

Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского

В.Б. Феклистов

ВВЕДЕНИЕ В БИОМЕХАНИКУ ИСКУССТВЕННЫХ ОРГАНОВ И ТКАНЕЙ

Учебное пособие

для студентов факультета nano- и биомедицинских технологий

Саратов
2008

УДК [612.76:612.089.61](075.8)
ББК 28.071 я73
Ф36

Феклистов В.Б.

Ф36 Введение в биомеханику искусственных органов и тканей: Учеб. пособие для студентов факультета нано- и биомедицинских технологий – Саратов, 2008. – 52 с.: ил.

Рассмотрены исторические аспекты и современное состояние разработок ряда искусственных устройств, используемых в сердечно-сосудистой хирургии, ортопедии и офтальмологии, имплантируемых в человеческий организм с целью замены структур, не соответствующих по тем или иным причинам своему функциональному назначению, а также устройств, предназначенных для поддержания нормального функционирования организма. Намечены перспективы их дальнейшего развития.

Для студентов университета, обучающихся по направлению 200300 – «Биомедицинская инженерия» и специальности 010707 – «Медицинская физика»

Рекомендуют к печати:

Кафедра медицинской физики
Саратовского государственного университета
Доктор физико-математических наук *А.В. Скрипаль*

УДК [612.76:612.089.61](075.8)
ББК 28.071 я73

© Феклистов В.Б.,
2008

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
1. ИМПЛАНТАЦИЯ В СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ ХИРУРГИИ.....	5
1.1. Строение и функционирование сердца.....	5
1.2. Имплантаты, используемые при лечении сердечно-сосудистых патологий.....	8
1.2.1. Исправление дефектов перегородок сердца с помощью окклюдеров.....	8
1.2.2. Искусственные клапаны.....	9
1.2.3. Внутрисосудистые стенты.....	14
1.2.4. Кава-фильтры	22
2. ИМПЛАНТАЦИЯ В ОРТОПЕДИИ.....	24
2.1. Замена суставов.....	24
2.1.1. Замена сустава бедра.....	25
2.1.2. Замена коленного сустава.....	27
2.1.3. Замена голеностопного сустава	28
2.1.4. Замена сустава плеча.....	29
2.1.5. Замена локтевого сустава.....	30
2.1.6. Замена суставов пальцев.....	30
2.2. Протезирование межпозвоночных дисков.....	31
3. ИМПЛАНТАЦИЯ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ.....	34
3.1. Строение глаза.....	34
3.2. Замена хрусталика при катаракте.....	37
3.2.1. Мультифокальные ИОЛ.....	39
3.2.2. Акомодирующие ИОЛ.....	40
Словарь терминов.....	41
Список литературы.....	50

ВВЕДЕНИЕ

Искусственные органы используются в повседневной практике для продления и сохранения жизни людей в тех случаях, когда трансплантация (пересадка) органов невозможна из-за ограниченности наличия, опасности иммунного отторжения и других проблем. Имплантаты определяются как «искусственные материалы или устройства имплантируемые или встраиваемые хирургически в организм». Поскольку имплантаты имеют искусственное происхождение и не содержат чужеродных белков, они не вызывают иммунной реакции отторжения со стороны организма-хозяина. Примерами имплантатов, ежегодно используемых в огромных количествах во всем мире, являются кардиостимуляторы, сердечные клапаны, внутриглазные линзы, искусственные суставы.

Быстрому расширению использования имплантатов способствовало несколько факторов, среди которых увеличение продолжительности жизни и связанных с ней возрастных патологий; совершенствование хирургических методик, основанных на использовании современного оборудования, создаваемого на базе новейших достижений науки и техники; создание новых материалов и конструкций, значительно увеличивших ресурс использования имплантатов и их функциональные возможности; разработка стандартов и государственное регулирование, обеспечивающие высокую надежность имплантатов, а также возросшая уверенность хирургов и пациентов в том, что имплантаты обеспечат улучшение качества жизни;

1. ИМПЛАНТАЦИЯ В СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ ХИРУРГИИ

1.1. Строение и функционирование сердца

Сердце это мышечный орган, нагнетающий кровь через систему полостей (камер) и клапанов в распределительную сеть, называемую системой кровообращения. У человека сердце расположено вблизи центра грудной полости. Оно состоит в основном из эластичной ткани – сердечной мышцы (миокарда), которая на протяжении всей жизни ритмически сокращается, посылая кровь через артерии и капилляры к тканям организма. Сердце весит около 300 г, лежит почти на боку за грудиной между правым и левым легкими (которые частично прикрывают его переднюю поверхность) и снизу соприкасается с куполом диафрагмы. По форме сердце сходно с усеченным конусом, слегка выпуклым; верхушка расположена слева от грудины и обращена к передней части грудной клетки. От противоположной верхушке части (основания) отходят крупные сосуды, по которым притекает и оттекает кровь.

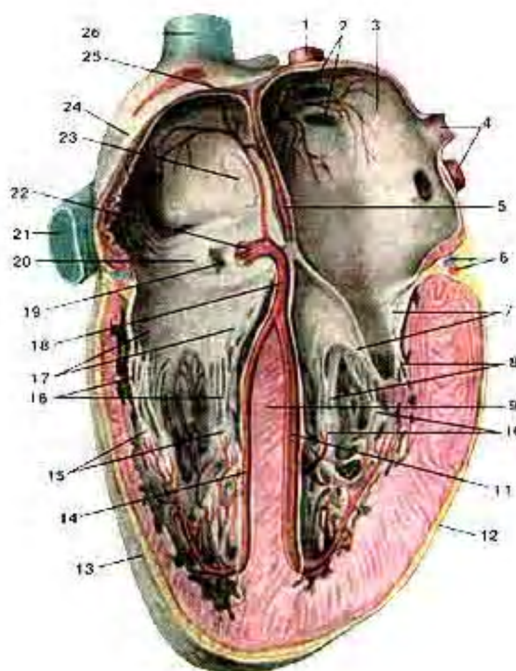


Рис. 1.1. Строение сердца (продольное сечение):

1-правая легочная вена; 2-устья правых легочных вен; 3-левое предсердие; 4-левые легочные вены; 5-межпредсердная перегородка; 6-кровеносные сосуды сердца (в венечной борозде); 7-створки левого предсердно-желудочкового (митрального) клапана; 8-сухожильные нити; 9-межжелудочковая перегородка; 10-сосочковые мышцы; 11-левая ножка пучка Гиса; 12-левый желудочек; 13-правый желудочек; 14-правая ножка пучка Гиса; 15-сосочковые мышцы; 16-сухожильные нити; 17-створки правого предсердно-желудочкового клапана; 18-пучок Гиса; 19-устье венечного синуса; 10-заслонка венечного синуса; 21-нижняя полая вена; 22-атриовентрикулярный, или предсердно-желудочковый узел; 23-овальная ямка; 24-правое предсердие; 25-синоатриальный, или синусный, узел; 26-верхняя полая вена.

Камеры сердца. Сердце человека разделяется перегородками на четыре камеры, которые заполняются кровью не одновременно. Две нижние камеры – желудочки, играющие роль нагнетающего насоса; они получают кровь из верхних камер и, сокращаясь, направляют ее в артерии. Две верхние камеры – предсердия; это тонкостенные резервуары, в которые в интервалах между сокращениями поступает кровь из вен.

Левый и правый отделы сердца (состоящие из предсердия и желудочка каждый) изолированы друг от друга. Правый отдел получает обедненную кислородом кровь, оттекающую от тканей и органов, и направляет ее в легкие; левый отдел получает насыщенную кислородом кровь из легких и направляет ее по всему организму. Стенки левого желудочка за счет развитого мышечного слоя намного толще и массивнее, чем у других камер сердца, поскольку он выполняет самую тяжелую работу по нагнетанию крови в большой круг кровообращения; толщина его стенок достигает 10-15 мм, тогда как у правого – 5-8 мм, а у предсердий всего 2-3 мм.

Основные сосуды. Кровь поступает в правое предсердие по двум крупным венозным стволам: верхней и нижней полым венам, а также по коронарному или венечному синусу, вене приносящей кровь от самого сердца. Из правого предсердия кровь поступает в правый желудочек, откуда нагнетается через легочную артерию в легкие. По четырем легочным венам кровь возвращается в левое предсердие, а оттуда проходит в левый желудочек, который через самую крупную артерию, аорту, нагнетает кровь в большой круг кровообращения. Аорта (ее диаметр у взрослого человека примерно 2,5 см) на некотором удалении от сердца разделяется на несколько ветвей. По основному стволу, нисходящей аорте, кровь направляется в брюшную полость и нижние конечности, сверху от аорты отходят, подключичные и сонные артерии, по которым кровь направляется в верхнюю часть туловища, руки, шею и голову. У самого основания аорты берут свое начало две коронарные (венечные) артерии, снабжающие кровью сердце.

Клапаны. Система кровообращения снабжена рядом клапанов, которые препятствуют обратному току крови и тем самым обеспечивают нужное направление кровотока. В самом сердце имеются две пары таких клапанов: одна между предсердиями и желудочками, вторая между желудочками и выходящими из них артериями.

Клапаны между предсердием и желудочком каждого отдела сердца называются атриовентрикулярными (АВ), или предсердно-желудочковыми (от лат. atrium – предсердие и ventrikulus – желудочек); в правом отделе сердца расположен трехстворчатый или трикуспидальный клапан, а в левом – двухстворчатый, или митральный. Они допускают движение крови только из предсердий в желудочки, но не обратно.

Клапаны между желудочками и артериями иногда называют полулунными в соответствии с формой их створок. Правый называют также легочным, а левый – аортальным. Эти клапаны допускают ток крови из желудочков в артерии, но не обратно. Между предсердиями и венами клапанов нет.

Ткани сердца. Внутренняя поверхность всех четырех камер сердца, а также все

структуры, выступающие в их просвет – клапаны, сухожильные нити и сосочковые мышцы, – выстланы слоем ткани, называемым эндокардом. Эндокард плотно сращен с мышечным слоем. В обоих желудочках находятся тонкие пальцевидные выступы – сосочковые, или папиллярные, мышцы, от которых отходят тонкие сухожильные нити, прикрепляющиеся к свободным концам предсердно-желудочковых клапанов. Натяжение этих нитей, обусловленное сокращением папиллярных мышц, препятствует выгибанию тонких створок клапанов в полость предсердий под давлением крови в момент сокращения желудочков.

Стенки сердца и перегородки, разделяющие его на правую и левую половины, состоят главным образом из поперечно-полосатой мышечной ткани (миокарда), мышечные волокна которой, в отличие от волокон произвольной скелетной мускулатуры, имеют отростки, соединяющие их в единую сеть, что обеспечивает их координированное, упорядоченное сокращение. Перегородка между предсердиями и желудочками, к которой крепятся мышечные стенки этих камер сердца, состоит из плотной фиброзной ткани, образующей также четыре прочных кольца, служащие каркасом сердечных клапанов

Снаружи сердце и начальные участки выходящих из него крупных сосудов покрыты перикардом – прочным двухслойным мешком из соединительной ткани. Внутренний, прилегающий к миокарду слой, называется эпикардом. Между слоями перикарда и эпикарда содержится небольшое количество серозной жидкости, которая, действуя как смазка, позволяет им свободно скользить друг по другу во время работы сердца.

Сердечный цикл. Последовательность сокращений камер сердца называют сердечным циклом. За время цикла каждая из четырех камер проходит не только фазу сокращения (систола), но и фазу расслабления (диастола). Первыми сокращаются предсердия: вначале правое, почти сразу же за ним левое. Эти сокращения обеспечивают быстрое заполнение кровью расслабленных желудочков. Затем одновременно сокращаются желудочки, с силой выталкивая поступившую в них кровь. В это время предсердия расслабляются и заполняются кровью из вен.

Проводящая система сердца. Одна из наиболее характерных особенностей сердца – его способность к регулярным спонтанным сокращениям, не требующим внешнего пускового механизма типа нервной стимуляции. Эта способность обусловлена тем, что сердечная мышца активируется электрическими импульсами, возникающими в самом сердце. Их источником служит небольшая группа видоизмененных мышечных клеток в стенке правого предсердия. Они образуют поверхностную С-образную структуру, длиной примерно 15 мм, которая носит название синоатриального, или синусного, узла. Его называют также водителем ритма (пейсмекером) – он не только запускает сердцебиения, но и определяет их исходную частоту, сохраняющуюся постоянной в отсутствие регуляторных (химических или нервных) воздействий.

Возникающие в водителе ритма импульсы распространяются по мышечным стенкам обоих предсердий, вызывая их практически одновременное сокращение. На уровне фиброзной перегородки между предсердиями и желудочками (в центральной части сердца) происходит задержка этих импульсов. Здесь находится мышечный пучок, так называемый атриовентрикулярный (АВ) узел. По нему импульс распространяется с замедлением, поэтому между возникновением импульса в синусном узле и его распространением по желудочкам проходит около 0,2 сек. Именно эта задержка и позволяет крови поступать из предсердий в желудочки, пока последние остаются еще расслабленными.

Из АВ узла импульс быстро распространяется вниз по проводящим волокнам, образующим так называемый пучок Гиса. Эти волокна пронизывают фиброзную перегородку и входят в верхний отдел межжелудочковой перегородки. Затем пучок Гиса делится на две ветви, идущие по обеим сторонам этой перегородки и разветвляется в желудочках на многочисленные волокна. Через эти волокна, носящие название волокон Пуркинье, любой импульс может быстро распространиться по внутренней поверхности обоих желудочков. Затем он направляется вверх по боковым стенкам желудочков,

вызывая их сокращение, идущее снизу вверх, что приводит к выталкиванию крови в артерии.

Роль атриовентрикулярного узла и пучка Гиса не ограничивается функцией пассивного проведения импульсов, возникающих в синоатриальном узле. Каждый из них может самостоятельно генерировать импульсы, если по какой-то причине происходит блокада прохождения импульса из предыдущего узла, или он выходит из строя. Однако, частота этих импульсов оказывается существенно ниже и не может обеспечить нормальную работу сердца – возникает необходимость электрокардиостимуляции.

Кровоснабжение сердца. Хотя через камеры сердца проходит огромное количество крови, само сердце ничего не извлекает из нее для собственного питания. Его высокие метаболические потребности обеспечиваются коронарными артериями – специальной системой сосудов, по которым сердечная мышца непосредственно получает примерно 10% всей прокачиваемой ею крови.

Состояние коронарных артерий имеет важнейшее значение для нормальной работы сердца. В них нередко развивается процесс постепенного сужения (стеноз), который при повышенной нагрузке вызывает загрудинные боли и приводит к сердечному приступу. Две коронарные артерии, диаметром 3–6 мм каждая, представляют собой первые ответвления аорты, отходящие от нее примерно на 1 см выше аортального клапана.

1.2. Имплантаты, используемые при лечении сердечно-сосудистых патологий

Болезни сердца и сосудов – ведущая причина смерти и инвалидности населения в развитых странах. Смертность от сердечно-сосудистых заболеваний превышает суммарную смертность от других, следующих по значимости, основных причин: рака, несчастных случаев, хронических заболеваний легких, пневмонии, сахарного диабета, цирроза печени и самоубийств. Возросшая частота болезней сердца среди населения отчасти связана с увеличением продолжительности жизни, поскольку они чаще встречаются именно в пожилом возрасте.

Рассмотрим некоторые из сердечно-сосудистых патологий и методы их лечения с использованием имплантируемых устройств.

1.2.1. Исправление дефектов перегородок сердца с помощью окклюдеров

Открытое овальное окно. Овальное окно – это физиологичное отверстие в межпредсердной перегородке, функционирующее у плода, через которое кровь попадает из правого предсердия в левое, минуя не работающие легкие. В норме оно закрывается вскоре после рождения. Но так происходит не всегда. При открытом овальном окне происходит сброс венозной, не обогащенной кислородом крови из правого предсердия в левое, минуя легкие. При этом порок, помимо того, что в аорту попадает часть обедненной кислородом крови и сердце должно увеличить нагрузку для восполнения дефицита кислорода, возникает опасность проникновения в левый желудочек, а затем и в аорту тромбов и эмбол, приносимых в правое предсердие током венозной крови. Это может привести к закупорке сосудов в любом органе, в том числе в головном мозге с развитием инсульта и в самом сердце с последующим развитием инфаркта миокарда. Чтобы предотвратить трагедию, пациентам с ООК пожизненно назначают прием лекарственных препаратов (антикоагулянтов), препятствующих свертыванию крови с образованием тромбов.

Дефект межжелудочковой перегородки. Этот порок, заключающийся в наличии отверстия или щели в перегородке между желудочками, бывает не только врожденным, но и может являться следствием перенесенного инфаркта миокарда, локализованного в области межжелудочковой перегородки. Так как давление крови в левом желудочке

больше, чем в правом, то часть крови во время систолы сбрасывается в правый желудочек, не попадая в аорту. Перегрузка кровью правого желудочка приводит к перерастяжению его стенок (дилатации) и, соответственно, к нарушению кровообращения.

