

## ТЕМА 7

# МАТЕРИАЛЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ

## АНАТОМИЧЕСКОЕ СТРОЕНИЕ ГЛАЗА

Глазное яблоко (рисунок 7.1) представляет собой тело шаровидной формы массой 7–8 г. Примерно 5/6 фиброзной оболочки глаза составляет склера, которая на передней открытой стороне глаза переходит в прозрачную роговицу. В роговице различают пять слоев. Поверхностный слой – передний эпителий. За ним следуют бесструктурная передняя пограничная пластинка (боуменова оболочка), собственно вещество роговицы (строма), задняя пограничная пластинка (десцеметова оболочка) и покрывающий ее задний эпителий.

В офтальмологии для изготовления глазных протезов, контактных линз, искусственных хрусталиков, для замены частей роговицы и для предохранения и защиты роговицы применяют полимеры.

Глазным протезом называется изделие, имитирующее по внешнему «гиду» передний отдел глаза человека. Протезом заполняют пространство в орбите, освободившееся после удаления глазного яблока, и маскируют возникший косметический дефект.

В 30–40-х годах XIX века в США и Германии начало развиваться производство глазных протезов из специальных силикатных стекол. В первые десятилетия XX века были опробованы многие заменители хрупкого стекла, среди них алюминий, слоновая кость, каучук, целлулоид, фарфор и т.д. Но все эти материалы оказались непригодными.

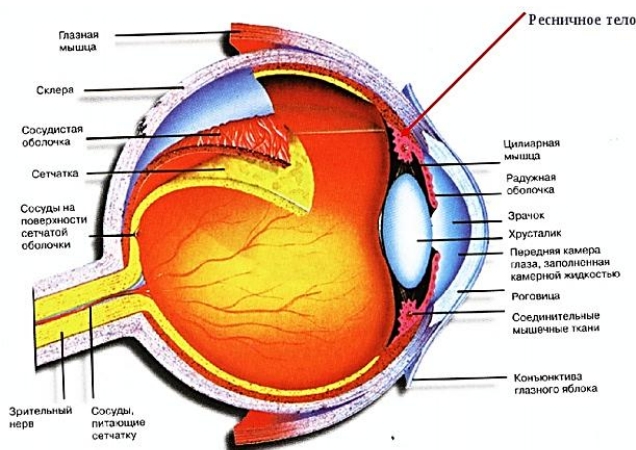


Рисунок 7.1 – Строение глазного яблока

В 1944 г. в Англии и США, с учетом опыта зубного протезирования, стали разрабатывать технологию изготовления искусственных глаз из полиметилметакрилата. Серийный выпуск и широкое внедрение в практику пластмассовых глазных протезов позволили достичь качественно нового уровня развития глазного протезирования, который был бы немыслим при использовании стеклодувной техники. В настоящее время разработаны протезы с 26 расцветками склеры и 105 расцветками радужки.

Единственным показанием к изготовлению искусственных глаз из стекла является повышенная чувствительность пациента к полиметилметакрилату: во всех остальных случаях целесообразно применять пластмассовые протезы (рис. 7.2).

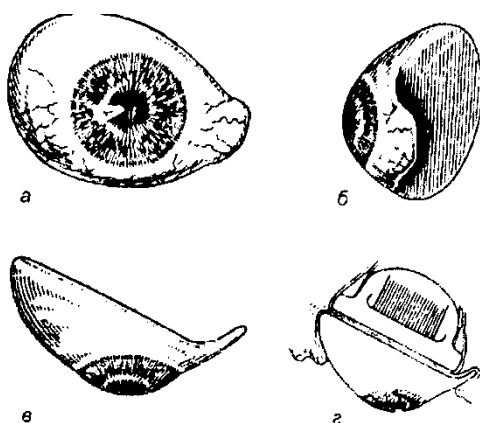


Рис. 7.2 – Пластмассовый протез с плоской задней поверхностью:

*а* – вид спереди;

*б* – вид со стороны носика протеза;

*в* – вид сверху;

*г* – схема наложения протеза на плоскую культю, сформированную с помощью туннельного имплантата

