решением кинематических уравнений. Поэтому, интегрируя на интервале времени  $[t_m, t_j]$ , приходим к задаче линейной регрессии:

$$\theta_{mj} \mathbf{x} = b_{mj} + v_{mj}.$$

Здесь:

$$\theta_{mj} = \left( f(t_j) - t(t_m), \varphi_3(t_j) - \varphi_3(t_m), \int_{t_m}^{t_j} \varphi_3(\tau) d\tau \right); \quad \mathbf{x} = \begin{pmatrix} \kappa \\ \tau \kappa \\ k \end{pmatrix}; \quad b_{mj} = - \int_{t_m}^{t_j} f(\tau) d\tau,$$



где  $v_{mj}$  — случайная помеха. В качестве оценки вектора  $x$  используется решение метода наименьших квадратов:

$$x = (H_{mn}^T H_{mn})^{-1} H_{mn}^T B_{mn}.$$

Здесь  $H_{mn}$  — прямоугольная матрица, строками которой являются  $n$  векторов  $\theta_{mn}$ ,  $B_{mn}$  — вектор-столбец, элементами которого являются  $n$  чисел  $b_{mn}$ ,  $T$  — знак транспонирования.

$$H_{mn} = \begin{pmatrix} Q_{m,m+1} \\ Q_{m,m+2} \\ \dots \\ Q_{m,m+n} \end{pmatrix}; B_{mn} = \begin{pmatrix} b_{m,m+1} \\ b_{m,m+2} \\ \dots \\ b_{m,m+n} \end{pmatrix}.$$

Таким образом, для каждого образца с помощью описанного алгоритма можно получить средние значения коэффициентов жесткости, вязкости и релаксации в области линейных деформаций образца.

Деформации, происходящие при контакте тактильного датчика с образцом ткани, выходят за пределы линейной вязкоупругости, описываемой линейным дифференциальным уравнением. Для анализа нелинейных эффектов была построена математическая модель движения механизма прибора.

Суммарный вес кривошипа  $DB$  и контроллера, на нем закрепленного, приложен в точке  $C_3$ , вес коромысла  $AB$  приложен в точке  $C_2$ ,  $\rho_2$ ,  $\rho_3$  — моменты инерции первого и третьего тела системы относительно своих осей вращения,  $\rho_2$  — момент инерции коромысла относительно центра масс  $C_2$ ,  $j$  — передаточное число редуктора электродвигателя. Приведенный момент инерции:

$$J(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3) = m_1 \rho_1^2 j^2 + m_2 a_2^2 u_2^2 + \\ + m_2 a_2 r_3 u_2 u_3 \cos(\varphi_2 - \varphi_1) + (m_2 (r_3^2 + \rho_2^2) + m_3 \rho_3^2) u_3^2.$$

Кинетическая и потенциальные энергии механизма механорецептора:

$$T = \frac{1}{2} J(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3) \dot{\varphi}_1^2, \\ \Pi = m_2 g a_2 \sin \varphi_2 + (m_2 g r_3 + m_3 g a_3) \sin \varphi_3.$$

Движение механизма описывается следующей системой нелинейных дифференциальных уравнений:

$$\frac{d\varphi_1}{dt} = \Omega_1,$$

$$\begin{aligned}\frac{d\varphi_2}{dt} &= u_2(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)\Omega_1, \\ \frac{d\varphi_3}{dt} &= u_3(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)\Omega_1, \\ \frac{d\Omega_1}{dt} &= \frac{1}{J(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3)} \times \\ &\times \left[ \frac{c_2 l_1 - c_1 l_2}{l_2} \sin \varphi_1 - \frac{1}{2} J_\varphi(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3) \Omega_1^2 + P + f + c_1 U - c_2 j \Omega_1 \right],\end{aligned}$$

где  $J_\varphi = \frac{\partial J}{\partial \varphi_1} + \frac{\partial J}{\partial \varphi_2} u_2 + \frac{\partial J}{\partial \varphi_3}$ ;  $P = -m_{\text{с}2} g a_2 u_2 \cos \varphi_2 + (m_{\text{с}2} g r_3 + m_{\text{с}3} g a_3) u_3 \cos \varphi_3$ ,

$U$  — напряжение на двигателе постоянного тока,  $c_1, c_2$  — коэффициенты двигателя,  $f$  — сила взаимодействия исследуемой биологической ткани с силоизмерительным датчиком.