Раньше исправление подобных дефектов межпредсердной и межжелудочковой перегородок было возможно лишь при вскрытии грудной клетки и проведении операции на остановленном сердце с ушиванием отверстия между смежными камерами или вшиванием в края отверстия заплаты из дакрона. При этом используется аппарат искусственного кровообращения. Сегодня у такой операции есть альтернатива – закрытие дефекта структур сердца с помощью специально разработанных устройств, называемых окклюдерами, среди которых наибольшее распространение получила система AMPLATZER®, представляющая собой самораскрывающееся проволочное устройство. Оно состоит из двух дисков, соединенных между собой перешейком. Диаметр дисков больше диаметра перешейка и наибольшего размера дефекта, что обеспечивает надежную фиксацию системы на тканях сердца.

Окклюдер AMPLATZER® изготовлен из никельтитанового сплава (нитинола), который является биоинертным и не отторгается организмом. Окклюдеры имеют различную форму и размеры, соответственно виду порока и величине дефекта, который они должны закрыть (рис. 1.2).



Рис. 1.2. Окклюдеры для закрытия дефектов межпредсердной (а) и межжелудочковой (б) перегородок и механизм закрытия дефекта (в)

Окклюдер проводят к сердцу в сложенном виде через катетер, введенный в одну из крупных вен. Физико-механические свойства его проволочной основы таковы, что, будучи растянутым в цилиндр малого диаметра при низкой температуре и упакованным в специальное доставляющее устройство диаметром 2,5 мм, доставленный к месту назначения «сложенный зонтик», нагреваясь до температуры тела, быстро раскрывается (эффект «памяти формы») и заполняет собой дефект перегородки (рис.1.2.в). Изнутри устройство заполнено полиэстеровыми волокнами, способствующими коагуляции крови и, как следствие, герметичному закрытию дефекта. Через несколько месяцев он полностью затягивается сердечной тканью и становится в итоге частью сердечной перегородки.

1.2.2. Искусственные клапаны

Широко распространенной причиной неадекватного функционирования сердца являются дефекты клапанов, которые могут быть как врожденными, так и приобретенными вследствие различных заболеваний и возрастных изменений. При этом

могут наблюдаться поражения сердечного клапана (клапанов), при которых створки оказываются неспособными к полному раскрытию клапанного отверстия (стеноз) или к смыканию (недостаточность клапана) или к тому и другому (сочетанный порок). Стеноз образуется вследствие рубцового сращения или рубцовой ригидности (увеличения жесткости) створок клапана, а также их минерализации (отложения солей). Если клапаны поражены стенозом, на них развивается большой перепад давления, который может серьезно уменьшить системное давление или давление в легочной артерии и неизбежно создать большую нагрузку на сердце. Недостаточность клапана характеризуется неполным смыканием створок и возникает в результате их сморщивания, укорочения, перфорации или расширения фиброзного клапанного кольца, деформации или отрыва сухожильных нитей и папиллярных мышц. Недостаточность клапана приводит к тому, что кровь вытекает в обратном направлении через клапан после того, как он закроется. И сердцу приходится работать напряженнее, чтобы восполнить дефицит, вызванный обратным оттоком крови.

В тяжелых случаях возникает необходимость в проведении хирургической операции по реконструкции клапана или его замене на искусственный.

Искусственные клапаны сердца относят к протезам. Протезы клапанов сердца (ПКС) используют для замены удаленного естественного клапана сердца. ПКС входят также в состав искусственного желудочка сердца. Во всех этих случаях функциональное назначение клапанов состоит в формировании однонаправленного потока крови.

Имплантация ПКС призвана устранить врожденную или приобретенную вследствие заболеваний или возрастных изменений патологию (порок сердца). При этом нормализуется внутрисердечная гемодинамика, улучшается насосная функция сердца, и как следствие кровоснабжение органов и тканей организма.

Все модели ПКС принято делить по типу запирающего устройства. Существует пять принципиально отличных конструкций ПКС, имеющих запирающее устройство в виде:

- шара, заключенного в клетку для ограничения его хода (рис. 1.3);
- диска, заключенного в клетку из дужек;
- диска или двух дисков, поворачивающихся вокруг оси, параллельной диаметру клапанного кольца (рис. 1.4. и 1.5.);
- трех створок-лепестков, поворачивающихся вокруг осей, параллельных сторонам правильного вписанного треугольника (рис. 1.6);
- биоклапана (рис. 1.7.-1.9.).

Основные требования, предъявляемые к ПКС, сводятся к следующему:

- конструкция ПКС должна иметь размеры и форму, которые не нарушали бы нормальной деятельности сердца;
- перепад давления, возникающий при токе крови через ПКС, не должен вызывать выраженных гемодинамических нарушений;
- механические характеристики ПКС должны соответствовать характеру и величине возникающих нагрузок и обеспечивать работоспособность ПКС в течение не менее 25 лет;
- гидродинамические характеристики не должны изменяться в процессе всего срока работы;
- ПКС должен быть удобен для имплантации;
- ПКС не должен вызывать тромбоэмболических осложнений, а также гемолиза;
- регургитация (обратный ток) крови через ПКС при его захлопывании не должна вызывать недостаточности клапана;
- ПКС должен создавать минимальный шум;
- ПКС должен быть стерильным и нетоксичным.

Таким образом, при разработке и испытаниях ПКС решаются такие вопросы биомеханики, как обеспечение необходимой прочности и надежности, обоснованный выбор материала конструкции, определение гидродинамических параметров.

История применения ПКС начинается с 1951 г. Шариковый ПКС — протез с боковым током крови — был впервые вшит в сердце в 1963 г. Эта конструкция получила признание хирургов и, несмотря на недостатки, является эталоном для оценки вновь создаваемых моделей.

К достоинствам шариковых ПКС относятся высокая механическая надежность и относительно удовлетворительные гемодинамические характеристики, не меняющиеся во времени. К недостаткам шариковых ПКС следует отнести существенное сопротивление току крови. Конструкция шарикового ПКС (рис. 1.3.) включает шаровой запирающий элемент, клетку для ограничения его перемещения и кольцевидное седло, которое обшито специальной полимерной тканью, используемой для пришивания клапана. Клетка имеет три стойки в конструкции аортального клапана и четыре — в конструкции митрального клапана.

В первых моделях стойки и седло не были обшиты, затем их стали обшивать материалом для лучшего прорастания ткани и уменьшения опасности тромбообразования. Шариковый элемент ПКС изготавливают из сплава кобальта и хрома (стеллит-21), а клетку — из титана или других материалов. Недостаточная универсальность шариковых ПКС привела к разработке низкопрофильных и малогабаритных дисковых ПКС, принцип действия которых такой же, как и у шарикового ПКС. Однако их прочность оказалась недостаточной, они вызывали гемолиз и тромбообразование и потому не нашли широкого применения.

Лучшим и наиболее часто используемым является ПКС типа «Bjork—Shiley» с опрокидывающимся диском и полуцентральной током крови (см. рис. 1.4.а). Эти ПКС имеют малое сопротивление кровотоку и хорошую гемодинамику и в связи с этим минимальный гемолиз. Диск ПКС расположен эксцентрично. Клапан открывается и закрывается поворотом диска относительно ограничивающих его дужек. Кроме того, диск может вращаться вокруг продольной оси клапана, и контакт диска с опорными дужками поэтому происходит в разных точках, что обеспечивает его долговечность. Диск изготавливают из пиролитического графита. На стенде ПКС «Bjork—Shiley» выдерживали 973-1020 млн циклов нагрузки, что соответствует 27-30 годам функционирования ПКС в организме. Из отечественных ПКС подобной конструкции можно назвать ЭМИКС, ЛИКС.

Биопротезы (рис. 1.7.-1.9.) обладают преимуществами перед механическими протезами, поскольку создают центральный кровоток. Для их создания используют клапаны свиньи и ксеноперикард (гр. xenos — чужой). Однако свиные клапаны обладают значительным сопротивлением кровотоку, а при использовании перикардных протезов возникает проблема анатомической совместимости. Биопротезы по сравнению с механическими недолговечны и, особенно у молодых пациентов, могут обызвествляться. Повысить прочность биопротезов пытаются за счет создания гибкого каркаса, к которому пришивают биопротез. Такой каркас воспринимает часть нагрузок, разгружая сам биопротез. К отечественным биопротезам относится ПКС типа БАКС.

Постоянно ведутся разработки лепесткового ПКС, подобного естественному клапану сердца, основные части которого выполняются из полимерных материалов. Однако пока не удалось создать ПКС, годный для клинического использования.

С точки зрения биомеханики диаметр проходного отверстия должен как можно меньше отличаться от габаритного размера ПКС. Большее отношение этих размеров обеспечивает меньшее сопротивление току крови. Поэтому ПКС с вращающимся диском обладают лучшими гидродинамическими характеристиками по сравнению с шариковыми ПКС. Кроме того, дисковый ПКС имеет меньшие габаритные размеры (высота, ширина), что важно для его аортальной позиции.



Рис. 1.3. Механический шариковый клапан Старра-Эдвардса



а



б

Рис. 1.4. Однодисковые МИКС Бьёрк-Шили (а) и Медтроник-Холл (б)



а



б



в

Рис. 1.5. Клапан "Регент" корпорации Сант Джуд Медикал (а); отечественный клапан завода МедИнж (г. Пенза) (б); искусственный клапан «ПЛАНИКС-Д» (Государственное научно-производственное объединение точного машиностроения «Планар») (в)

Примечание: клапан (в) сфотографирован с пластиковым транспортировочным протектором



Рис. 1.6. Новый трехстворчатый клапан сердца «Трикардикс», разработанный компанией ООО «Роскардиоинвест»



Рис. 1.7. Протез клапана сердца биологический свиной; Производитель: Braile Biomedica, Бразилия



а

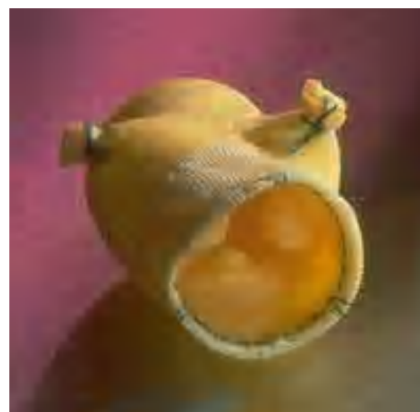


б

Рис. 1.8. Биологический клапан Карпентье-Эдвардса, модель "Перимоунт" корпорации Бакстер(а) и биологический клапан фирмы Hancock (б)



а



б

Рис. 1.9. Безопорные клапаны: "Торонто" фирмы Сант Джуд Медикал (Канада) (а) и "Фристайл" фирмы Медтроник (США) (б)

Разработаны биоклапаны, допускающие установку по малотравматичной методике, по которой под общим наркозом либо через небольшой разрез в левой стенке грудной клетки и далее через верхушку сердца (трансапикальный доступ), либо через бедренную артерию и аорту (трансфеморальный доступ) непосредственно в бьющееся сердце вводится баллонный катетер. Раздуваемый баллон, расположенный на конце катетера, прижимает дефектный клапан к стенкам и таким образом обеспечивает место для нового клапана. Искусственный клапан, закрепленный на саморасширяющемся нитиноловом, либо на расширяемом баллоном каркасе вводится в сердце в свернутом состоянии также при помощи катетера. В момент установки клапана искусственно провоцируется кратковременная мерцательная аритмия, при которой сердце, беспорядочно сокращаясь не в полную силу, допускает установку клапана в нужную позицию. Свернутый биоклапан разворачивается и таким образом автоматически фиксируется в сердце, после чего миокард активируют и сердце снова начинает нормально биться. Новая малоинвазивная методика применима прежде всего для лечения пожилых людей с выраженной недостаточностью аортального клапана, которым по состоянию здоровья противопоказана хирургическая замена клапана.

1.2.3. Внутрисосудистые стенты

Одним из самых распространенных заболеваний системы кровообращения является атеросклероз сосудов. В России, по самым скромным подсчетам, данным заболеванием страдает до 30 % взрослого населения. Атеросклероз – один из факторов риска развития ишемической болезни сердца, включая инфаркт миокарда, и главная причина мозгового инсульта.

Перспективным методом лечения этого заболевания является "стензирование" – установка в сосуд ажурных металлических конструкций – стентов, которые создают каркас для поддержания просвета и ограничения поврежденной поверхности артерии от потока крови.

К настоящему времени в качестве эндопротезов-стентов применяют более 60 их разновидностей. Среди них наиболее известны самораскрывающийся стент – Wallstent, Medinventsten, стенты Palmaz-Schatz, Wiktor, Gianturco-Roubin, Cordis, Strecker, Multi-Link, Jostent и др.

Стенты бывают трубчатые и проволочные, толщина стенок трубки или проволоки колеблется от 0,015 до 0,125 мм, длина стентов достигает 60 мм, а

диаметр в расправленном состоянии – 2,5–3,0–3,5–4,0 мм. Материал, из которого выполняется стент, чаще всего – нержавеющая сталь, нитинол.

Исторический обзор

Использование протезов, имплантируемых внутрь различных сосудов известно с 1912 года, когда впервые была осуществлена имплантация стеклянной цилиндрической трубки в аорту у собак. Впоследствии использовали трубки из чистого алюминия и алюминия, покрытого тонким слоем золота. Однако отсутствие технологических возможностей и совершенных материалов для изготовления гибких протезов приостановило развитие идеи протезирования сосудов. Только через 50 лет стало возможным возобновление работ по исследованию проблемы внутрисосудистого протезирования. Впервые термин «стент» ввел в 1964 году Ch. Dotter.

В 1983 году были опубликованы первые результаты использования спиральных стентов, изготовленных из проволоки нитинола (сплав никеля и титана), обладающего эффектом «памяти формы».

В 1985 году С. Gjanturco и соавторы опубликовали предварительные результаты экспериментальных работ по протезированию сосудов с применением саморасширяющихся стальных эндопротезов в форме спирали с незакрытыми витками. В этих экспериментах авторы доказали, что диаметр стента должен превышать диаметр протезируемой артерии для предотвращения его миграции.

Идея закрепления стента на баллонном катетере для доставки внутри просвета сосуда и его имплантации с помощью раздувания баллона принадлежит J. Palma с соавторами. В 1985 году им были опубликованы предварительные результаты имплантации баллон-расширяемых стентов из медицинской стали 316L цилиндрической сетчатой конструкции в периферических артериях у собак.

Следующим этапом в развитии исследовательских работ по стентированию стало предложение в 1987 году Н. Rosseau использовать гибкий, саморасширяющийся сетчатый стент из медицинской нержавеющей стали, который был закреплен в сжатом виде внутри защитного чехла-трубки и расправлялся при стягивании чехла. Однако дальнейшие эксперименты с этими стентами показали, что основная проблема саморасширяющихся стентов – неконтролируемость диаметра стента после его раскрытия и имплантации внутри просвета сосуда, что приводит к значительным случаям тромбоза сосудов.

В этом же году была продемонстрирована возможность использования баллон-расширяемых стентов для имплантации внутри просвета сосуда. В отличие от саморасширяющихся стентов, диаметр баллон-расширяемых стентов четко контролируется и ограничивается диаметром баллонного сегмента катетера, на котором стент закреплен (рис.1. 10.).



Рис. 1.10. Баллонный-катетер с закрепленным коронарным стентом PROMUS™ в расширенном состоянии.

Несмотря на значительное разнообразие форм и структур стентов, их можно объединить в 5 групп по способу изготовления и конструкции:

- матричные стенты;
- проволочные стенты;
- синусоидальные стенты;
- кольцевые стенты;
- стенты смешанного дизайна.

Матричные или трубчатые стенты изготавливают из цельных металлических трубок различной длины и диаметра, в которых выполняются сквозные вырезы определенной формы с помощью лазерного луча или прецизионной коррозионной химической обработки. Например, при изготовлении стентов модельного ряда Palmaz с помощью лазера в трубке выполняются тонкие продольные прорезы. В этом случае при расширении стента на месте продольных прорезей образуются элементы ромбовидной формы (рис. 1.11.).