Помещенный в конъюнктивальную полость и имеющий адекватную живому глазу кривизну передней поверхности (рис. 7.2), глазной протез выполняет следующие лечебно–профилактические функции: а) сохраняет форму конъюнктивальной полости, препятствует укорочению сводов; б) поддерживает веки, обеспечивая функционирование их мышц; в) помогает сохранять правильное положение слезных точек и слезных канальцев; г) предохраняет от скопления водянистой жидкости, выделяемой в конъюнктивальной полости; д) препятствует травматизации слизистой оболочки завернувшимися внутрь краями век и ресницами; е) защищает конъюнктивальную полость от раздражающего действия внешних факторов: ветра, холода, пыли; ж) сохраняет нормальное выражение лица, так как многие мышцы прикрепляются к краю орбиты.

В ряде случаев имели место аллергические реакции тканей глазницы при применении пластмассовых протезов. Частота этих реакций колебалась от 1 на 10 000 до 6 на 100 протезированных. Однако многие специалисты полагают, что указанная реакция является следствием дефектов протеза. Цитологические исследования соскобов с конъюнктивы 53 человек, носивших пластмассовые протезы, показали отсутствие эндофальных лейкоцитов или гигантских клеток во всех случаях.

В последние годы разработаны и применяются на практике глазные лечебные протезы, изготовленные из тефлона (фторопласт-4) и силиконовой резины. Эти материалы (в отличие от полиметилметакрилата и особенно полиэтилена) термостойки. Изделия из них могут многократно стерилизоваться как кипячением, так и автоклавированием.

Встречающиеся иногда случаи раздражения конъюнктивы и ощущения жжения при пользовании пластмассовыми протезами объясняются несоответствующей термической обработкой изделия, когда в них остается токсичный и раздражающий ткани свободный мономер метилметакрилат, либо недостаточной шлифовкой и полировкой протезов. Наличие таких раздражающих факторов зависит от небрежности изготовителей и не бросает тени на материал – полиметилметакрилат.

Преимущества пластмассовых глазных протезов заключаются в том, что в отличие от стеклянных они долговечны, так как не разбиваются при падении и не разъедаются жидкой средой конъюнктивальной полости, обладают меньшей, чем стеклянные изделия, теплопроводностью, могут быть изготовлены любой сложной формы.

Имеются сведения о применении силиконовой резины для выполнения функций глазничных имплантатов и для имплантации в склере при выпадении глаза. Был также создан внутриглазничный имплантат с магнитом. Недостатком такого эндопротеза явилась тенденция к слишком высокой подвижности протеза и последующему его выпадению. Кроме того, в результате большой подвижности возникает опасность сдавления между магнитами и последующей атрофии конъюнктивы.

На поприще изготовления тонкостенных глазных протезов из полиметилметакрилата сошлись и переплелись усилия глазопротезистов и специалистов по контактной коррекции зрения.

Склеральные косметические контактные линзы имеют оптически обработанную центральную часть, соответствующую зрачку. Область зрачка всегда прозрачна, может иметь оптическую силу или быть афокальной. Тонкий край контактной линзы практически незаметен на фоне склеры.

Контактная линза, надеваемая непосредственно на роговую оболочку глаза, должна быть проницаемой для кислорода, противостоять деформирующему действию века во время моргания и хорошо смачиваться слезной жидкостью.

Возможность использования контактной линзы определяется ее взаимодействием с роговицей. Одна из функций эпителия роговицы состоит в том, чтобы извлечь кислород из воздуха и передать его через слезную жидкость для пополнения энергии метаболизма. Если роговица не обеспечена достаточным количеством кислорода, то в системе метаболизма начинаются отрицательные явления, в частности, исчезает гликоген, накапливается молочная кислота, эпителий набухает, отекает и мутнеет, а роговица утолщается. Расход кислорода эпителием роговицы составляет в нормальном состоянии 3, 5 мкл/см<sup>2</sup>ч. Для переноса именно такого объема кислорода парциальное давление в эпителии роговицы должно составлять 15–20 мм рт. ст. Этот расчет полностью распространяется и на контактные линзы. При их ношении питание эпителия роговицы кислородом должно быть в таком же объеме.