Возможность осязания с использованием нашего аппарата была исследована в эксперименте. Нам было необходимо сравнить объективные данные, «считанные» нашим датчиком и зафиксированные компьютером, и субъективные, выявленные при осязании исследователем. Все они были получены нами в патологоанатомическом исследовании. Проведено последовательное изучение плотности тканей органов брюшной полости и забрюшинного пространства.

Для изучения с помощью тактильного прибора орган прошивался двумя швами и брался на капроновые держалки. Между держалками рассекалась ткань. Участок для исследования пальпировался врачом. Случай идентифицируется и описывается исследователем, отмечаются «утолщения и уплотнения» стенки образца. Участок ткани помещается в устройство, проводится измерение. На представленных в табл. 4.1 графиках (см. вклейку) цветные линии соответствуют данным, полученным с каждого из датчиков. Графики над горизонтальной линией свидетельствуют об умеренной жесткости материала объекта (условные единицы).

Результаты проведенных испытаний прибора на биологическом материале приведены в графиках (см. табл. 4.1). Рассмотрим подробнее линии графика (рис. 4.1.1, см. вклейку). По горизонтальной оси откладывается время. По вертикальной выше оси времени отображаются сила ( $F$ ) и перемещение ( $S$ ). По вертикальной ниже оси времени отображаются данные с датчиков воздушного давления. Таким образом, анализируя представленные графики, мы можем увидеть зависимости



данных датчика силы, установленного у основания эластичной мембраны, и данных от датчиков давления, расположенных на эластичной мембране.

Так, селезенка пропальпирована исследователем. Случай идентифицирован как мягкая дольчатая структура с участком жесткого вкрапления. Проведено измерение. На представленном графике (рис. 4.1.1, см. вклейку) все цветные линии значительно расходятся, что соответствует наличию участка значительной плотности. Графики над горизонтальной линией свидетельствуют о включении в объект участка высокой жесткости (кальцинат; 1,32 условные единицы).

Исследователем пропальпирована стенка двенадцатиперстной кишки. Случай идентифицирован как мягкая эластическая пластина с легко расправляемой складкой. Участок помещен в устройство, осуществлено измерение. На представленном графике (рис. 4.1.2, см. вклейку) все цветные линии практически сливаются в единое целое, что свидетельствует об эластическом характере образца. Данные аналогичны полученным при исследовании пищевода. Графики над горизонтальной линией свидетельствуют об умеренной жесткости материала объекта (0,65 условных единиц).

Участок пищевода пропальпирован исследователем. Случай идентифицирован как мягкая мышечная пластина с эластической складкой. Участок пищевода помещен в наше устройство, проведено измерение. На представленном графике (рис. 4.1.3, см. вклейку) ниже горизонтальной линии определяются пять почти сливающихся между собой цветных линий. Каждая из них отражает сведения, полученные нами с искусственных осознательных рецепторов. Участок, расположенный под «синим» рецептором, более мягкий, оказывает меньшее сопротивление давлению. Участки под остальными рецепторами более плотные. Осознательная функция зависит как от свойств самой ткани, так и от силы и скорости нажатия. Графики над горизонтальной линией отражают перемещение контактной площадки прибора и проекцию главного вектора силы давления на изучаемый объект. Эти графики свидетельствуют о значительной жесткости материала (0,96 условных единиц).

Исследователем пропальпирована стенка желудка. Случай идентифицирован как плотноватая эластическая мышечная пластина с эластичной расправляемой складкой. Участок желудка помещен в устройство, осуществлено измерение. На представленном графике (рис. 4.1.4, см. вклейку) участок, расположенный под «синим» рецептором, более мягкий, оказывает меньшее сопротивление давлению. Участки под остальными рецепторами более плотные. Упругость желудка больше, чем пищевода. Математическая обработка графика над горизон-



тальной линией свидетельствует об умеренной жесткости материала объекта (0,28 условных единиц).