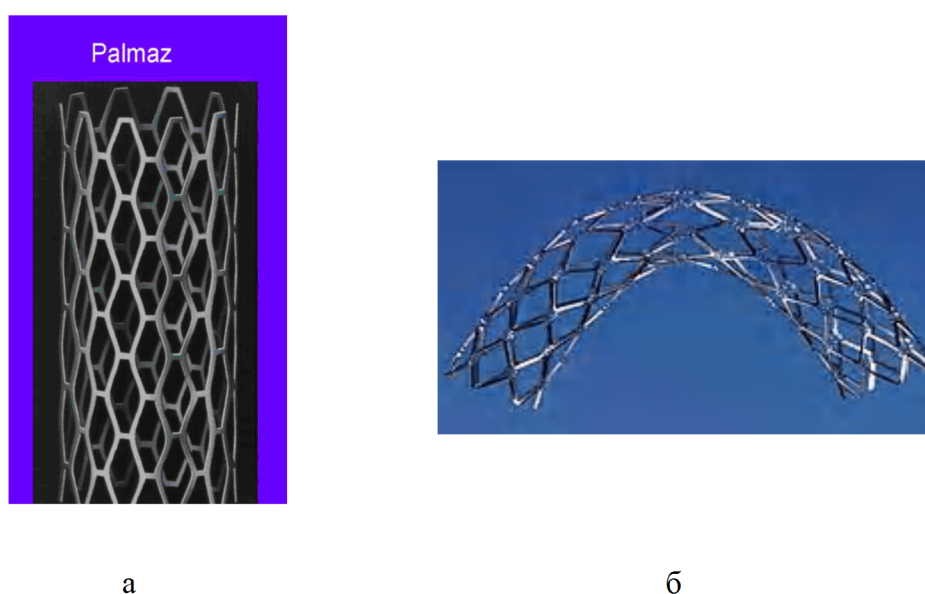


Рис. 1.11. Матричные стенты Palmaz (а) и Palmaz Genesis (б) компании Cordis (США)

Проволочные стенты изготавливают из одной металлической проволоки различной длины без сварки или каких-либо других видов соединений отдельных элементов. Например, стент Gianturco-Roubinc, представленный на рис. 1.12.



Рис. 1.12. Проволочный стент Gianturco-Roubinc.

Кольцевые стенты являются разновидностью проволочных, но в отличие от них, в кольцевых стентах элементы (фигуры), изготовленные из проволоки, соединяются между собой с помощью сварки. Примером кольцевых стентов могут служить стенты AVE microstent (рис. 1.13). Отдельные ромбовидные элементы стента соединены между собой узлами сварки (на рис. 1.13 указаны стрелками).

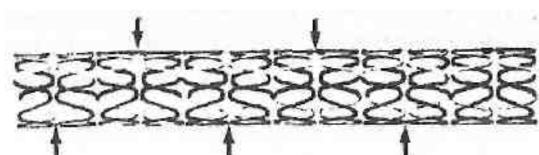


Рис. 1.13. Кольцевой стент AVE microstent.

Синусоидные стенты представляют собой композицию из отдельных проволок (количество проволок от 10 и больше), каждая из которых имеет синусоидную форму, например, стент Coronary Wallstent, рис. 1.14.



Рис. 1.14. Синусоидный стент Coronary Wallstent

Основные технические требования к стентам

Большое разнообразие стентов обусловлено отсутствием идеального дизайна стента. Учитывая анатомические особенности артериального русла, можно сформулировать следующие основные требования для «идеального» стента:

- гибкость;
- высокая радиальная жесткость;
- проходимость через извитые участки артерии (под углом 90° и менее);
- маленький профиль сжатого на баллоне стента);
- рентгеноконтрастность;
- резистентность к тромбообразованию;
- биосовместимость;
- достаточная пластичность (раскрываемость под давлением не более 6 атм. (0,6 Мпа);
- высокая армирующая способность (отсутствие пролобирования (выпячивания) тканей через витки стента);
- оптимальное соотношение металл-артерия во избежание пролиферации интимы;
- прочная фиксация стента на баллоне;
- гидродинамическая совместимость (отсутствие турбулентности кровотока в стентированной артерии).

Необходимо отметить, что ни одна из вышеприведенных конструкций не соответствует характеристикам идеального стента. Каждая из них имеет свои преимущества и недостатки. В частности, матричные стенты отличаются хорошей армирующей способностью, высокой радиальной жесткостью, но их слабыми сторонами являются меньшая гибкость по сравнению с проволочными стентами, увеличенный профиль сжатого стента, меньшая проходимость через изгибы артерии. И наоборот, если проволочные стенты обладают повышенной гибкостью и проходимостью, а также меньшим профилем сжатого стента, их жесткость намного меньше, чем у матричных стентов. Поэтому в случае наличия жесткой фиброзной или кальцинированной бляшки существующие проволочные стенты не могут поддержать эффективный просвет артерии, сформированный раздутым баллоном. В отличие от проволочных и матричных стентов, саморасширяющиеся синусоидные стенты обладают достаточной гибкостью и радиальной жесткостью. Однако саморасширяющиеся стенты сложно точно установить в предполагаемом сегменте стентирования из-за значительного изменения длины стента после его раскрытия (длина стента в сжатом и раскрытом состоянии отличаются, поскольку саморасширяющийся синусоидный стент сокращается в длине после расширения). Следует отметить что в последнее время в медицинской практике введено ограничение на применение внутрисосудистых протезов с

большим содержанием никеля., ввиду возможных аллергических реакций у некоторых пациентов, что в свою очередь ограничивает применение саморасширяющихся стентов из нитинола.

Характеристика параметров стентов

1. Длина и диаметр стента - практически все баллон-расширяемые стенты не имеют фиксированного значения диаметра. Для конкретного стента существует определенный диапазон значений, в пределах которого стент можно расширить без нарушения дизайна и армирующих свойств. Однако степень дополнительного расширения стента зависит и от его дизайна. Например, жесткий ромбовидный дизайн стента Palmaz-Schatz не позволяет увеличить его оптимальный диаметр более чем на 1 мм. Для улучшения расширяемости стента многие фирмы применяют S-образные соединения между ромбовидными (или другой формы) элементами. Эти элементы растягиваются при дополнительном расширении имплантируемого стента и позволяют увеличить его диаметр на 1,5 мм и более (рис. 1.15).

Необходимо отметить, что при дополнительном расширении стентов изменяется (уменьшается) металлонасыщенность стентированного сегмента. Это связано с тем, что поскольку после дилатации баллоном большего диаметра увеличивается внутренняя поверхности расширенного сегмента при постоянном значении суммарной площади металла стента. Очень важно, чтобы при уменьшении металлонасыщенности существенно не уменьшались армирующие свойства



Рис. 1.15. Стент с S-образными элементами между отдельными звеньями

стентов (пространство между базовыми элементами стента не должно увеличиваться настолько, чтобы возникало пролобирование (выпячивание) фрагментов интимы в просвет сосуда).

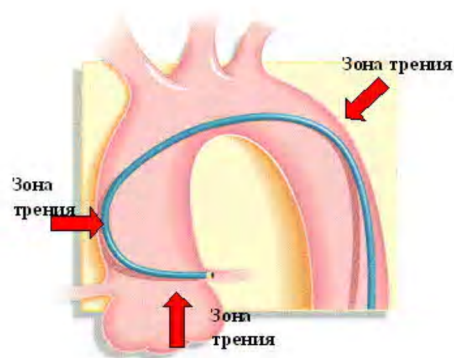


Рис. 1.16. Стент коронарный Vx Velocity (а) и способ его доставки в коронарную артерию (б)

Существует значительное различие в механизмах принятия окончательной формы (конечного диаметра) между баллон-расширяемыми и саморасширяющимися стентами после их имплантации. Саморасширяющиеся стенты стремятся восстановить исходный диаметр и форму после их освобождения из сжатого состояния (активный **механизм расширения стента**). В отличие от них, баллон-расширяемые стенты могут принять окончательную форму и диаметр только после их раскрытия раздутым баллоном (**пассивный механизм расширения стента**), и после сдувания баллона отмечается спадание стента (уменьшение его диаметра).

Уменьшение диаметра стента (спадание стента) после его первичного раскрытия баллоном обозначают термином «Recoil» (от английского «recoil» - отскок, откат).

Надо отметить, что механизм спадания стента действует только после первого раздувания баллона (первичное расширение стента), и последующее дополнительное расширение стента баллоном высокого давления того же диаметра позволяет устранить последствия эффекта «recoil» (стент принимает окончательный диаметр и форму). Поскольку практически все металлические баллон-расширяемые стенты обладают свойством уменьшения диаметра, все они требуют дополнительной дилатации (дополнительного расширения баллоном высокого давления или же баллоном большего диаметра).

В повседневной клинической практике коронарного стентирования важное значение имеет также другой параметр стентов – их длина. Большинство существующих на сегодняшний день стентов имеют длину от 7 до 40 мм. Саморасширяющийся Coronary Wallstent имеет длину до 56 мм. Подбор длины стента зависит от длины стенозированного участка и производится таким образом, что он должен быть на 1-2 мм длиннее пораженного сегмента артерии.

Матричные стенты имеют длину от 7 до 22 мм. Более длинные матричные стенты, закрепленные на баллоне, настолько теряют гибкость, что их невозможно провести через изгибы проводникового катетера и извилистые сегменты коронарных артерий. Возможность изготовления длинных стентов зависит также от дизайна стента. Ромбовидный дизайн ограничивает длину стента до 15-20 мм. Стенты синусоидные и спиральные допускают длину 30-40 мм и более.

Важное значение имеет свойство укорочения стентов после их имплантации - уменьшение длины раскрытого стента по сравнению с длиной стента в сжатом, закрепленном состоянии.

Указанное свойство стентов обозначается термином «Shortening» (сокращение, уменьшение) и выражается отношением изменения длины стента (Lсж. - Lраскр.) к его длине в сжатом состоянии Lсж.

$$L = (L_{сж.} - L_{раскр.}) / L_{сж.}$$

Количественное значение укорачивания для всех стентов рассчитывается при диаметре стента 3,0 мм. Если стент обладает свойством укорачивания 33%, то необходимо помнить, что реально длина сегмента, стентированного стентом длиной 15 мм и диаметром 3,0 мм (длина в сжатом состоянии указана на упаковке) составит 10 мм. Следует отметить, что при дальнейшем увеличении диаметра уже имплантированного стента (путем раздувания баллона большего диаметра) степень укорачивания стента возрастает. При подборе длины стента (см. выше) необходимо учитывать количественное значение укорачивания стентов. Свойство и количественное значение укорачивания стентов Предрасположенность стентов к укорачиванию и его величина в основном зависит от дизайна стента. Самое большое значение имеют стенты с В наибольшей степени это присуще стентам с ромбовидным (2.8-5,5 %) и синусоидальным (до 15-20 %) дизайном. Саморасширяющиеся коронарные стенты обладают большим укорачиванием (10-25 %) по сравнению с баллон-расширяемыми стентами (3-6 %). Это объяснимо,

поскольку саморасширяющиеся стенты самостоятельно восстанавливают свою форму и перед имплантацией их необходимо вытягивать, чтобы закрепить в доставляющем устройстве гораздо меньшего диаметра, чем диаметр раскрытого стента. В отличие от них, баллон-расширяемые стенты при закреплении на баллоне сжимают (не растягивают) до диаметра базисного катетера баллона. Однако саморасширяющиеся стенты с Z-образным дизайном практически не обладают свойством укорачивания (менее 5%), что говорит о том, что решающее значение при устранении укорачивания имеет его дизайн.

2. Толщина и профиль стента - два взаимосвязанных параметра. Профиль стента определяется как диаметр баллонного сегмента с закрепленным на нем стентом и выражен обычно в единицах F французской шкалы диаметров катетеров ($1F = 1/3$ мм).

Толщина стента является характерным параметром для матричных стентов. Для проволочных стентов определяется диаметр проволоки. Чем толще матричный стент и чем больше диаметр проволоки (для изготовления проволочных стентов), тем выше армирующие свойства стента. Однако с увеличением толщины стента уменьшается его гибкость и труднее становится доставка стента до места имплантации. Кроме того, с утолщением стент становится жестким и затрудняется его раскрытие раздутым баллоном; это значит, что для расширения стента требуется большее давление в баллоне, после раскрытия возрастает «recoil» (обратное спадение) стента и становится проблематичным формирование окончательного диаметра стента - стент становится менее пластичным и, в случае необходимости, труднее поддается дополнительному расширению. Таким образом, с увеличением толщины стента улучшается армирование стентированного сегмента, но при этом невозможно выполнить оптимальное стентирование артерии.

При разработке стентов необходимо учитывать и то обстоятельство, что при уменьшении толщины стента резко падают его армирующие свойства и стент перестает выполнять свою основную функцию и становится ненужным (и опасным) чужеродным телом в просвете артерии. С другой стороны, при увеличении толщины стента (диаметра проволоки) возрастает и профиль стента, что требует применения проводниковых катетеров большего диаметра и ограничивает возможности их применения при стентировании артерий малого калибра.

На сегодняшний день установлено оптимальное значение толщины стента (диаметра проволоки). Так, оптимальная толщина матричных стентов составляет 0,05 - 0,12 мм, а диаметр проволоки для проволочных стентов - 0,08 - 0,12. При определении оптимальной толщины стента фирмы-производители стремились уменьшить и профиль стента. Чем меньше профиль стента, тем шире диапазон его применения. Во-первых, возрастает «проходимость» стента в дистальные и извилистые сегменты артерии, становится возможным стентировать артерии с острым углом отхождения от магистральной артерии. Таким образом, уменьшение профиля стента влечет увеличение продольной гибкости стента. Во-вторых, стент с меньшим профилем можно провести через проводниковый катетер меньшего диаметра.

Таким образом, при определении оптимальной толщины стента необходимо решить сложную задачу: уменьшить его толщину для улучшения профиля стента без уменьшения армирования стентированного сегмента артерии.

В настоящее время следует выделить еще две группы стентов, разработанные и выпускаемые фирмой Jomed, - бифуркационные, состоящие из двух частей и применяемые для стентирования участков бифуркации артерий (зон отхождения крупных боковых ветвей), а также «графт-стенты», состоящие из проволочного каркаса и расположенного на его поверхности или внутри него сосудистого протеза из политетрафторэтилена или дакрона. Такие стенты применяются для имплантации в зоны аневризматически измененных артерий.

Уникальная модульная конструкция позволяет в процессе установки приспособлять протез к различным вариантам анатомии пациента.



Рис. 1.17. Графт-стенты на участке аневризмы: составной Y-стент в брюшной аорте (а); линейный стент в грудной аорте (б)

Стентирование сонных артерий

Первый опыт эндоваскулярного лечения - баллонная ангиопластика сонных артерий (СА) при их атеросклеротическом поражении продемонстрировал скромные результаты. Поэтому баллонная ангиопластика не нашла широкого применения в связи с большим риском дистальной эмболии (до 30%) и большой частотой развития рестенозов (до 30-40%). Внедрение в медицинскую практику эндоваскулярных стентов позволило коренным образом изменить ситуацию. Первое стентирование СА при ее атеросклеротическом поражении было выполнено К.Матасом в 1989 г.

Стентирование сонной артерии своей главной задачей ставит устранение стеноза с восстановлением исходного просвета артерии, а также сдерживание нарастания атеросклеротических и тромботических наслоений.

В последние годы частота осложнений эндоваскулярного лечения стенозирующих поражений СА продолжает снижаться. Это связано с накоплением опыта проведения процедур, внедрением новых стент-систем, усовершенствованием техники вмешательств, а также применением защиты головного мозга от дистальной эмболии, возникающей во время процедуры. В настоящее время применяются три принципа защиты головного мозга:

1. Временный фильтр – зонтик (рис. 1. 18 а), устанавливаемый во внутреннюю сонную артерию дистальнее участка стентирования, не препятствующий кровотоку и улавливающий фрагменты и тромбы крупнее 100 мкм, образующиеся в процессе баллонной дилатации и установки стента.
2. Временный окклюзирующий баллон, блокирующий кровоток во внутренней сонной артерии и возможную эмболию (рис. 1. 18 б).
3. Проксимальная защитная система, состоящая из двух баллонов, устанавливаемых в общую и наружную сонные артерии, способствующая ретроградному (обратному) кровотоку в оперируемой внутренней сонной артерии.



а



б

Рис.1.18. Временный фильтр "Angioguard" (Cordis) (США) для защиты головного мозга от дистальной эмболии (а) и система временной окклюзии и аспирации GuardWire®

Среди стент систем, используемых для эндоваскулярного протезирования сонных артерий в 90% случаев применяются саморасширяющиеся стенты.

1.2.4. Кава – фильтры

При некоторых врожденных или, чаще, приобретенных патологиях тромбообразование в организме становится избыточным. В нормальных условиях тромбы внутри сосудов не образуются. Однако при травмировании или воспалении сосудистой стенки, повышении способности к свертыванию крови или замедлении тока крови по сосудам, тромбы могут образовываться у стенки сосуда (пристеночный тромб) или даже полностью закупорить сосуд. «Свежий» тромб еще больше замедляет кровоток, способствуя росту сгустка, который быстро увеличивается.