Контактные линзы выполняют в двух модификациях – жесткие и мягкие. Жесткие контактные линзы изготавливают преимущественно из полиметилметакрилата. Он обладает хорошими оптическими и физико–химическими свойствами, физиологически инертен и легко обрабатывается резанием. Обмен слезной жидкости между роговицей и линзой происходит во время мигания. Вновь поступившая доза жидкости приносит достаточное количество кислорода, и поэтому в роговице не возникает отклонений от нормы.

Жесткие линзы носят ограниченное количество часов и снимают перед сном. Непроницаемость полиметилметакрилата для кислорода требует тщательной подгонки линзы по размеру и форме. Вследствие того, что не удалось разработать стандартный процесс подгонки жестких линз, многие пациенты не могут адаптироваться к их ношению из–за возникающего дискомфорта и физиологических изменений в роговице.

Недостатки линз из полиметилметакрилата стимулировали поиски новых материалов для их изготовления. Полимеры поли (4–метилпенген–1) и ацетобутират целлюлозы обладают необходимым комплексом свойств и равноценны в качестве материала для контактных линз.

Оба эти полимера менее жесткие и менее хрупкие, чем полиметилметакрилат. Проницаемость для кислорода у них в 100 раз выше, чем у полиметилметакрилата. Поли (4–метиленген–1) обладает высокой стабильностью размеров, в отличие от ацетобутирата целлюлозы. Ацетобутират целлюлозы хорошо смачивается слезной жидкостью, и на линзах, изготовленных из него, поддерживается непрерывная слезная пленка. Для того чтобы слезная

пленка сохранялась на линзах из поли (4–метилпентена–1), их поверхность подвергают специальной обработке.

Одной из важнейших разработок, направленных на повышение газопроницаемости жестких линз, является получение сополимеров метилметакрилата и содержащих силоксановую группу виниловых мономеров, в которых наличие гидрофильных виниловых соединений компенсирует гидрофобный эффект силоксановых групп.

Изготовленные из гидрогелей методом реакционно–инжекционного формования мягкие контактные линзы во многих отношениях гораздо удобнее, чем жесткие. Они менее заметны на роговице, не вызывают дискомфорта и раздражения. Их можно носить без периода адаптации, необходимого в случае жестких линз. К недостаткам мягких линз относятся меньшая по сравнению с жесткими прозрачность, снижающая остроту зрения, и меньшая долговечность.

Гидрогели – мягкие эластичные материалы, представляющие собой сшитые набухшие в воде полимеры. В безводных условиях получают стекловидный полимер, из которого вырезают линзы, а затем их гидратируют с образованием мягкого эластичного геля. Мягкие контактные линзы изготавливают из гидрогелей, полученных полимеризацией или сополимеризацией различных мономеров, в частности, N, N–диалкилакриламида с алкил(мет)акрилатами (алкил C<sub>1-4</sub>), N–винилпирролидона с 2–гидро–оксиэтилметакрилатом. N–винил–гетероциклических соединений со стиролом и его производными в присутствии сшивающих агентов.

Мягкие линзы, изготовленные из гидрогелей на основе сополимеров гидрофильных и гидрофобных мономеров (или их привитых сополимеров), при той же механической прочности содержат большие количества равновесной воды. Это обуславливает их высокую газопроницаемость. Например, гидрогель на основе 2–гидроксиэтилметакрилата содержит равновесную воду в количестве 40%, а на основе его сополимера с винилпирролидоном – в количестве 70%.

Гидрогель на основе 2–гидрокси этилметакрилата сохраняет хорошие механические и оптические свойства при различных значениях рН и температур. Разработана линза на основе тройного сополимер 2–гидроксиэтилметакрилата, N–винил–2–пирролидона и метакриловой кислоты, сшитого этиленгликольдиместакрилатом.

Жесткие контактные линзы нуждаются в обработке перед надеванием смачивающим агентом, способствующим распространению слезного слоя равномерно по их поверхности, а также в регулярной очистке от накапливающихся на них загрязнений. Для этого их обрабатывают специальными растворами химикатов. В качестве смачивающего агента для жестких линз наиболее широко применяется поливиниловый спирт.