Исследователем пропальпирована стенка привратника. Случай идентифицирован как «плотная мышечная пластина со ступенькой». Участок привратника помещен в патентуемое устройство, осуществлено измерение. На представленном графике (рис. 4.1.5, см. вклейку) участок, расположенный под синим и красным датчиками, жестче, чем под остальными. Эта часть и воспринимается исследователем как «ступенька» и соответствует более плотному мышечному участку. Графики над горизонтальной линией свидетельствуют о существенной жесткости материала объекта (0,87 условных единиц).

Рис. 4.1.6 (см. вклейку): поджелудочная железа пропальпирована исследователем. Случай идентифицирован как дольчатая равномерная структура. Проведено измерение. На представленном графике все цветные линии почти повторяют контуры друг друга, отмечается их незначительное расхождение в области расположения более плотного участка. Графики над горизонтальной линией свидетельствуют об умеренной жесткости материала объекта (0,63 условных единицы).

Данные примеры показывают возможность использования прибора при проведении тактильного исследования.

На первом этапе работы нами был создан специальный прибор, состоящий из 5 герметичных эластичных камер, соединенных с дискретными датчиками давления. В патологоанатомическом отделении ЦКБ УПД Президента РФ были обследованы удаленные ткани. Оказалось, что при соприкосновении камер с мягкой тканью в них можно зарегистрировать изменения давления. Стало понятно, что «теорему существования» можно считать доказанной.

## 4.2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ АПРОБАЦИЯ МНОГОКАМЕРНОГО МЕХАНОРЕЦЕПТОРА

На основе апробации основных технических решений и создания представительной базы данных нормальных и измененных тканей был создан макетный образец стационарного комплекса тактильной диагностики. Он состоит из тактильного инструмента, который может быть использован как в составе комплекса, так и отдельно (стационарная часть). На рис. 4.6, 4.7 (см. вклейку) представлены фотография и структура стационарного прибора, с помощью которого осуществляется тактильное тестирование образцов.

Для эффективного проведения обследований, использующих тактильный механорецептор, был реализован специальный программный комплекс, который может применяться на всех стадиях обследования — от снятия данных с датчиков механорецептора до диагностики.

Функциональные возможности программного комплекса включали обследование образца ткани и сохранение результатов, предварительную обработку данных, визуализацию результатов обследования, элементы автоматической диагностики.

Образцы тканей пациента без фиксации формалином доставлялись в патологоанатомическое отделение, где фрагменты тканей органов размерами 2×2 см вырезались и подвергались тактильному инструментальному анализу (пример эксперимента представлен на рис. 4.8, 4.9, см. вклейку). Одно исследование состояло в том, что образец помещался на рабочий столик, задавались скорость сжатия образца, максимальная сила сжатия и запускался прибор. Автоматически осуществлялся подъем рабочего столика до момента, когда сила сжатия достигала заданной величины, после чего направление движения менялось на противоположное. После полного освобождения образца оператор останавливал прибор. В процессе эксперимента каждые 100 мс (10 раз в секунду) регистрировались показания всех 24 датчиков давления, датчика суммарной силы и датчика перемещения. По окончании эксперимента оператор имел возможность просмотреть данные эксперимента в цифровом и графическом виде, задать имя файла и сохранить его на жестком диске компьютера. Имелась также возможность просмотра ранее записанных файлов.

Затем фрагменты тканей фиксировались формалином и подвергались стандартному гистологическому исследованию. После получения гистологического заключения проводилось его сравнение с результатами тактильного исследования.

Экспериментальные испытания проводились на базе МНИОИ им. П.А. Герцена, КБ №119 ФМБА России и ГКБ № 31. Ниже приведен анализ небольшой части накопленного материала.

В ходе испытаний «инструментальной пальпации» было подвергнуто 57 образцов тканей органов брюшной полости. Из них 46 образцов содержали патологически измененную ткань, также с помощью комплекса тактильной диагностики были исследованы неизменные образцы тканей и образцы, изменения которых соответствуют возрастной норме для данных пациентов (11 образцов).

Для удобства восприятия мы разделили всю базу данных по анатомическому принципу на 3 категории: заболевания желчного пузыря и жел-



чевыводящих путей, аппендициты, заболевания желудка и кишечника. Также была выделена категория неизменных образцов тканей и образцов, изменения которых соответствуют возрастной норме для данных пациентов.