Тромбы, в силу ряда причин, чаще всего образуются в глубоких венах голени, бедра или малого таза. Этому способствует малоподвижный образ жизни, длительное нахождение в вынужденном сидячем или лежачем положении, виновниками образования тромбов могут быть также избыточный вес, диабет, воспалительные процессы, онкологические заболевания. Рыхлый тромб, отрываясь, становится эмболом, он «плывет» по течению по нижней полой вене и попадает в легкие, вызывая тем самым ТЭЛА. Тромбоэмболия легочной артерии - наиболее опасное и, нередко, смертельное осложнение тромбоза глубоких вен (ТГВ). Но помимо глубоких вен, тромб может образоваться и в поверхностных (видимых глазом), мигрировать из поверхностных вен в систему глубоких и стать источником эмболии. Так бывает при тромбофлебите – остром воспалении поверхностных вен. Поверхностную вену можно перевязать, изолируя ее тем самым, от кровотока и предотвращая миграцию тромба. Но если тромбоз произошел в достаточно крупных глубоких венах, то подход к профилактике ТЭЛА несколько другой. На помощь приходят лекарственные вещества, замедляющие свертывание крови, – так называемые антикоагулянты. Но иногда, несмотря на применение этих препаратов, болезнь прогрессирует, тромб растет, становясь угрозой. Тогда на сцену выходят хирурги.

В середине XX века было изобретено и внедрено в практику специальное устройство,

называемое кава-фильтром (вена кава, по-латыни, и есть полая вена). Существует несколько конструкций кава-фильтров, но чаще всего они представляют из себя тончайшие проволочные каркасы разнообразной формы, которые устанавливаются под рентгеновским контролем в полую вену через прокол в коже, диаметром 3-4 мм. Кава-фильтр не мешает прохождению крови, но задерживает крупные эмболы, предотвращая опасную для жизни тромбоэмболию легочной артерии.

Кава-фильтр необходим, пока есть угроза отрыва тромба, как только эта угроза минует, фильтр становится потенциальным источником осложнений. В связи с этим возникла идея создания временного кава-фильтра, или, в более широком смысле, - временного венозного фильтра, так как он может быть установлен не только в полую вену, но и в венах малого таза и других венах. Если есть необходимость оставить фильтр на несколько недель, то, как правило, его ставят в полую вену, а затем специальными устройствами удаляют. Временные фильтры подобного типа, при необходимости, можно оставлять и как постоянные имплантаты.

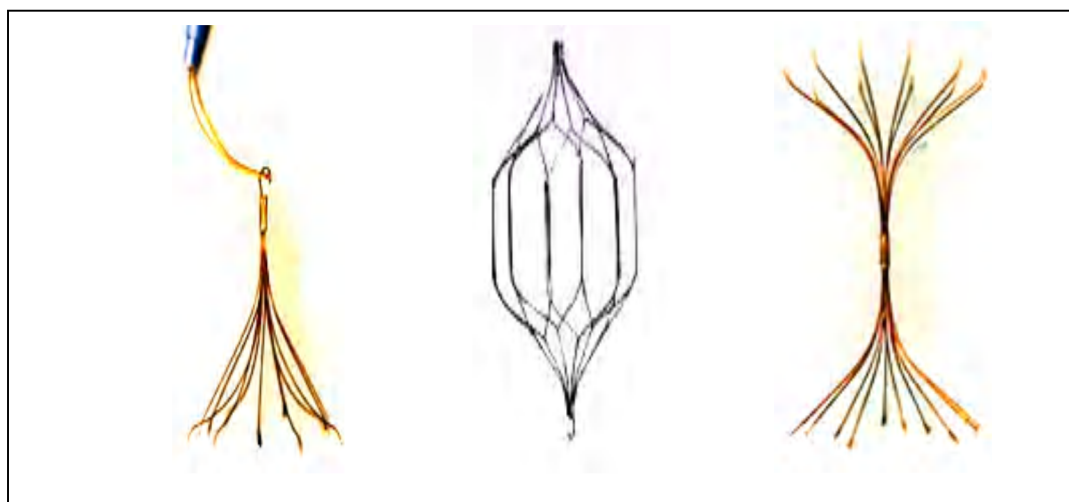


Рис. 1.19. Модификации кава-фильтров

2. ИМПЛАНТАЦИЯ В ОРТОПЕДИИ

2.1. Замена суставов

Замена поврежденных суставов имплантатами-протезами принесла облегчение миллионам пациентов с ограниченной подвижностью. По некоторым оценкам, более 30 млн человек в мире страдают остеоартритом, заболеванием, повреждающим суставы, что может привести к необходимости полной замены сустава. Травмы и переломы, связанные с остеопорозом, также ведут к необходимости замены сустава.

Очень успешно показали себя металлические устройства для ортопедии, в результате чего ежегодно имплантируются сотни тысяч таких устройств. Первоначальные сферы применения предусматривали их использование в качестве съемных устройств, в частности устройств для стабилизации переломов. Широкое распространение эндопротезирования суставов началось в 1960-х гг., когда профессор Чарнли применил самозатвердевающий полиметилметакрилат (ПММА) — «костный цемент», обеспечивший стабилизацию металлического протеза в костной полости. Этот тип крепления имплантатов к кости называется цементной фиксацией. Клинический успех цементированных ортопедических протезов вызвал быстрый рост использования имплантатов, в особенности для замен сустава бедра, которые называются полной артропластикой тазобедренного сустава, и для замен коленного сустава.

Полная замена суставов предполагает установку постоянных имплантатов, в отличие от тех, которые используются для лечения переломов. Большой объем кости и хряща, удаляемый во время имплантации, делает процедуру необратимой. Конструкция имплантата для замены сустава основана на кинематике и динамической характеристике передачи нагрузки в суставе. Свойства материала, форма и методы, используемые для фиксации имплантата, определяют характеристики передачи нагрузки. Это важный элемент, определяющий долгосрочное выживание имплантата, поскольку кость реагирует на изменения в передаче нагрузки перестройкой. Перегрузка стыка имплантат-кость приводит к рассасыванию кости и последующему ослаблению имплантата. Сочленяющиеся поверхности искусственного сустава должны функционировать при минимальном трении и производить минимальное количество продуктов износа. Имплантат должен быть надежно закреплен. Удаление имплантата с целью замены не должно требовать повреждения большого количества окружающих тканей, поскольку потеря ткани, в особенности кости, затрудняет реимплантацию и сокращает срок службы нового имплантата, называемого ревизионным.

2.1.1. Замена сустава бедра

Протез для замены всего сустава бедра (тотальный эндопротез) состоит из бедренного и вертлужного компонентов. Бедренный компонент состоит из сферической головки, шейки

и ножки, изготавливается из сплава Ti или Co-Cr (реже используется менее дорогая нержавеющая сталь марки 316L) и фиксируется в подготовленный медуллярный (костномозговой) канал бедренной кости посредством цементирования или прессовой посадки. Бедренные головки изготавливаются из сплава Co—Cr, окиси алюминия или двуокиси циркония.

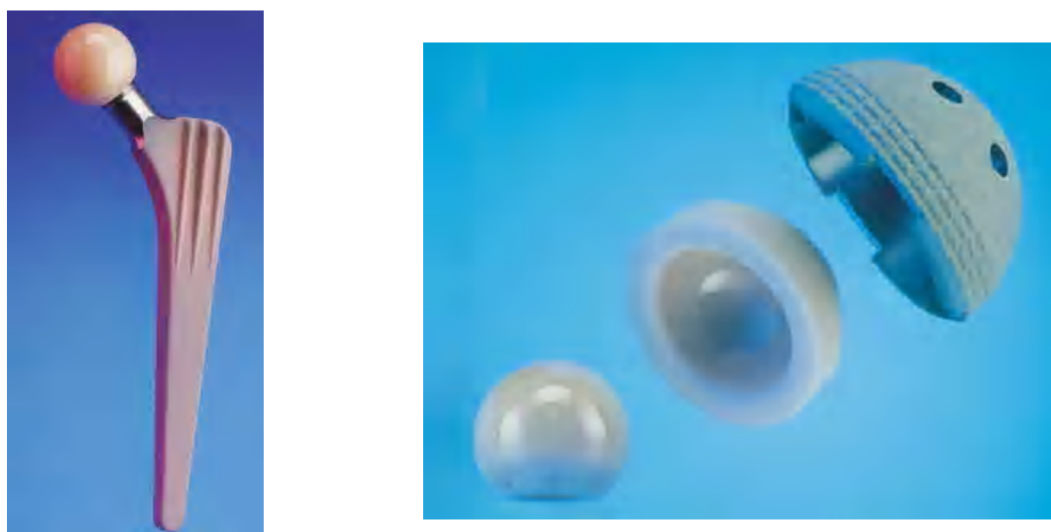
Монолитные бедренные компоненты протеза представляют собой единое целое и обладают преимуществом, заключающимся в том, что они не склонны к щелевой коррозии на участке посадки головки и ее расшатыванию, а также имеют меньшую стоимость. Модульные устройства состоят из двух или большего количества частей и требуют сборки во время операции. В этом случае бедренная головка устанавливается на шейку протеза с помощью конуса Морзе, что позволяет проводить замену головки на изготовленную из другого материала, изменять диаметр головки и длину шейки. Благодаря этому модульные компоненты позволяют подобрать индивидуальный имплантат для каждого пациента во время операции. Длина конечности при этом может быть изменена за счет шейки бедра после установки стержня на место и цементации. Изношенная бедренная головка может быть заменена новой без удаления ножки протеза из кости.

Монолитный вертлужный компонент изготавливается, как правило, из полиэтилена с сверхвысоким молекулярным весом (СВМПЭ). Модульный вертлужный компонент состоит из металлической чашки и вкладыша из СВМПЭ. Металлическая чашка минимизирует микродеформацию полиэтиленового вкладыша и, обладая пористой поверхностью (в случае бесцементной посадки), обеспечивает биологическую фиксацию благодаря врастанию в поры костной ткани. В этом случае также появляется возможность заменять изношенные полиэтиленовые вкладыши. Микродвижение между вкладышем и чашкой вызывает образование дополнительных продуктов распада полиэтилена, вызывающих остеолитический (рассасывание) кости.

Бедренный сустав - это шаровой шарнир. Стабильность создается согласованностью имплантатов, мышц таза и капсулы. Все компоненты бедра оптимизированы и обеспечивают широкий диапазон перемещения сустава-протеза. Конструкции совершенствовались таким образом, чтобы имплантаты могли выдерживать нагрузки, достигающие восьмикратного веса тела.

Новые разработки, направленные на улучшение функциональных характеристик протеза

Al_2O_3 высокой плотности, высокой чистоты (> 99,5%) (оксид алюминия) используется в качестве материала бедренной головки в протезе бедра для молодых пациентов благодаря сочетанию в нем отличной коррозионной устойчивости, хорошей биосовместимости, высокой износоустойчивости и высокой прочности. В большинстве современных изделий из Al_2O_3 используется мелкозернистый поликристаллический $\alpha-Al_2O_3$. Al_2O_3 со средним размером зерна 2 мкм и чистотой > 99,7% демонстрирует хорошую прочность на изгиб и отличную прочность на сжатие. Имплантаты из оксида алюминия, соответствующие стандартам ISO, обладают отличной сопротивляемостью динамической и статической усталости, противостоят критическому росту трещин и выходу из строя имплантата.



а

б

Рис. 2.1.. Тотальный эндопротез бедра бесцементной фиксации с парой керамика-керамика:

- а) бедренный компонент (ножка из титанового сплава с сплошным покрытием гидроксиапатитом);
- б) керамические шар, вкладыш и титановая чашка, покрытая гидроксиапатитом,.

Бедренный компонент протеза всего бедра с шаром из оксида алюминия изображен на рис. 2.1а. Клинические исследования показывают, что скорость износа пары оксид алюминия/ СВМПЭ существенно ниже скорости износа пары сплав Co-Cr-Mo/ СВМПЭ, составляющей около 200 мкм в год.

Вследствие умеренной прочности на изгиб и жесткости диаметр бедренных головок из оксида алюминия должен быть не меньше 28 мм. При этом приходится уменьшать толщину полиэтиленового вкладыша, что влечет за собой увеличение напряжений и вероятности разрушения вкладыша. Более высокая трещиностойкость, прочность на изгиб и более низкий модуль Юнга делают оксид циркония медицинской марки (ZrO_2) привлекательным вариантом для производства более маленьких бедренных головок. Третья альтернатива либо металлической, либо керамической бедренной головке заключается в том, чтобы сформировать керамическое покрытие на поверхности специально подобранного металлического сплава. Это можно обеспечить, например, путем модификации поверхностного слоя головки из сплава циркония (97,5% Zr — 2,5% Nb) нагреванием в кислородной среде, при котором образуется очень тонкий, прочный, износоустойчивый керамический оксидный слой. Производитель этого изделия заявляет, что окисное покрытие почти в 5000 раз более устойчиво к трению и царапинам по сравнению с металлической головкой и должно создавать значительно меньше частиц отходов износа СВМПЭ, поскольку покрытие в 160 раз более гладкое, чем металлические головки.

2.1.2. Замена коленного сустава

Протез всего коленного сустава состоит из бедренного, большеберцового и надколенного компонента. По сравнению с бедром колено имеет более сложную

геометрию и биомеханику движения и по своей природе стабильным не является. В нормальном колене движения контролируются системой связок. По мере движения колена связки вращаются на своих костных соединениях, при этом перемещается и центр движения. Эксцентричное перемещение колена помогает распределить нагрузку по всей поверхности сустава.

Протезы для полной замены колена можно классифицировать по тому, как их стабильность зависит от связок. Ограниченные имплантаты имеют петельное сочленение с фиксированной осью вращения и показаны, когда отсутствуют все связки, например при реконструктивных операциях по поводу опухоли.

Полуограниченные протезы контролируют заднее смещение большой берцовой кости на бедренной кости и среднебоковое искривление колена, но полагаются на оставшиеся связки и суставную капсулу, которые обеспечивают остальное ограничение. Полуограниченные протезы колена часто используются у пациентов с серьезными увечьями конечностей или у пациентов, требующих ревизионного хирургического вмешательства, когда развилась умеренная нестабильность связок.

Неограниченные имплантаты обеспечивают минимальное ограничение или не обеспечивают ограничения вообще. Протезы, обеспечивающие минимальное ограничение, требуют иссечения задней крестообразной связки во время имплантации, и протезное ограничение воспроизводит то, что обычно обеспечивается этими связками.

Протезы, не обеспечивающие ограничения, сохраняют заднюю крестообразную связку. Эти имплантаты показаны пациентам, у которых имеется дегенерация сустава при минимальной нестабильности либо без нестабильности связок. Поскольку степень ограничения увеличивается с заменой колена, возрастает потребность использовать бедренные и берцовые интрамедуллярные (вставляемые в костномозговой канал) удлинения протеза, так как нагрузки, обычно распределяемые совместно с связками, передаются в этом случае стыку протез-кость.



Рис. 2.2. Тотальный эндопротез коленного сустава HERMES

2.1.3 Замена голеностопного сустава

Замена голеностопного сустава не имела такого же успеха, как полная замена бедра и колена, поскольку протез может ослабляться в течение нескольких лет службы. Это главным образом связано с передачей большой нагрузки на относительно малой площади

Acilitur
Agility
TOTAL ANKLE SYSTEM

Acilitur
Acilitur
Acilitur
Acilitur
Agility
TOTAL ANKLE SYSTEM



учленяющихся
цовой). Разработаны
рации сустава. Для
лы, как сплав Co—Cr и
ее время лечат путем
ны лодыжки находятся
гального
анная в 1984 г. Фиксация
гента.

Рис. 2.3. Тотальный эндопротез голеностопного сустава AGILITY

2.1.4. Замена сустава плеча

Протезы для полной замены плеча состоят из плечевого и ключичного компонентов. По аналогии с бедренным, плечевой компонент можно разделить на головку, шейку и ножку. Вариации длины шейки приводят к изменениям длины конечности. Однако, поскольку длина верхней конечности у пациента не является настолько же критичной, как длина нижней, различные длины шейки используются для тонкой настройки натяжения мягких тканей, получения максимальных стабильности и диапазона движения.

Плечо имеет самый большой диапазон движения в скелете, что является следствием малой глубины шарового соединения, допускающего комбинацию вращения и скользящих движений между поверхностями сустава. Для компенсации неустойчивости плечо имеет сложную структуру капсулы и связок, обеспечивающую базовую стабилизацию. Кроме того, тампонада мышц плеча обеспечивает дополнительную динамическую стабильность. Уменьшение радиуса кривизны имплантата для компенсации нестабильности мягкой ткани приводит к уменьшению диапазона движения. Статистически значимой разницы между цементированными и нецементированными системами протезирования плеча не имеется.

Предыдущее состояние пациента и соответствующие дефекты мягкой ткани — это основные факторы успеха плечевого протеза. Когда плечевой протез необходим, результаты показывают, что неограниченная полуартропластика или неограниченная полная артропластика является предпочтительной.