Разработан гидрофильный полимерный материал марки «Гинолан–2». Он представляет собой гомополимер монометакрилатэтиленгликоля, содержащий в качестве сшивающего агента диметакрилатэтиленгликоль. Материал выпускается в виде заготовок (таблеток) высотой  $7 \pm 1$  мм. Температура его размягчения  $\geq 90$  °С, коэффициент преломления 1, 507±0, 003, водопоглощение 59–73%. Термический коэффициент линейного расширения материала зависит от его водопоглощения. При водопоглощении 59; 60; 62; 64; 66; 68; 70 и 73% он составляет 1, 214; 1, 217; 1, 223; 1, 229; 1, 234; 1, 240; 1, 245 и 1, 253 соответственно. Из заготовок материала вытачивают контактные линзы и гидратируют их в дистиллированной воде.

Материалом для мягких контактных линз служит водный коллаген, главной составляющей которого является Poly–HEMA. На рис. 7.3 и 7.4 показаны изменения парциального давления кислорода в роговице при вставленных контактных линзах толщиной 0.2 мм, характеризующихся разной кислородной проницаемостью.

Допустим, что при раскрытых веках парциальное давление кислорода на поверхности линзы приближается к соответствующему показателю воздуха и составляет 155 мм рт. ст., а при закрытых 55 мм рт. ст. При этих условиях при открытых веках можно использовать контактные линзы с кислородной проницаемостью порядка  $1 \cdot 10^{-10}$  см<sup>2</sup>·мл O<sub>2</sub>/(с·мл·мм·рт. ст.) (рис. 7.3, в).

При закрытых веках использование линзы с такой же проницаемостью, как у паренхимы натуральной роговицы (рис. 7.4, г), сможет обеспечить показатель  $P_0$  на уровне всего лишь 20 мм рт. ст. Пропускание, отвечающее позициям «д» на рис. 7.3 и 7.4, соответствует кислородной проницаемости силиконов. Если же вставлены линзы и положение соответствует позиции «в», давление падает до 10 мм рт. ст., поэтому при отходе ко сну во избежание отклонений в роговице линзы необходимо вынимать. Контактные линзы, предназначенные для постоянного ношения, должны обеспечивать кислородную проницаемость порядка  $3 \cdot 10^{-10}$  см<sup>2</sup>·мл O<sub>2</sub>/(с·мл·мм·рт. ст.).

В табл. 7.1 показана кислородная проницаемость общедоступных мягких линз. В скобках приведено отношение диффундирующего объема кислорода к объему, необходимому в стандартных условиях, т. е. 3, 5 мкл/(см<sup>2</sup>·ч). Величина  $\Delta P = 159$  мм рт. ст. относится к парциальному давлению кислорода воздуха. Показатель  $\Delta P_{O_2} = 144$  мм рт. ст. представляет собой разность парциальных давлений кислорода при открытых веках, необходимую для того, чтобы линза из водного геля смогла обеспечить эпителий роговицы минимально необходимым количеством кислорода. Показатель  $\Delta P_{O_2} = 40$  мм рт. ст. – соответствующее давление при закрытых веках.

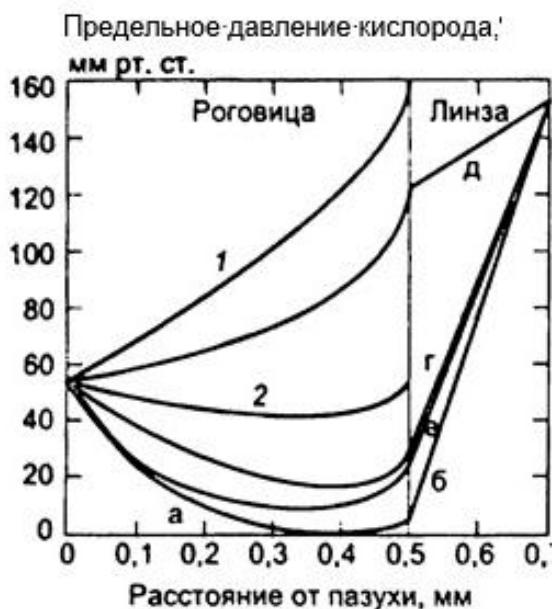


Рисунок 7.3 – Парциальное давление кислорода в роговице при использовании мягкой контактной линзы толщиной 0.2 мм и диффузионная способность линзы по отношению к кислороду:

1 – без линзы, веко поднято;

2 – без линзы, веко опущено;

$a - 0$ ;  $б - 0.0410^{-10} \text{ см}^2 * \text{O}_2 / (\text{с} * \text{мл} * \text{мм} * \text{рт. ст.})$ ;  $в - 110^{-10} \text{ см}^2 * \text{O}_2 / (\text{с} * \text{мл} * \text{мм} * \text{рт. ст.})$ ;  $г - 310^{-10} \text{ см}^2 * \text{O}_2 / (\text{с} * \text{мл} * \text{мм} * \text{рт. ст.})$ ;  $д - 5010^{-5} \text{ см}^2 * \text{O}_2 / (\text{с} * \text{мл} * \text{мм} * \text{рт. ст.})$

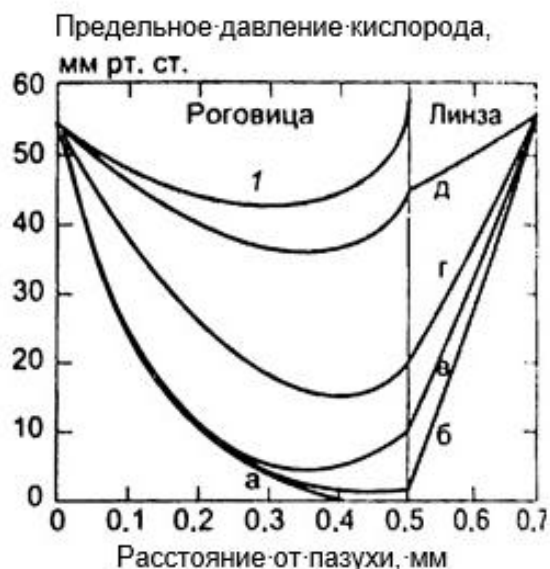


Рисунок 7.4 – Парциальное давление кислорода в роговице при использовании мягкой контактной линзы толщиной 0.2 мм и диффузионная способность линзы по отношению к кислороду (обозначение см. рис. 7.3 б):

1 – без линзы, веко опущено;

Из табл. 7.1, а также из рис. 7.3 и 7.4 следует, что кислородная проницаемость мягких контактных линз при открытых веках тоже недостаточна, и тот факт, что при вставленных линзах аномальные явления на роговице не возникают, дает основания предполагать, что кислород переносится при обмене слезной жидкости. При вставленных контактных линзах частота мигания возрастает. По всей вероятности, это одно из проявлений естественных защитно-адаптационных свойств организма, связанное с необходимостью ускорить обмен слезной жидкости для питания роговицы кислородом.

Следует отметить недостаток силикона – он плохо смачивается и весьма неудобен для спокойного длительного ношения на роговице. Этот недостаток устранен в новом силиконовом материале, представляющем собой сополимер,

полученный прививкой винилпирролидона к силикону. Некоторые характеристики материала представлены в табл. 7.1.

Мягкие контактные линзы толщиной 0,03–0,05 мм, изготовленные из силикоанового каучука, по кислородопроницаемости значительно превосходят линзы из других полимеров. Однако они плохо смачиваются слезной жидкостью и неудобны для длительного ношения на роговице. В связи с этим разрабатывают силикоановые полимеры новых типов, получаемые на основе разнообразных мономеров различными способами полимеризации и вулканизации (в том числе и с помощью  $\gamma$ -излучения). Так, были разработаны сополимеры, получаемые прививкой к силикоановому каучуку N-винил-2-пирролидона и производных акриловой кислоты. Эти материалы имеют высокую гидрофильность, однако из них необходимо тщательно удалять непрорагировавший токсичный винилпирролидон.