В ходе оценки данных, полученных комплексом тактильной диагностики, были сделаны выводы о плотности и неоднородности исследованных образцов.

Графически представленные результаты оценивались по цветной шкале, где синий цвет соответствовал сигналу с участка наименьшей плотности, бирюзовый и салатовый — с участка повышенной плотности, а желтый и красный — с участков максимальной плотности. Результаты эксперимента представлены в табл. 4.1 (см. вклейку).

Результаты тактильного исследования фрагментов тканей, пораженных патологическим процессом, сравнивались друг с другом и с фрагментами неизменных тканей или тканей, изменения которых соответствуют возрастной норме для данных пациентов. Дать объективное заключение о соответствии тактильных свойств исследуемых тканей конкретному диагнозу будет возможно, только когда банк данных будет содержать статистически значимое количество входных данных.

В ходе исследования «инструментальной пальпации» было подвергнуто 11 образцов неизменных тканей или тканей, изменения которых соответствуют возрастной норме для данных пациентов. По патологоанатомическим диагнозам данная группа образцов была разделена на 7 подгрупп: неизменные лимфоузлы большого сальника — 3 образца, фиброзно-жировое перерождение ткани лимфоузлов большого сальника и неизменная ткань восходящей ободочной кишки — по 2, неизменная ткань сигмовидной кишки и неизменная ткань прямой кишки — по 1, жировое перерождение ткани лимфоузлов большого сальника и фолликулярная гиперплазия лимфоузлов брыжейки восходящей ободочной кишки — по 1.

Структура полученных результатов отражена на рис. 4.10. (см. вклейку).

В ходе исследования «инструментальной пальпации» было подвергнуто 30 удаленных желчных пузырей и 2 фрагмента ткани печени. По патологоанатомическим диагнозам данная группа образцов была разделена на 8 подгрупп: хронический калькулезный холецистит — 20, хронический калькулезный холецистит с холестерозом — 4, рак желчного пузыря с врастанием в печень и двенадцатиперстную кишку — 3, хронический калькулезный холецистит с полипом желчного пузыря, хронический бескаменный холецистит с полипом желчного пузыря,

острый гангренозный холецистит, острый флегмонозно-язвенный холецистит, острый флегмонозный холецистит — по 1.

Структура полученных результатов отражена на рис. 4.11 (см. вклейку).

В результате исследования была подготовлена база для разработки методики экспериментов и подходов к обработке и анализу полученной информации. Организация и проведение экспериментов позволили применить разработанные подходы на практике.

Кроме того, показано, что областью применения стационарной версии тактильного механорецептора может стать исследование удаленных в ходе операции тканей, значительно превосходящее по скорости срочное гистологическое исследование. К тому же последнее требует круглосуточной работы специальной лаборатории, что по организационным причинам неосуществимо во многих стационарах в ходе экстренных операций, проводимых в ночное время. Такая ситуация часто приводит к ошибкам в постановке диагноза и тактическим промахам. Разработанный же прибор делает возможным проведение исследования членом операционной бригады без привлечения других специалистов.

Тактильный механорецептор позволяет формализовать («измерение в числах») результаты обследования. Следует отметить, что последнее является ключевым шагом к возможности автоматизировать обработку результатов обследования, в частности основанную на объективной диагностике.

В результате экспериментов была приближена к решению задача создания базы данных со стандартными диагностическими критериями и оригинальной системы распознавания образов. Всего в базу данных были добавлены результаты о 57 исследованных образцах, 46 из которых станут основой для разработки стандартных критериев оценки патологических изменений тканей, а 11 позволят разработать критерии для оценки состояния ткани в спорных случаях, когда особенно сложно провести четкую границу между нормой и патологией. Методика обработки полученных данных станет теоретической основой системы распознавания образов для автоматизации и формализации тактильной диагностики.

Полностью решена задача изучения условий и определения параметров функционирования стационарного комплекса тактильной диагностики. Комплекс тактильной диагностики способен в реальном времени определять плотность и однородность биологической ткани, что позволяет объективно оценить ее пальпаторные свойства, выявлять участки с наибольшей вероятностью поражения патологическим процессом и создать базу данных для последующей выработки стандартных диагностических критериев.