Рис. 2.4. Эндопротез плечевого сустава Solar Sholder

2.1.5. Замена локтевого сустава

Локтевой сустав — это сустав петлевого типа, главным образом обеспечивающий сгибание и разгибание, но имеющий полицентричное движение. Имплантаты локтя, имеющие петли, являются полуограниченными или неограниченными. Эти имплантаты, как и имплантаты лодыжки, имеют высокий процент выхода из строя и обычно не используются. Высокая степень ослабления является результатом высоких моментов вращения, ограниченных костных запасов для фиксации и минимальной поддержки со стороны связок. В отличие от хорошо функционирующей фузии лодыжки, фузии локтя приводят к значительной степени потери трудоспособности. Все типы локтевых протезов обеспечивают заметное улучшение качества жизни, уменьшают боль и расширяют диапазон движения.

Выходы из строя локтевых протезов являются малораспространенным явлением (10—15%) для большинства типов имплантатов, однако процент осложнений составляет от 30 до 80%. Для установления статистически значимых различий между типами используемых протезов имеющихся данных недостаточно.



Рис. 2.5. Эндопротез локтевого сустава Solar Elbow

2.1.6. Замена суставов пальцев

Протезы суставов пальцев подразделяются на три типа: петлевые, полицентрические и заполнители пространства. Наиболее широко используются заполнители пространства. Эти устройства изготавливаются из силиконового каучука (полидиметилсилоксана) и стабилизируются в костном канале методом пассивной фиксации.

Изображенный на рис. 2.6 силиконовый эндопротез пястно-фалангового и межфалангового суставов NEUFLEX MCP/PIP имеет анатомически нейтральный угол изгиба 30 градусов, что соответствует положению расслабленной кисти человека при оптимальном натяжении сухожилий сгибателей и разгибателей. Для достижения полного сгибания, при котором сопрягаемые кости образуют прямой угол, в этом случае требуется дополнительное сгибание всего на 60 градусов, в отличие от 90 градусов, необходимых для силиконовых протезов с расположением ножек и шарнира на одной прямой. При этом напряжение в зоне изгиба снижается на 30-35 %, что позволяет увеличить срок службы протеза, ограничиваемый развитием усталостных изменений. Конструкция протеза позволяет осуществлять дополнительное разгибание на 15 градусов, что необходимо для воссоздания функции нормальной человеческой кисти. Ножки протеза плотно вставляются в предварительно подготовленные полости костных каналов. В последнее время разработаны суставы пальцев из пироуглерода с перспективой улучшения клинического успеха для пациентов, страдающих артритом суставов.



Рис. 2.6. Эндопротез пястно-фалангового и межфалангового суставов NEUFLEX MCP/PIP компании “Джонсон и Джонсон” (США)

2.2. Протезирование межпозвоночных дисков

Межпозвоночный диск представляет собой упругое хрящевое соединение тел смежных позвонков и обеспечивает в силу своего строения демпфирование ударных нагрузок, возникающих при ходьбе, беге и прыжках.

Не вдаваясь в медицинские и биомеханические аспекты причин выхода из строя межпозвоночного диска, рассмотрим несколько возможных вариантов его замены на имплантат.

Система Solis (рис.2) устанавливается в межпозвоночном пространстве шейного отдела позвоночника взамен удаленного межпозвоночного диска и представляет собой кейдж полукруглой формы с большим внутренним пространством, которое во время операции заполняется костным аутоотрансплантатом. Наличие двух титановых шипов и зубцов на нижней и верхней поверхностях имплантата, обеспечивает его стабилизацию в межпозвоночном пространстве.



Рис 2.7. Устройство Solis для протезирования межпозвоночного диска в шейном отделе позвоночника

Конструкция системы Solis обеспечивает максимально возможную площадь контакта между костным аутоотрансплантатом и телами выше- и нижележащих позвонков, что способствует быстрой его васкуляризации (образованию новых кровеносных сосудов). Кейджи системы Solis созданы из специального полимерного материала РЕЕК (полиэфир-эфир-кетон), близкого по модулю упругости к губчатой ткани позвонка, что выгодно отличает их от аналогичных устройств, изготовленных из нержавеющей стали или титана. Пластик РЕЕК, из которого выполнена система Solis, не рентгеноконтрастен, что позволяет проводить рентгенологический контроль плотности костного трансплантата, а рентгеноконтрастные маркеры в передней и задней частях системы, совместно с боковыми титановыми шипами, позволяют проводить контроль положения имплантата в трех измерениях с помощью магнитно-резонансной или компьютерной томографии. Другой вариант кейджа представлен системой Stabilis для протезирования межпозвоночного диска в поясничном отделе позвоночника. Система состоит из двух элементов: подковообразного имплантата и ввинчиваемого в него пружинящего межкостного уплотнителя (рис.2.8. а)



Рис 2.8. Система Stabilis для протезирования межпозвоночного диска в поясничном отделе позвоночника: внешний вид (а) и способы размещения (б)

Опорные поверхности имплантата могут быть параллельными или располагаться под некоторым углом друг к другу в зависимости от рассматриваемого позвоночного сегмента для адекватного воспроизведения естественных изгибов позвоночника. Наружный диаметр пружинящего межкостного уплотнителя больше высоты рамы кейджа, что позволяет ему ввинчиваться в костные ткани тел выше- и нижележащих позвонков во время установки, способствуя надежной фиксации системы.

Дополнительная стабилизация позвонков на период регенерации костной ткани может быть обеспечена одним из возможных способов, аналогично изображенному на рис.2.9.

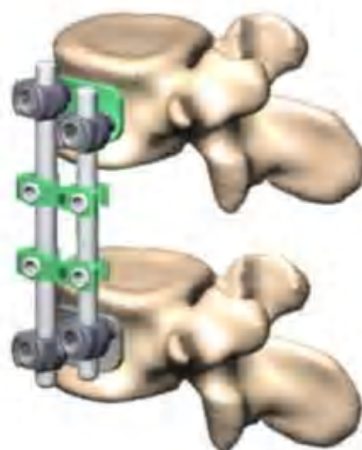


Рис.2.9. Система передне-боковой фиксации грудного и поясничного отдела позвоночника XIA

Сращение позвонков при таком способе протезирования увеличивает жесткость в стабилизированном сегменте, при этом возрастает напряжение на смежных уровнях, что может в дальнейшем привести к их разрушению. Для уменьшения негативных последствий этого процесса разрабатываются протезы искусственных дисков, аналогичные по замыслу протезам, используемым при полной замене суставов. Эти разработки, хотя и находятся в зачаточном состоянии, но охватывают широкий спектр конструкций, начиная от гибких полимерных вставок до шаровых соединений или конструкций петлевого типа. На рисунке 2.10 изображен разработанный компанией Medtronic протез межпозвоночного диска Prestige предназначенный для имплантации в шейный отдел, испытывающий наименьшую по сравнению с другими отделами

позвоночника нагрузку. Протез изготовлен из нержавеющей стали и состоит из двух частей, имеющих подвижное соединение и крепящихся к соседним позвонкам при помощи шурупов. В отличие от артродеза позвонков, установка Prestige позволяет сохранить подвижность межпозвоночного соединения, что значительно повышает качество жизни пациентов.



а



б

Рис 2.10. Система Prestige для протезирования межпозвоночного диска в шейном отделе позвоночника: внешний вид (а) и способ размещения (б)

3. ИМПЛАНТАЦИЯ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ

3.1. Строение глаза

Глаза располагаются в глазных впадинах черепа — орбитах и состоят из глазных яблок, соединенных зрительным нервом с мозгом и придаточных частей глаза: век, слезного органа и трех пар глазодвигательных мышц: наружной прямой, внутренней прямой, верхней прямой, нижней прямой, верхней косой и нижней косой.

Глазное яблоко (рис.3.1) представляет собой тело шаровидной формы. Его масса равна 7-8 г, размер вдоль сагиттальной (продольной) оси в среднем 24,4 мм, горизонтальной — 23,8 мм, вертикальной — 23,5 мм. Окружность экватора глазного яблока взрослого человека в среднем составляет 77,6 мм. ГЯ имеет форму неправильного шара, так как передняя часть имеет большую кривизну, чем задняя. Продольный размер глазного яблока наибольший и составляет в среднем 24 мм. Поперечный и вертикальный — примерно одинаковы и равны 23,3-23,6 мм.

Глазное яблоко прикрепляется к стенкам глазницы при помощи мышц, фасций, связок, которые составляют сбалансированную, мобильную систему фиксации глазного яблока.

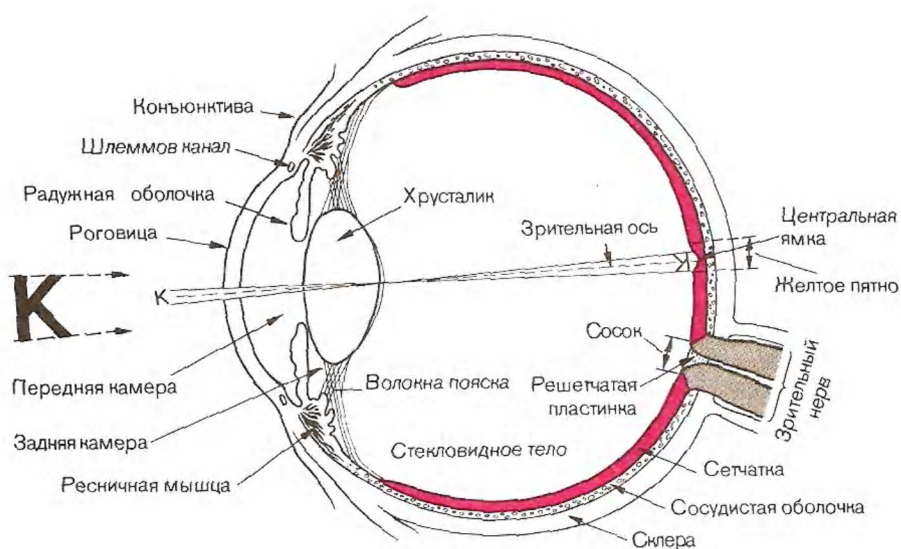


Рис. 3.1. Разрез глаза

Диоптрический (светопреломляющий) аппарат глаза, передающий изображение на светочувствительную сетчатку (ретины) представлен системой преломляющих сред, включающих роговицу, водянистую влагу, заполняющую переднюю и заднюю камеры, прозрачную двояковыпуклую линзу-хрусталик и занимающее большую часть глазного яблока стекловидное тело. К диоптрическому аппарату также относят служащие для аккомодации ресничное тело и радужку.

Стенки задней части глазного яблока состоят из трех оболочек, плотно прилегающих друг к другу: наружной (фиброзной), средней (сосудистой) и внутренней (сетчатой).

Фиброзная оболочка защищает глаз и придает ему форму, являясь чем-то вроде скелета. Примерно 5/6 фиброзной оболочки составляет склера, которая на передней открытой стороне глаза переходит в тонкую и прозрачную роговицу (*cornea*). На границе перехода склеры в роговицу на поверхности глаза образуется неглубокий полупрозрачный ободок — лимб роговицы шириной 0,75-1 мм. Наличие его объясняется различием радиусов кривизны склеры и роговицы, а также тем, что глубокие слои роговицы распространяются несколько дальше, чем поверхностные. Диаметр роговицы взрослого человека составляет в среднем 12 мм, толщина в центре 0,5мм. В роговице различают пять слоев. Поверхностный слой — передний эпителий. За ним следует бесструктурная передняя пограничная пластинка (боуменова оболочка), собственно вещество роговицы (стромы), задняя пограничная пластинка (десцеметова оболочка) и покрывающий ее задний эпителий (эндотелий), омываемый водянистой влагой передней камеры. Строма роговицы образована упорядоченно расположенными пластинками и находящимися в промежутках между ними роговичными клетками. Каждая пластинка состоит из фибрилл коллагена, «склеенных» в единое целое промежуточным веществом. Эти пластинки располагаются слоями, параллельными поверхности роговицы на всю глубину стромы. Прозрачность роговицы обусловлена упорядоченным гистологическим строением, определенным содержанием воды, одинаковым преломлением света фибриллами пластинок и промежуточным веществом. Оптические свойства роговицы определяются ее прозрачностью, менисковой формой и более высоким по сравнению с воздухом показателем преломления (1,377). Поскольку показатели преломления роговицы и водянистой влаги передней камеры глаза (1,366) практически одинаковы, преломление светового пучка осуществляется, в основном, ее передней поверхностью. Роговица это основная преломляющая структура глаза, ее оптическая сила в норме составляет в среднем 43 дптр. (оптическая сила определяется величиной, обратной фокусному расстоянию, выраженному в метрах).

Роговица не имеет сосудов. Ее питание осуществляется за счет водянистой влаги и капилляров, расположенных в лимбе. В отличие от роговицы, склера, вследствие хаотического расположения составляющих ее основу коллагеновых волокон, обладает высокой рассеивающей способностью, препятствующей проникновению боковых потоков света в полость глаза. Под склерой находится обильно снабженная кровеносными сосудами сосудистая оболочка (хориоидея). Передняя часть сосудистой оболочки утолщается и переходит в ресничное тело и радужку.

Ресничное или цилиарное тело представляет собой замкнутое кольцо шириной 6-8 мм и располагается в области перехода склеры в роговицу. Передняя его часть с внутренней стороны имеет около 70 радиально расположенных отростков, образующих складки. Спереди ресничное тело соединяется с наружным краем радужки. В толще ресничного тела находится произвольная цилиарная мышца, играющая ведущую роль в изменении оптических характеристик глаза, обуславливая изменение кривизны хрусталика в процессе аккомодации.

Радужка или радужная оболочка (*iris*) имеет форму диска с отверстием в центре — зрачком и выполняет функцию диафрагмы, регулирующей количество света, поступающего в глаз. Изменение диаметра зрачка (от 1,5мм при ярком освещении до 8мм в темноте) осуществляется мышечной системой, залегающей в толще радужной оболочки. Эта система состоит из гладких мышечных волокон, которые частью располагаются кольцеобразно вокруг зрачка, образуя мышцу (сфинктер), сужающую зрачок а частью расходятся радиально от зрачкового отверстия и образуют мышцу (дилататор), расширяющую зрачок. Обе мышцы взаимно связаны и действуют друг на друга: сфинктер растягивает расширитель, а расширитель расправляет сфинктер. Благодаря этому каждая мышца быстро возвращается в свое исходное состояние, чем и достигается оперативная реакция зрачка на изменяющиеся условия освещенности. Непроницаемость радужки для света достигается наличием на ее задней поверхности двухслойного пигментного эпителия.

На задней поверхности радужки имеются радиально идущие складки, позволяющие водянистой влаге, выделяемой ресничным телом свободно перетекать из задней камеры в переднюю даже при плотном прилегании хрусталика к радужке. Это обеспечивает постоянство внутриглазного давления, так как избыток водянистой влаги оттекает из глаза по шлеммову каналу, расположенному в углу передней камеры.

Толщина радужной оболочки колеблется от 0,2 мм (в зоне перехода в ресничное тело) до 0,4 мм в области наибольшей толщины, расположенной ближе к зрачку. Это обстоятельство может привести к ее отрыву при тяжелых контузиях.

Хрусталик (Lens) представляет собой прозрачную слегка желтоватую двояковыпуклую упругую линзу. Диаметр хрусталика достигает 10-12 мм, толщина — 3,7-4,0 мм (при аккомодации глаза — 4,5 мм). Передняя поверхность хрусталика более плоская, чем задняя; радиус кривизны передней поверхности в покое аккомодации равен 10 мм, задней 6 мм. Хрусталик заключен в тонкую прозрачную оболочку, называемую капсулой или хрусталиковой сумкой, к которой в области экватора крепятся плотно прилегающие друг к другу тонкие зонулярные волокна, образующие кольцевую циннову связку, на которой подвешен хрусталик. Различают **передние и задние зонулярные волокна** в соответствии с местом их прикрепления по разные стороны от экватора. При частичном или полном нарушении целостности цинновой связки хрусталик смещается. Это состояние называется подвывих или вывих хрусталика.

Тело хрусталика составляют прозрачные волокна, образующиеся из видоизмененных эпителиальных клеток в экваториальной зоне. Хрусталиковые волокна растут меридионально от экватора вдоль передней и задней поверхностей хрусталика в направлении его полюсов. При этом молодые хрусталиковые волокна оттесняют внутрь более старые. Поскольку по окружности экватора возникает огромное количество таких волокон, то они в итоге образуют новый пласт хрусталикового вещества.

Хрусталик - единственный орган человеческого тела, который "растет" снаружи внутрь. Формирование хрусталиковых волокон происходит в течение всей жизни человека. Поэтому масса хрусталика увеличивается. Однако существенного увеличения его размеров не происходит вследствие уплотнения центральных, более старых волокон. В результате плотность хрусталика все время увеличивается.

Задняя поверхность хрусталика, также как и передняя, омывается водянистой влагой, т.к. почти на всем протяжении отделяется от стекловидного тела узким зазором. Но по наружному краю это пространство ограничивается кольцевидной связкой, которая фиксирует хрусталик к капсуле стекловидного тела.