Таблица 7.1 – Кислородная проницаемость мягких контактных линз

| Материал линзы                                 | Температура, °C | Толщина, см | Диффузия кислорода.<br>мкл/(см <sup>2</sup> ч) |  |   |
|--|-----------------|-------------|--|--|---|
|  |                 |             | $\Delta P_{O_2}$<br>= 159<br>мм рт.<br>ст.     | $\Delta P_{O_2}$<br>= 144<br>мм рт.<br>ст. | $\Delta P_{O_2}$<br>= 40<br>мм рт.<br>ст. |
| Poly-HEMA                                      | 23              | 0,03        | 0,481<br>(14%)                                 | 0,435<br>(12%)                             | 0,121<br>(3%)                             |
| Poly-HEMA                                      | 25              | 0,01        | 2,92<br>(83%)                                  | 2,64<br>(75%)                              | 0,736<br>(21%)                            |
| Poly-HEMA                                      | 35              | 0,029       | 2,17<br>(62%)                                  | 1,96<br>(56%)                              | 0,54<br>(15%)                             |
| Сополимеры HEMA с поливинилпирролидоном        | 23              | 0,04        | 0,537<br>(15%)                                 | 0,486<br>(14%)                             | 0,135<br>(4%)                             |
| Привитой сополимер поливинилпирролидона с HEMA | 23              | 0,04        | 1,22<br>(35%)                                  | 1,10<br>(31%)                              | 0,306<br>(9%)                             |
| Привитой сополимер поливинилпирролидона с HEMA | 35              | 0,04        | 2,86<br>(82%)                                  | 2,59<br>(74%)                              | 0,72<br>(20%)                             |
| Силикон  | 23              | 0,05        | 49,0<br>(1400%)                                | 44,4<br>(1268%)                            | 16,18<br>(176%)                           |

Продолжение таблицы 7.1

| Материал линзы  | Температура,<br>°С | Толщина,<br>см | Диффузия кислорода.<br>мкл/(см <sup>2</sup> ч) |  |   |
|---|--------------------|----------------|--|--|---|
|   |                    |                | $\Delta P_{O_2}$<br>= 159<br>мм рт.<br>ст.     | $\Delta P_{O_2}$<br>= 144<br>мм рт.<br>ст. | $\Delta P_{O_2}$<br>= 40<br>мм рт.<br>ст. |
| Привитой сополимер<br>силикона с<br>винилпирролидоном               | 25                 | 0,036          | 47,7<br>(1362%)                                | 43,2<br>(1234%)                            | 11,99<br>(342%)                           |
| Полимерный материал<br>на основе ацетобутирата<br>целлюлозы (RX-56) | 25                 | 0,015          | 4,47<br>(128%)                                 | 4,05<br>(116%)                             | 1,12<br>(32%)                             |

Существенным недостатком контактных линз из силиконовых эластомеров являются трудности, с которыми приходится сталкиваться при их механической обработке. Фрезерование линз из силиконовых эластомеров весьма затруднено, а последующая за ним обработка периферических участков, и частности ребер линзы, – значительная технологическая проблема. Мягкие контактные линзы применяют не только для повышения остроты зрения. Их устанавливают для предохранения и защиты роговицы в том случае, когда скольжение века по роговице вызывает неприятные и болевые ощущения, например, после операции на роговице или при ожоге. Для искусственной роговицы, как и для контактных линз, проницаемость по отношению к кислороду и питательным веществам является определяющей характеристикой. Вещества, пропускаемые каждой из основных частей роговицы, эпителием, промежуточным веществом и эндотелием различны. Следовательно, и требования к искусственной роговице определяются в соответствии с тем участком, в котором ее устанавливают.

Кислород усваивается из воздуха эпителием через слезную жидкость, а эндотелием – через слезные пазухи. Глюкоза и другие растворенные вещества передаются из слезной пазухи к эндотелию как диффузионно, так и по механизму пассивного переноса. Затем питательная субстанция диффундирует через промежуточное вещество в эпителий, где и усваивается. Слезная жидкость эти транспортируемые вещества не усваивает. Действием ферментов, катализирующих гликолиз, глюкоза поддерживает нормальный состав паренхимы роговицы и служит источником энергии обмена веществ, в результате которого ткань роговицы полностью обновляется за неделю. Искусственная роговица должна обладать высокой проницаемостью не только для кислорода, но и для

растворов указанных выше веществ. Если они диффундируют в недостаточном количестве, то в роговице начинают возникать те или иные отклонения.

Табл. 7.2 иллюстрирует возможность применения некоторых синтетических материалов для замены частей роговицы. Введены следующие условные обозначения: замена была осуществлена, но безрезультатно, 0 – судя по характеристикам полимера, пересадка окажется нерезультативной; + – весьма успешная пересадка. Другой подход к проблеме восстановления остроты зрения основан на введении внутрь роговицы специальных линз скрытого типа. В этом случае необходима способность к пропусканию различных веществ, превосходящая проницаемость контактных линз.