Источником питания хрусталика является водянистая влага. Недостаток необходимых для питания хрусталика веществ или проникновение вредных, ингредиентов нарушает процесс нормального обмена и приводит к расщеплению белка, распаду волокон, помутнению хрусталика—катаракте.

Очень сходно по химическому составу с камерной влагой стекловидное тело, одинаковы и их показатели преломления.

Аккомодация. Настройка преломляющей силы диоптрического аппарата глаза человека на определенное расстояние до фиксируемого объекта (аккомодация) осуществляется за счет изменения кривизны хрусталика, особенно его передней поверхности. Эта кривизна зависит от упругости хрусталика и сил, воздействующих на его сумку. Пассивные упругие силы, развиваемые цилиарным аппаратом, сосудистой оболочкой и склерой, передаются сумке хрусталика через волокна цинновой связки. Когда натяжение зонулярных волокон увеличивается, хрусталик растягивается и, следовательно, становится более плоским. Влияние на него этих пассивных упругих сил может изменяться под действием цилиарной (ресничной) мышцы. Когда цилиарная мышца в процессе аккомодации сокращается, она противодействует упругим силам, действующим на хрусталик через циннову связку, при этом результирующая сила

натяжение сумки хрусталика уменьшается, кривизна его передней поверхности увеличивается и преломляющая сила возрастает: происходит аккомодация. Когда цилиарная мышца расслабляется, кривизна хрусталика и его преломляющая сила уменьшаются. В максимально неаккомодированном состоянии здоровый глаз дает на сетчатке четкое изображение лишь тех предметов, которые удалены на очень большое расстояние (в «бесконечность»).

Диапазоном аккомодации называется интервал изменения оптической силы (в диоптриях) при фокусировке на объект, приближающийся из бесконечности на максимально близкое расстояние четкого видения. Самый широкий диапазон аккомодации в молодом возрасте (14 диоптрий). С возрастом за счет некоторого обезвоживания и уплотнения хрусталик постепенно снижает свою упругость, а значит, и способность изменять преломляющую силу (диапазон аккомодации). Ближайшая точка четкого видения постепенно отодвигается от глаза, поэтому пожилым людям для чтения обычно требуются очки (пресбиопия).

3.2. Замена хрусталика при катаракте

Так как хрусталик - это один из основных оптических элементов глаза, фокусирующий изображение предмета на сетчатку, то его удаление при катаракте требует обязательной оптической коррекции. Раньше пациенту после операции выписывали сильные очки (+10, +12 дптр. для дали, а для чтения +13, +15 дптр.). Тяжёлые, искажающие поле зрения, они создавали пациенту массу неудобств, хотя зрение в них, безусловно, повышалось.

Впервые искусственный хрусталик из полиметилметакрилата (ПММА), который представлял собой точную копию человеческого хрусталика, был имплантирован английским офтальмологом Гарольдом Ридли в 1949 году. Он заметил, что когда осколки плексигласового фонаря-колпака кабины истребителей попадали в глаз военных летчиков, они оказывались абсолютно инертными, не вызывая реакции отторжения. Так благодаря случаю ему пришла в голову мысль о том, что плексиглас может стать материалом для искусственного хрусталика.

Несмотря на несовершенство хрусталиков Ридли, его идея стала подлинной революцией в офтальмологии. В 1999 году 94-х летнему Гарольду Ридли королевой Елизаветой было присвоено рыцарское звание.

Со временем искусственные хрусталики, называемые также интраокулярными линзами (ИОЛ) совершенствовались - у них появилась оптическая часть и опорные элементы (гаптика), служащие для фиксации ИОЛ в определённом положении. В России разработка и имплантация искусственных хрусталиков была начата С.Н. Федоровым в 50-е годы прошлого века. Его модель искусственного хрусталика под названием "Спутник" (разработанная совместно с В.Д. Захаровым) долгое время оставалась самым популярным искусственным хрусталиком в мире. И только в конце 90-х годов эта модель, в связи с внедрением новых технологий в хирургии катаракты (ультразвуковая факоэмульсификация) стала вытесняться специально приспособленными для этого типа хирургического вмешательства эластичными, гибкими ИОЛ.

В настоящее время ИОЛ изготавливаются из силикона, полиметилметакрилата, лейкосапфира, гидрогеля, акрила. Одними из наиболее биоинертных признаются недавно созданные эластичные искусственные хрусталики из акрила и гидрогеля.

Операция по поводу катаракты состоит из двух основных стадий: удаления помутневшего хрусталика и имплантации ИОЛ. «Родной» хрусталик имеет довольно внушительные размеры – 10-11 мм в диаметре. До 1967 г. не было даже идеи, что его можно удалять каким-либо другим способом как целиком. В связи с чем, в общих чертах,

схема операции предлагалась следующая: делают соответствующий диаметру хрусталика разрез, извлекают его и через этот же разрез имплантируют ИОЛ с последующим наложением швов. Такая хирургия катаракты привела к большому спросу на ИОЛ и шовного материала. Что касается ИОЛ, то на этом этапе хирурги в основном предпочитали линзы из твердых оптически-прозрачных материалов. Подавляющее большинство производителей изготавливали ИОЛ из ПММА (полиметилметакрилат - органическое стекло). ПММА- типичный термопласт с температурой стеклования $T_c = 102^\circ\text{C}$, из которого оптически-прозрачные ИОЛ можно изготавливать методом термопрессования. Опорные элементы первоначально в основном делали из волокон либо полипропилена, либо того же ПММА. На рис. 3.2 приведены типичные ИОЛ, характерные для этого этапа развития хирургии катаракты.

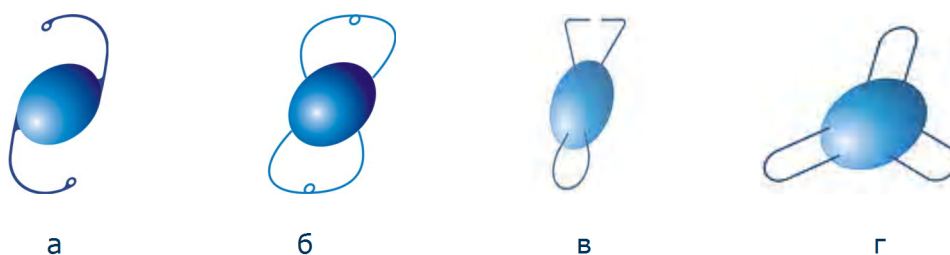


Рис. 3.2. Модификации ИОЛ первого поколения

На первом этапе было большое разнообразие моделей ИОЛ, отличающихся в основном конструкцией опорных элементов (гаптики), поскольку еще не было устоявшихся представлений о том, в какой отдел глаза лучше всего имплантировать ИОЛ и как её при этом закреплять (фиксировать). Но эти задачи хирург не мог решить без инженеров-конструкторов ИОЛ, и наоборот. Практика показала, что установка ИОЛ в переднюю камеру часто приводит к возникновению глаукомы. Практически все первые ИОЛ, имплантированные в переднюю камеру (технически это сделать было легче всего), были потом изъяты у больных. Основная причина возникновения глаукомы после имплантации ИОЛ в переднюю камеру – это перекрытие каналов, по которым происходит отток глазной жидкости. Разработка переднекамерных линз продолжается и по сей день. Здесь просматриваются две идеи: обеспечить либо точечную посадку ИОЛ в передней камере, либо закреплять ее за радужку.

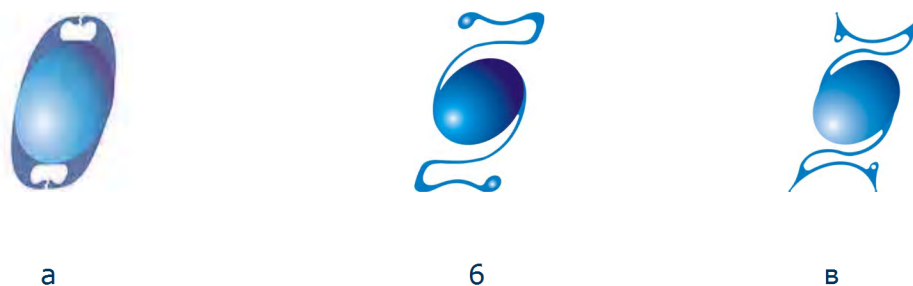


Рис. 3.3 Модели переднекамерных ИОЛ

3.2.1 Мультифокальные ИОЛ

Создание интраокулярных линз, которые позволяли бы видеть пациенту без

дополнительной коррекции зрения с помощью очков или контактных линз одинаково хорошо как вдаль, так и вблизи, является сегодня одной из главных целей всех ведущих производителей искусственных хрусталиков глаза. Для решения поставленной задачи многие производители ИОЛ предлагают так называемые псевдо-аккомодирующие линзы, которые в отличие от обычных монофокальных ИОЛ имеют не один фокус, а два и более. Такого типа ИОЛ часто также называют би- и мультифокальными линзами.

Возможные способы реализации мультифокальных ИОЛ.

Можно выделить три основных направления создания псевдо-аккомодирующих (мультифокальных) ИОЛ.

1. Деление по крайней мере одной из оптических поверхностей ИОЛ на зоны, отличающиеся кривизной поверхности (рис. 3.4 а);
2. Деление линзы на зоны, имеющие различный показатель преломления (рис. 3.4 б);
3. формирование на одной из оптических поверхностей ИОЛ дополнительной дифракционной линзы (создание дифракционно-рефракционных ИОЛ рис. 3.4 в).

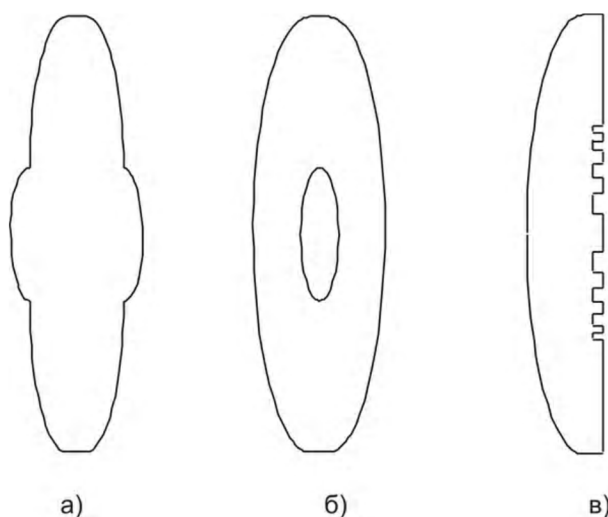


Рис. 3.4. Мультифокальные ИОЛ.

Принципиальным отличием бифокальных линз от аккомодирующих является то, что при рассматривании предметов на любом произвольном расстоянии их изображения формируются не в одной, а в двух плоскостях, при этом ни при каких расстояниях весь световой поток не концентрируется в какой-то одной из двух плоскостей. Контраст изображения, формируемого центральной частью линзы, всегда выше, чем контраст изображения, формируемого периферийной частью линзы, т.к. сферическая aberrация в центральной части линзы существенно меньше, чем в периферийной части.

3.2.2 Аккомодирующие ИОЛ

В последние годы был предложен ряд интраокулярных биомеханических систем, принцип

действия которых основан на изменении:

- положения единственного оптического элемента линзы вдоль продольной оси [CrystaLens AT-45 (Bausch & Lomb), Akkomodative 1CU (Human Optics IOL, Erlangen, Germany)];
- расстояния между двумя оптическими элементами, входящими в состав линзы за счет особой конструкции гаптики [Synchrony (Visiogen, Irvine, Calif.), Sarfarazi Elliptical IOL];
- кривизны одной или обеих поверхностей линзы с деформируемой оптической частью [(Power Vision (Power Vision, Inc.), NuLens (Herzeliya, Israel), ИОЛ от Quest Vision Technologies/AMO, Medennium Smart IOL (Irvine, Calif.), Flex Optic (Quest Vision)].

CrystaLens AT-45 – модифицированная ИОЛ с плоской гаптикой, способной сгибаться у основания оптического диска, благодаря чему при растяжении капсульной сумки зонулярными волокнами оптическая часть линзы удаляется от роговицы, а при ослаблении натяжения, обусловленном сокращением ресничной мышцы, смещается в сторону роговицы, при этом происходит фокусировка на удаленные и близко расположенные объекты, соответственно. Akkomodative 1CU – гидрофильная акриловая линза с оптической частью диаметром 5,5 мм. Это заднекамерная линза, обеспечивающая диапазон аккомодации от 1,5 до 2,0 Д за счет смещения вдоль передне – задней оси глаза. CrystaLens AT-45 является первой аккомодирующей биомеханической ИОЛ, одобренной к имплантации в Соединенных Штатах.

В конструкции ИОЛ 1CU в отличие от CrystaLens AT-45 используются четыре пружинящих гаптических элемента.

К сожалению диапазон аккомодации достигаемой с использованием таких линз оставляет желать лучшего.

Конструкции с двойной оптикой имеют потенциальные преимущества перед монооптическими, так как в этом случае для достижения желательной величины аккомодации требуется меньшее смещение элементов линзы. Например, чтобы достигнуть аккомодации в 2.5Д, монооптическая ИОЛ с оптической силой, равной 20Д должна была бы продвинуться на 2 мм в пределах капсульной сумки. Для ИОЛ с двойной оптикой, имеющей переднюю линзу +35Д и заднюю линзу – 15Д (полная оптическая сила = 20Д) для изменения оптической силы в 2.5Д потребовалось бы, чтобы расстояние между ее элементами изменилось всего на 1.1 мм,

Линзы с деформируемой оптической частью представляются наиболее перспективными, так как являются более физиологичными и в то же время должны обеспечить широкий диапазон аккомодации. В настоящее время подобные конструкции проходят испытания в экспериментах на животных.

СЛОВАРЬ ТЕРМИНОВ

АККОМОДАЦИЯ ГЛАЗА — физиологический процесс изменения преломляющей силы глаза при зрительном восприятии предметов, находящихся на различных расстояниях от него.

АНАСТОМОЗ — естественное соединение двух полых органов.

АНГИОГРАФИЯ — рентгенографическое обследование сосудов после введения в них рентгеноконтрастных веществ.

АНГИОПЛАСТИКА — восстановление просвета сосуда (при помощи баллона).

АНЕВРИЗМА — патологическое выпячивание истонченного участка сердца или сосуда.

АНИРИДИЯ — отсутствие радужной оболочки глаза.

АНКИЛОЗ — отсутствие подвижности в суставе, развивающееся вследствие воспаления, травмы или дегенеративного процесса в суставе.

АНТИКОАГУЛЯНТЫ - лекарственные средства, снижающие свертываемость крови путем угнетения образования фибрина.

АПЕРТУРА — отверстие.

АРИТМИЯ — нарушение частоты или последовательности сердечных сокращений: учащение (тахикардия) или замедление (брадикардия) ритма, преждевременные сокращения (экстрасистолия), дезорганизация ритмической деятельности (мерцательная аритмия) и т. д.

АРТЕРИИТ — воспаление стенки артерии.

АРТРИТ — воспаление сустава или нескольких его элементов.

АРТРОЗ (остеоартрозы) — дегенеративно-дистрофические заболевания суставов, например деформирующие артрозы, деформирующие остеоартрозы.

АСПИРАЦИЯ — 1) процедура отсасывания содержимого полости или патологического очага; 2) проникновение посторонних веществ в дыхательные пути при вдохе

АСТИГМАТИЗМ — аномалия рефракции, при которой преломляющая сила оптической системы глаза различна в различных меридианах, вследствие чего лучи, исходящие из любой точки пространства, не дают на сетчатке точечного фокусного изображения.

АТЕРОСКЛЕРОЗ — хроническая болезнь, характеризующаяся липоидной инфильтрацией внутренней оболочки артерий эластического и смешанного типа с последующим развитием в их стенке соединительной ткани; атеросклероз клинически проявляется общими или местными расстройствами кровообращения.

АТЛАНТ — первый шейный позвонок, сочленяющийся с затылочной костью черепа.

АТРИОВЕНТРИКУЛЯРНАЯ БЛОКАДА — нарушение проводимости импульсов из предсердий в желудочки на уровне атриовентрикулярного узла или предсердно-желудочкового пучка и его ножек (может быть полной или неполной).

АТРОФИЯ — уменьшение массы и объема органа или ткани, сопровождающееся ослаблением или прекращением их функций.

АФАКИЯ — отсутствие хрусталика.

АФФЕРЕНТНЫЙ — приносящий.

БИОПОЛИМЕРЫ — высокомолекулярные соединения биологического происхождения, молекулы которых представляют собой цепочки, образованные из большого числа повторяющихся групп атомов.

БЛИЗОРУКОСТЬ — аномалия рефракции глаза, при которой главный фокус оптической системы глаза находится перед сетчаткой.

ВАСКУЛЯРИЗАЦИЯ — обеспеченность ткани или органа кровеносными сосудами.

ВЕНТРИКУЛЯРНЫЙ — относящийся к желудочку сердца, головного мозга, желудку.

ВЕЩЕСТВО АМОРФНОЕ — твердое вещество, не обладающее упорядоченным строением.

ВЕЩЕСТВО МЕЖКЛЕТОЧНОЕ — неклеточная часть соединительной ткани, состоящая из волокнистых структур, окруженных аморфным основным веществом.

ВОЛОКНА РЕТИКУЛЯРНЫЕ — волокна межклеточного вещества ретикулярной ткани, базальных мембран, сарколеммы, образованные ретикулином — белком, сходным с коллагеном.

ВЯЗКОСТЬ — 1) свойство жидкостей и газов оказывать сопротивление перемещению одной их части относительно другой; 2) свойство твердых тел необратимо поглощать энергию при их пластической деформации.

ВЯЗКОСТЬ ЭФФЕКТИВНАЯ — вязкость суспензии, измеренная данным вискозиметром в данных условиях; она не является, таким образом, характеристикой только собственных свойств суспензии и не совпадает в общем случае с коэффициентом вязкости.

ГАПТИКА — опорные элементы интраокулярной линзы.

ГЕМОГЛОБИН — дыхательный пигмент, содержащийся в эритроцитах крови, осуществляющий перенос кислорода из легких в ткани и участвующий в переносе углекислого газа из тканей в легкие; представляет собой сложный белок.

ГИДРОЛИЗ — реакция разложения вещества с участием воды. В организме гидролиз является одной из основных реакций обмена жиров, белков, углеводов и нуклеиновых кислот.

ГИПЕРТРОФИЯ — увеличение органа или его части вследствие увеличения объема и (или) числа клеток.

ГИПЕРМЕТРОПИЯ — см. **ДАЛЬНОЗОРКОСТЬ**

ГИПОКИНЕЗИЯ — ограничение количества и объема движения, обусловленное образом жизни.

ГИПОТЕРМИЯ — переохлаждение организма.

ГИСТОЛОГИЯ — медико-биологическая наука, изучающая закономерности развития, строения и функции тканей многоклеточных животных и человека.

ГЛИКОЗАМИНОГЛИКАНЫ (СИНОНИМ — МУКОПОЛИСАХАРИДЫ) — высокомолекулярные полимеры, построенные в основном из гексозаминов и гексурановых кислот, в живом организме находящиеся в виде соединений или комплексов с белками; главные компоненты основного вещества соединительной ткани и слизистых выделений; участвуют в процессах роста и регенерации тканей, оплодотворения и

размножения, переноса воды и различных веществ в организме.

ГЛИКОПРОТЕИДЫ — сложные белки, содержащие углеводный компонент; гликопротеиды входят в состав всех тканей организма; к ним относятся некоторые ферменты, гормоны и иммуноглобулины.

ГОМОГЕННАЯ — однородная.

ГРАВИТАЦИЯ — взаимное притяжение, существующее между любыми телами, обладающими массой.

ГРАДИЕНТ (в биологии) — величина, отражающая количественное изменение каких-либо морфологических или функциональных свойств вдоль одной из осей тела, органа или клетки.

ГРУДИНА — непарная плоская кость, образующая совместно с ребрами и позвоночником грудную клетку.

ДАВЛЕНИЕ ГИДРОСТАТИЧЕСКОЕ — давление, обусловленное силами тяжести, оказываемое неподвижными жидкостью или газом на покоящееся относительно них тело.

ДАВЛЕНИЕ ОСМОТИЧЕСКОЕ — избыточное гидростатическое давление на раствор, отделенный от чистого растворителя полупроницаемой мембраной, при котором прекращается диффузия растворителя через мембрану.

ДАВЛЕНИЕ ПАРЦИАЛЬНОЕ — давление компонента смеси газов, которое он оказывал бы, если бы один занимал объем всей смеси.

ДАЛЬНОЗОРКОСТЬ — аномалия рефракции глаза, при которой главный фокус оптической системы глаза находится позади сетчатки.

ДВИЖЕНИЕ СТАЦИОНАРНОЕ — движение жидкости или газа, при котором в каждой точке пространства характеристики их движения (скорость, ускорение) и свойств (давление, плотность) не изменяются с течением времени.

ДЕМПФИРОВАНИЕ — принудительное подавление колебаний системы.

ДЕРМА — соединительнотканная часть кожи, состоящая из сосочкового и сетчатого слоев.

ДИАФИЗ — средняя часть трубчатой кости; содержит костномозговую полость.

ДИАФРАГМА — мышечная перегородка, отделяющая грудную полость от брюшной.

ДИОПТРИЯ — единица преломляющей силы оптической системы, соответствующая преломляющей силе линзы с фокусным расстоянием 1 м.

ДИСПЕРГИРОВАНИЕ — тонкое измельчение твердых тел и жидкостей в окружающей среде, приводящее к образованию дисперсных систем (суспензии, эмульсии, коллоидные системы).

ДИСТАЛЬНЫЙ — расположенный дальше от центра или срединной линии тела.

ДИСТРАКЦИЯ — форсированное одномоментное или медленное постепенное растяжение пораженного участка конечности с лечебной целью.

ДИФФУЗИЯ — проникновение среди частиц вещества частиц одного какого-либо вида, происходящее вследствие теплового движения в направлении уменьшения концентрации этих веществ.

ЕМКОСТЬ ЖИЗНЕННАЯ — функциональная характеристика легких — количество воздуха, выдыхаемого после глубокого вдоха (в среднем 3500 см³).

ЖИДКОСТЬ НЕНЬЮТОНОВСКАЯ — жидкость, вязкость которой не является постоянной величиной.

ЖИДКОСТЬ НЬЮТОНОВСКАЯ — жидкость, течение которой подчиняется закону пропорциональности между касательными напряжениями и скоростью сдвига.

ЖИДКОСТЬ СЕРОЗНАЯ — жидкость, вырабатываемая серозными оболочками.

ЖИДКОСТЬ СИНОВИАЛЬНАЯ — вязкая жидкость, выделяемая синовиальной

оболочкой в полость сустава и осуществляющая смазку и питание суставного хряща.

ИЗМЕНЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИЕ — закономерная возникающая в организме последовательность реакций на повреждающее действие патогенного фактора.

ИЗО... — составная часть сложных слов, означающая «равный», «соразмерный», «одинаковый».

ИННЕРВАЦИЯ — обеспечение нервами связи с центральной нервной системой органов, областей и частей тела.

ИНТАКТНЫЙ — неповрежденный, не вовлеченный в какой-либо процесс.

ИНТРА... — приставка, означающая «нахождение внутри, в пределах чего-либо», «действие, направленное внутрь», «действие в пределах какого-либо времени».

ИНФИЛЬТРАЦИЯ — проникновение в ткани и накопление в них несвойственных им клеточных элементов, жидкостей и химических веществ.

ИНФРА... — приставка, обозначающая «нахождение ниже чего-либо, под чем-либо».

КАЛИБР — внутренний диаметр кровеносного сосуда.

КАТАРАКТА — болезнь глаза, основным проявлением которой является частичное или полное помутнение вещества или капсулы хрусталика с понижением остроты зрения вплоть до полной его утраты.

КЕРАТОМИЯ — рассечение роговицы; производится по поводу некоторых патологических процессов в роговице или в качестве доступа при внутриглазных хирургических операциях.

КЕРАТОПЛАСТИКА — пластическая операция, заключающаяся в замещении патологически измененной роговицы или ее части трансплантантом.

КЛАПАН — часть полого органа, образованная одной или несколькими складками его внутренней оболочки; препятствует обратному перемещению содержимого.

КЛЕТКА — элементарная живая система, состоящая из двух основных частей — ядра и цитоплазмы, способная к самостоятельному существованию, самовоспроизведению и развитию; основа строения и жизнедеятельности всех животных и растений.

КОЛЛОИД — дисперсная система с относительно крупными по сравнению с молекулами газов и обычных жидкостей частицами (0,001-0,1 мкм); многие биологические жидкости являются коллоидами.

КОМИССУРА (спайка) — анатомическое образование, соединяющее между собой парные органы или другие образования.

КОНВЕКЦИЯ — перенос теплоты внутри области, заполненной жидкой, газообразной или сыпучей средой, вследствие перемещения вещества этой среды.

КОНЦЕНТРАЦИЯ ВЕЩЕСТВА — доля данного вещества в массе или объеме смеси (раствора).

КОНЪЮНКТИВА — наружная оболочка глаза, состоящая из эпителиального слоя и соединительной основы.

КРАНИАЛЬНЫЙ — расположенный ближе к верхнему концу, черепной коробки

КРИСТАЛЛ — твердое тело, обладающее трехмерной периодической атомной или молекулярной структурой и при равновесных условиях образования имеющее форму правильного симметричного многогранника.

КРИСТАЛЛ ЖИДКИЙ — состояние вещества, в котором оно обладает свойствами как жидкости (текучестью), так и твердого кристалла (анизотропией свойств).

ЛАКУНА — углубление, впадина.

ЛАМЕЛЛИ — формы, представляющие собой тонкие пластинки.

ЛАТЕРАЛЬНЫЙ — боковой, удаленный от средней линии.

ЛЕЙКОЦИТ — форменный элемент крови, имеющий ядро.

ЛИМФООБРАЗОВАНИЕ — процесс резорбции тканевой жидкости в лимфатические капилляры.

ЛИМФОЦИТ — незернистый лейкоцит небольшого размера (5-13 мкм) с эксцентрично расположенным ядром, которое занимает большую часть клетки, и базофильной цитоплазмой; лимфоциты продуцируются в селезенке, лимфатических узлах, костном мозге, принимают участие в иммунологических реакциях.

ЛИПИДЫ — группа веществ, характеризующихся растворимостью в органических растворителях и, как правило, нерастворимых в воде; входят в состав всех живых клеток.

ЛИПОИДЫ — устаревшее общее название жироподобных веществ природного происхождения.

МЕДИАЛЬНЫЙ — расположенный ближе к средней линии тела.

МЕДУЛЛЯРНЫЙ — костномозговой.

МЕЗОДЕРМА — средний зародышевый листок, образующийся у млекопитающих путем разрастания первичной полоски в виде слоя клеток между экто- и эндодермой.

МЕТАБОЛИЗМ — (синоним — обмен веществ и энергии) — совокупность процессов превращения веществ и энергии в живом организме и обмена организма веществами и энергией с окружающей средой.

МИКРОХИРУРГИЯ — направление в хирургии, разрабатывающее оперативные вмешательства на малых анатомических структурах с использованием оптических средств и специального инструментария.

МИОПИЯ — см. БЛИЗОРУКОСТЬ

МОДУЛЬ ОБЪЕМНОЙ УПРУГОСТИ — отношение давления однородного сжатия изотропного тела к относительному изменению его объема.

МОРФ... — составляющая часть сложных слов, означающая «относящийся к виду, к форме, к строению чего-либо».

НАТЯЖЕНИЕ ПОВЕРХНОСТНОЕ — свойство поверхности раздела двух сред, характеризующееся работой, затрачиваемой на образование этой поверхности.

НЕРВ — анатомическое образование, которое состоит из пучков нервных волокон, окруженных соединительнотканными оболочками; обеспечивает проведение нервных импульсов; основная часть периферической нервной системы.

ОБОЛОЧКА СЕРОЗНАЯ — оболочка, выстилающая стенки полостей туловища, покрывающая расположенные в них органы и состоящая из плотной волокнистой соединительной ткани, покрытой мезотелием.

ОБОЛОЧКА СИНОВИАЛЬНАЯ — слой эндотелиальных клеток и подлежащей рыхлой неоформленной волокнистой соединительной ткани, выстилающей полость сустава, сухожильное влагалище или синовиальную сумку.

ОККЛЮЗИЯ — нарушение проходимости полых образований, в частности сосудов, обусловленное стойким закрытием их просвета на каком-либо участке.

ОККЛЮЗИЯ СОСУДОВ СКЛЕРОТИЧЕСАЯ (синоним — атеросклероз облитерирующий) — разновидность атеросклероза, характеризующаяся резким сужением или полным закрытием просвета артерий.

ОРГАН — часть организма, представляющая собой эволюционно сложившийся комплекс тканей, объединенный общей функцией, структурной организацией и развитием.

ОСТЕО... — составная часть сложных слов, означающая «относящийся к кости, к костной ткани».

ОСТЕОБЛАСТ — клетка костной ткани, вырабатывающая межклеточное вещество.

ОСТЕОН — система остеоцитов и костных пластинок, концентрически расположенных вокруг канала остеона; структурная единица кости.

ОСТЕОПОРОЗ - заболевание, характеризующееся изменением структуры кости; отмечается истончение, рыхлость, ломкость, пористость и полное рассасывание части костных перекладин

ОСТЕОХОНДРОЗ - заболевание, характеризующееся дистрофическим процессом в костной и хрящевой ткани.

ОСТЕОЦИТ — зрелая отростчатая клетка костной ткани.

ОФТАЛЬМОЛОГИЯ — область клинической медицины, изучающая этиологию, патогенез и клиническое течение нарушения зрения и болезней глаза и разрабатывающая методы их диагностики, лечения и профилактики.

ПАТОГЕНЕЗ — 1) учение об общих закономерностях развития, течения и исхода болезней; 2) механизм развития конкретной болезни, патологического процесса или состояния.

ПАТОЛОГИЯ — любое отклонение от нормы.

ПЕРФУЗИЯ — продолжительное нагнетание жидкости в кровеносные сосуды, части тела или всего организма.

ПЛАЗМА КРОВИ — жидкая часть крови, остающаяся после удаления ее форменных элементов.

ПЛАСТИЧНОСТЬ — свойство твердых тел необратимо изменять свои размеры и форму под действием механических нагрузок.

ПОВЕРХНОСТЬ СУБХОНДРИАЛЬНАЯ — поверхность, находящаяся под хрящом.

ПОЛИМЕРЫ — высокомолекулярные соединения, вещества с молекулярным весом от нескольких десятков тысяч до нескольких миллионов, молекулы которых состоят из большого числа повторяющихся группировок.

ПОЛИМОРФИЗМ — наличие у клеток, тканей или органов, имеющих общее происхождение, различных вариантов строения.

ПОЛИСАХАРИДЫ (синоним — гликаны) — общее название углеводов, содержащих более 10 моносахаридных остатков; входят в состав различных тканей, выполняют функции структурного элемента или депо энергетического материала.

ПОЛЮС ГЛАЗА ЗАДНИЙ — центр кривизны задней поверхности глазного яблока.

ПОЛЮС ГЛАЗА ПЕРЕДНИЙ — точка на поверхности роговицы, соответствующая ее геометрическому центру.

ПРОНАЦИЯ — вращение конечности человека вокруг ее длинной оси, при котором ее верхняя поверхность оказывается повернутой к срединной линии тела.

ПРОПРИОРЕЦЕПТОР — механорецептор, расположенный в тканях мышечно-суставного аппарата и воспринимающий их растяжение и сокращение.

ПРОСТРАНСТВО СУПРАХОРИОИДАЛЬНОЕ — узкая щель между сосудистой оболочкой глазного яблока и склерой.

ПРОТ... (ПРОТО...) — составная часть сложных слов, означающая «первый», «первоначальный», «первичный», «предшествующий».

РЕГЕНЕРАЦИЯ — восстановление организмом утраченных или поврежденных частей.

РЕГЕНЕРАЦИЯ НЕПОЛНАЯ — регенерация, при которой погибшие участки замещаются тканью иного вида.

РЕГЕНЕРАЦИЯ ПОЛНАЯ — регенерация, при которой погибшие участки замещаются тканью того же вида и той же структуры.

РЕГЕНЕРАЦИЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ — регенерация тканей, отмирающих в процессе нормальной жизнедеятельности организма.

РЕОЛОГИЯ — раздел механики, изучающий необратимые деформации и течение разнообразных вязких и пластичных материалов.

РЕФРАКЦИЯ ГЛАЗА (КЛИНИЧЕСКАЯ) — характеристика преломляющей силы оптической системы глаза, определяемая по положению заднего главного фокуса относительно сетчатки.

РЕЦЕПТОР — анатомическое образование, преобразующее воспринимаемое раздражение в нервные импульсы.

САГИТТАЛЬНЫЙ — расположенный в переднезаднем направлении.

СИСТЕМА АФФЕРЕНТНАЯ — часть нервной системы, функцией которой является преобразование энергии раздражения в нервные импульсы и их проведение в центральную нервную систему.

СИСТЕМА НЕРВНАЯ — система органов, осуществляющая связь организма с внешней средой, взаимосвязь органов между собой и тем самым регуляцию и координацию всех функций организма.

СИСТЕМА НЕРВНАЯ ВЕГЕТАТИВНАЯ — отдел нервной системы, иннервирующий внутренние органы, гладкие мышцы, железы, кровеносные и лимфатические сосуды, а также осуществляющий адаптационно-трофическую функцию по отношению ко всем тканям и органам.

СОПРОТИВЛЕНИЕ ГИДРАВЛИЧЕСКОЕ — 1) сопротивление движению тела со стороны обтекающей его жидкости; 2) сопротивление движению жидкости, вызванное влиянием стенок труб или каналов.

СРЕДОСТЕНИЕ — часть грудной полости, расположенная между правым и левым плевральными мешками, ограниченная спереди грудиной, сзади грудным отделом позвоночника, снизу диафрагмой, сверху апертурой грудной клетки.

СТЕНОЗ — сужение трубчатого органа или его наружного отверстия.

СУБ... — приставка, означающая: 1) расположение под чем-либо, ниже чего-либо; 2) неполноту качества, свойства, обозначенного последующей частью слова.

СУМКА СИНОВИАЛЬНАЯ — щелевидная полость, выстланная синовиальной оболочкой и содержащая синовиальную жидкость. Синовиальные сумки расположены в местах наибольшего трения под кожей, мышцами, фасциями и сухожилиями.

СУПИНАЦИЯ — вращательное движение предплечья кнаружи до положения, при котором кисть обращена ладонью вверх.

СУПРА... — приставка, означающая «нахождение под чем-либо, выше чего-либо».

СУСПЕНЗИЯ — жидкая форма, представляющая собой дисперсную систему, в которой относительно крупные твердые частицы взвешены в жидкости.

СУСТАВ — подвижное соединение костей, в котором их концы (суставные поверхности) разделены суставной полостью, содержащей синовиальную жидкость.

ТЕЧЕНИЕ КОНВЕКЦИОННОЕ — перемещение массы, вызванное неравномерным распределением плотности вещества.

ТЕЧЕНИЕ ПУАЗЕЙЛЕВСКОЕ — подчиняющееся закону Пуазейля движение стационарного потока в части трубки, достаточно удаленной от ее начала; при пуазейлевском течении наблюдается параболическое распределение скорости по диаметру трубки.

ТИКСОТРОПИЯ — способность высокодисперсных суспензий, являющихся первоначально жидкими, обратимо загустевать с течением времени при постоянной температуре и соответственно способность твердообразных структур обратимо разрушаться (разжижаться) при механическом воздействии.

ТКАНЬ — система клеток и неклеточных структур, объединенных общей функцией, строением и происхождением.

ТКАНЬ СОЕДИНИТЕЛЬНАЯ — ткань, содержащая большое количество межклеточного вещества.

ТКАНЬ СОЕДИНИТЕЛЬНАЯ ВОЛОКНИСТАЯ (синоним — фиброзная) — соединительная ткань, межклеточное вещество которой состоит главным образом из коллагеновых, эластиновых и ретикулярных волокон.

ТКАНЬ СОЕДИНИТЕЛЬНАЯ ВОЛОКНИСТАЯ ПЛОТНАЯ — соединительная волокнистая ткань, межклеточное вещество которой характеризуется наличием плотно расположенных коллагеновых волокон.

ТКАНЬ СОЕДИНИТЕЛЬНАЯ ВОЛОКНИСТАЯ РЫХЛАЯ — соединительная волокнистая ткань, межклеточное вещество которой характеризуется наличием рыхло расположенных коллагеновых волокон.

ТКАНЬ ХРЯЩЕВАЯ ГИАЛИНОВАЯ — хрящевая стекловидная ткань; содержит коллагеновые волокна и хондромукопротеиды.

ТОНИЧЕСКИЙ — относящийся к тону, обусловленный тоническим сокращением.

ТОНУС — длительно поддерживаемый уровень активности организма в целом, его отдельных систем и органов.

ТОНУС НЕРВНО-МЫШЕЧНЫЙ — мышечный тонус, обусловленный активизирующим влиянием нервной системы на мышечную ткань.

ТОНУС МЫШЕЧНЫЙ — длительно сохраняющееся состояние упругости мышцы.

ТОНУС СОСУДИСТЫЙ — постоянное напряжение стенок кровеносных сосудов, противодействующее их растяжению под воздействием давления крови.

ТРАБЕКУЛА — соединительнотканная перемычка, отходящая от капсулы органа.

ТРАБЕКУЛА КОСТНАЯ — общее название участков губчатого вещества кости, расположенных в определенной зависимости от механических воздействий на кость.

ТРОПОКОЛЛАГЕН — структурная единица коллагенового волокна, представляющая собой палочковидное образование длиной около 300 нм и толщиной около 1,5 нм с молекулярной массой около 300 000. В настоящее время отождествляется с молекулой белка коллагена.

ФАСЦИЯ — оболочка из плотной волокнистой соединительной ткани, покрывающей мышцы, многие внутренние органы, кровеносные сосуды и нервы, фасция образует их фасциальные ложа и влагалища и выстилает клеточные пространства.

ФЕРМЕНТ — белок, выполняющий функцию специфического катализатора превращения веществ в организме.

ФИБР... — составная часть сложных слов, означающая «относящийся к волокнистой ткани», «волокнистый».

ФИБРИЛЛЫ КОЛЛАГЕНА — структурные единицы коллагенового волокна, состоящие из белка коллагена.

ФИЗИО... — составная часть сложных слов, означающая «относящийся к природе, к природным свойствам, к физическим факторам».

ФИЗИОЛОГИЯ — медико-биологическая наука, изучающая жизнедеятельность целостного организма и его частей (систем, органов, тканей, клеток), выявляющая причины, механизмы и закономерности жизнедеятельности организма и взаимодействия его с окружающей средой.

ФРОНТАЛЬНЫЙ — относящийся к вертикальной плоскости, перпендикулярной к сагиттальной плоскости.

ФУНКЦИЯ адаптационно-трофическая — функция органа (системы органов), заключающаяся в приспособлении организма к меняющимся условиям его существования путем регуляции обмена веществ и возбудимости его органов и тканей.

ХОНДР... — составная часть сложных слов, означающая «относящийся к хрящу», «хрящевой».

ХОНДРОБЛАСТ — малодифференцированная, способная к делению клетка хрящевой ткани, превращающаяся в хондроцит.

ХОНДРОЦИТ — зрелая клетка хрящевой ткани, образующаяся из хондробласта.

ХРЯЩ — анатомическое образование, состоящее из хрящевой ткани и выполняющее опорную функцию.

ХРЯЩ ГИАЛИНОВЫЙ — хрящ, состоящий из хрящевой гиалиновой ткани.

ЦИТО... — составная часть сложных слов, означающая «относящийся к клетке», «клеточный».

ЦИТОПЛАЗМА — протоплазма клетки, не входящая в состав ядра.

ЦИТОСКЕЛЕТ — система промежуточных нитей, состоящих из специфического белка десмина.

ЧИСЛО ГЕМАТОКРИТНОЕ — отношение объема форменных элементов крови к объему плазмы.

ЭКВАТОР ГЛАЗА — наибольшая окружность глазного яблока во фронтальной плоскости.

ЭКСТРАКЦИЯ КАТАРАКТЫ — хирургическая операция, состоящая в удалении хрусталика при катаракте.

ЭКСТРАКЦИЯ КАТАРАКТЫ ИНТРАКАПСУЛЯРНАЯ — экстракция катаракты, при которой хрусталик удаляют вместе с капсулой без ее вскрытия.

ЭМУЛЬСИЯ — жидкая форма, представляющая собой дисперсную систему из не смешивающихся друг с другом жидкостей.

ЭНДАРТЕРЭКТОМИЯ — хирургическая операция: удаление пораженной атеросклерозом внутренней оболочки артерии для восстановления ее проходимости.

ЭНДОТЕЛИЙ — слой клеток мезодермального происхождения, выстилающий внутреннюю поверхность кровеносных и лимфатических сосудов, а также полостей сердца.

ЭПИТЕЛИЙ — ткань, выстилающая поверхность и полости тела, образующая эпидермис, покрывающая слизистые оболочки пищеварительного тракта, воздухоносных, мочевых и половых путей, серозные оболочки, а также образующая большинство желез организма; выполняет защитную, секреторную и некоторые другие функции.

ЭПИФИЗ — расширенный конец трубчатой кости; обычно развивается из отдельной точки окостенения.

ЭРИТРОЦИТ — безъядерный форменный элемент крови, содержащий гемоглобин.

ЭТИОЛОГИЯ — 1) учение о причинах и условиях возникновения болезней; 2) причина возникновения болезни или патологического состояния.

ЭФФЕРЕНТНЫЙ — направленный от чего-то (органа, нервного центра).

ЯБЛОКО глазное — часть глаза, представляющая собой сферическое образование, расположенное в глазнице и состоящее из трех оболочек: фиброзной, сосудистой и сетчатки

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

К главе 1

1. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. — СПб.: Политехника, 2000. — 463с.
2. Моделирование в биомеханике: Учеб. пособие / П.И. Бегун, П.Н. Афонин. — М.: Высш. шк., 2004. - 390 с.
3. Биомеханика: Учеб. пособие / А.В. Чигарев, Г.И. Михасев. — Мн.: УП "Технопринт", 2004. — 284с.
4. Кардиология / Под ред. Б. Гриффина, Э. Тополя. Пер. с англ. — М.: Практика, 2008. — 1248 с.
5. <http://www.krugosvet.ru/articles/34/1003426/print.htm> - Сердце
6. Основные направления в лечении больных с хронической сердечной недостаточностью / Г.И. Сторожаков, Г.Е. Гендлин. — М.: Миклош, 2008. — 312 с.
7. Искусственное сердце / В. И. Шумаков, Н.К. Зимин, Г.П. Иткин, Л.И. Осадчий. — Л.: Наука, 1988. — 202 с.
8. Проблемы трансплантологии и искусственные органы: Юбилейный сб. тр. НИИТИО Минздрава и мед. пром-ти РФ. — М., 1994. — 142 с.
9. <http://egamed.ru/topasient/amplatzer/#1#1> - Лечение врожденных пороков сердца с помощью системы AMPLATZER® окклюдеры системы AMPLATZER®.
10. Шумаков В.И., Махатадзе Т.М., Толпекин В.Е. Аппараты и методы вспомогательного кровообращения. — Тбилиси: Сабчота Сакартвело, 1989. — 220 с.
11. Мазур Н.А. Практическая кардиология. — М.: Медпрактика-М, 2007. — 400с.
12. Марин М.Л., Вэйс Ф.Д., Пароди Х.С. Эндопротезы для лечения артериальных заболеваний // Ангиол. и сосуд. хирургия. — 1995. — № 1. — С.44–56.
13. Дземешкевич С.Л., Стивенсон Л.У., Алексии-Месхишвили В.В.. Болезни аортального клапана. Функция, диагностика, лечение. М., ГЭОТАР-МЕД., 2004, — 328 с.
14. Дземешкевич С.Л., Стивенсон Л.У., Болезни митрального клапана. Функция, диагностика, лечение. М., ГЭОТАР медицина, 2000, — 288 с.
15. Искусственные клапаны сердца / П. И. Орловский, В.В. Гриценко, А.Д. Юхнев и др. — М.: "ОЛМА-ПРЕСС", 2007. — 448с.
16. <http://www.irisoft-medi.ru/Cardiosurgery/meding.htm> - Искусственные клапаны сердца МЕДИНЖ..
17. ГОСТ 26997-2002. Клапаны сердца искусственные. Общие технические условия
18. В. И. Шумаков, В.Е. Толпекин, Д.В. Шумаков. Искусственное сердце и вспомогательное кровообращение. — М.:Янус-К, 2003. — 376 с.
19. Сердечно-сосудистая хирургия. Руководство / В.И. Бураковский [и др.]. — М.: Медицина, 2005. — 752 с.
20. Клиническая ангиология: Руководство / Под ред. А.В. Покровского. В двух томах. - М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2004. —1400 с.
21. Dotter C., Judkins M. Transluminal treatment of arteriosclerotic obstruction: description of a new technic and a preliminary report of its application. // Circulation. — 1964. —N 30. —P. 654 — 670.
22. Бабунашвили Ф. М., Рабкин И. Х., Иванов В. А. Коронарная ангиопластика. — М. — 1996.
23. Шахнович А., Шатц Р. Расширяемые баллонные стенты Палмац-Шатц для коронарного протезирования. — 1996. — 59 с.
24. Крылов А.Л. Сиролimus-элюирующие стенты (Итоги пятилетнего применения для

- лечения ишемической болезни сердца) // Ангиология и сосудистая хирургия. — 2006. — Т.12. — №4. — С. 71-82.
25. Вейко В.П. Лазерная микрообработка // Изв. вузов. Приборостроение. — 2001. — Т. 44. — № 6. — С. 5–15.
 26. Протопопов А.В., Кочкина Т.А. Динамика морфологических изменений в сосудистой стенке и этапы формирования неointимы после имплантации стента. // Сосудистое и внутриорганное стентирование: Руководство / Под ред. Л.С. Кокова. — Москва.: Издательский дом «Грааль», 2003. — с. 24-32.
 27. <http://vipmedicina.ru/K/6pageCSstent.php> - Коронарное стентирование.
 28. http://clinic.eurodoctor.ru/cardiological_center/heartsurgery_department/stent_aorta/ - Стентирование аневризм аорты.
 29. <http://www.vasc.ru/aneurism/aneurx/aneurx-spec/> - Система стентового протезирования при аневризме брюшной аорты AneuRx.
 30. Анри М., Амор М., Анри И., Массон И., Цветанов К. Ангиопластика и стентирование сонных артерий в экстракраниальном сегменте // Ангиол. и сосуд. хирургия. — 2000. — № 1. — С.105–113.
 31. <http://www.vasc.ru/embolic/guard-wire/> - Система временной окклюзии и аспирации GuardWire®.
 32. Применение кава-фильтра "зонтик" для временной имплантации в нижнюю полую вену // В. И. Прокубовский, В. П. Буров, С. А. Капранов, А. Н. Балан, Ангиология и сосудистая хирургия. — 2005. — Т. 11. — №2. — С. 45-50.
 33. <http://www.plastis-m.ru/materials/embols.html> - Эмболы окклюзирующие.

К главе 2

1. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей. — М.: Техносфера, 2007. — 304с.
2. Эндопротезы тазобедренного сустава в России (философия построения, обзор имплантатов, рациональный выбор) / Ал.А. Надеев, С.В. Иванников. — М.: БИНОМ, 2006. — 177с.
3. Казарезов М.В. Восстановительная хирургия повреждений опорно-двигательного аппарата. — М.: Медпрактика-М, 2004. — 250с.
4. Ульрих Э.В., Мушкин А.Ю. Вертебрология в терминах, цифрах, рисунках. — СПб.: ЭЛБИ- СПб, 2002. — 186с.
5. ГОСТ 30400-95. Имплантаты для хирургии. Металлические костные шурупы со специальной резьбой, сферической головкой и внутренним шестигранником под ключ. Размеры
6. ГОСТ Р 50581-93. Имплантаты для хирургии. Металлические шурупы для костей с асимметричной резьбой и сферической опорной поверхностью. Механические требования и методы испытаний
7. ГОСТ Р 51396-99. Проволока из специальных сплавов для соединительных силовых и вживляемых элементов изделий для костей организма. Общие технические условия
8. http://www.osteoline.ru/index.php?part_name=good&cat_id=71- Эндопротез локтевого сустава

К главе 3

1. Физиология человека: В 3-х томах. Т. 1. Пер. с англ. / Под ред. Р.Шмидта и Г.Тевса.— М. Мир, 1996. — 323с.
2. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. — СПб.:

- Политехника, 2000. — 463с.
3. Ткаченко Б.И. Нормальная физиология человека. — М.: «Реметекс», 2005. — 927 с.
 4. <http://vision-ua.com/patient/a-fasc.php> - Анатомия глаза
 5. <http://www.reper.ru/rus/index.php?catid=120> - О проблеме оценки качества ИОЛ
 6. <http://www.allaboutvision.com/contacts/> - Contact Lenses
 7. <http://oftalm.ru/iol.php> - Искусственные хрусталики.
 8. <http://www.allaboutvision.com/conditions/iols.htm> - Intraocular Lenses (IOLs): New Advances Including AcrySof ReStor, ReZoom & Crystalens
 9. <http://www.rayner.com/products.php?id=25> - Aspheric IOLs
 10. <http://www.reper.ru/rus/index.php?catid=117> - Исторические и современные подходы к проблеме восстановления аккомодации артефактного глаза.
 11. <http://www.devicelink.com/mddi/archive/04/11/013.html> - Virtual Product Development Tools—Innovation and Risk Management: Part 1
 12. <http://study.razon.ru/learning/oftalm/> - ИМПЛАНТАНТЫ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ
 13. <http://www.reper.ru/rus/index.php?catid=152> - Перспективы развития микрохирургии катаракты - новое поколение ИОЛ
 14. <http://www.eyeworld.org/article.php?sid=2661> - Perspectives in Lens & IOL Surgery Customizing IOL choice