Таблица 7.2 – Функции частей роговицы и возможность трансплантационной замены этих частей искусственными аналогами

| Полимерный материал   | Эндотелий (перенос в промежуточное вещество кислорода, воды, ионов и питательных веществ) | Промежуточное вещество (перенос воды, ионов и питательных веществ) | Эпителий (перенос кислорода в промежуточное вещество) |
|---|---|--|---|
| Полиметилметакрилат (прозрачный, твердый, непроницаемый)                    | –   | 0  | –   |
| Силикон (пропускает кислород, гидрофобный, мутный)                          | –   | 0  | –   |
| Гидрофильный гель (прозрачный, пропускает кислород и растворенные вещества) | +   | +  | +   |

При использовании адсорбирующих свойств мягких контактных линз по отношению к различным веществам разработана методика введения глазных лекарств. Мягкую линзу, адсорбировавшую лекарство, устанавливают на роговице, и медикамент с определенной скоростью диффундирует в глаз. Такая

методика позволяет точно задавать и непрерывно выдерживать наиболее эффективную концентрацию препарата. Это гораздо результативнее обычных способов введения глазных лекарств.

Из полиметилметакрилата изготавливают искусственные хрусталики. имплантируемые пациентам после удаления собственных хрусталиков, затемненных катарактой. Такие искусственные хрусталики почти полностью восстанавливают нормальное зрение без помощи очков или контактных линз.

Силоксановые эластомеры применяют при лечении отслоения сетчатки. Склероимплантаты используют в виде циркулярных лент, пломбирующих шин с открытым и закрытым каналами, соединительных капилляров, пористых жгутов.

Имплантаты выполняют на основе как монолитных, так и пористых силоксановых резин. В отличие от имплантатов на основе монолитных силоксановых резин пористые склероимплантаты применяются при более тяжелых формах отслойки в виде как циркуляжа, так и локальных пломб при разрывах.

Во избежание инфекции используют в основном силоксановые склероимплантаты с закрытой структурой пор. При этом значительно повышается эластичность резин и возрастает сопротивление проникновению глазной жидкости внутрь имплантата. Однако вероятность инфицирования в этом случае все равно больше, чем при использовании монолитных склероимплантатов. Разработаны эластичные пористые склероимплантаты, представляющие собой пористые жгуты с тонкой монолитной наружной стенкой. В композицию на основе винилсилоксанового каучука вводят полиорганосилоксаны с концевыми силанольными группами и олигосилоксаны, содержащие связи  $-Si-H$ .

Переломы основания глазничной впадины нарушают функции глазного яблока, что связано с увеличением отношения объема полости к ее содержимому. Для коррекции основания орбиты могут быть использованы шарики из фторопласта-4, покрытые силиконовой резиной, которые увеличивают объем содержимого полости. Эти шарики диаметром от 4 до 6 мм имплантируют в сублатеральное пространство глазничной впадины позади глазного яблока.

Одной из причин потери зрения является помутнение роговицы в результате воспаления или повреждения ее. В течение длительного времени (с пятидесятих годов XIX по сороковые годы XX вв.) предпринимались безуспешные попытки замены поврежденной роговицы различными прозрачными материалами. В их числе были гомотрансплантаты и аллопластические материалы. В 1948 г. Дорзи создал акриловый протез, который помещали в ткань роговицы.

Функция протеза была чисто физической: он способствовал проникновению света, чтобы оптическая система глаза могла функционировать.

Полиметилметакрилат и до настоящего времени является одним из наиболее прозрачных пластических материалов и широко применяется в офтальмологии.

Самыми главными проблемами здесь остаются вероятность инфицирования раны и отторжения протеза. Миграция или отторжение протеза могут иметь место в том случае, когда имплантат не фиксирован к какому-либо образованию в организме.

В настоящее время сконструирован имплантат с отверстиями на периферии протеза, сквозь которые осуществляется прорастание собственных тканей, закрепляющих протез.

Идея протезирования хрусталика глаза родилась в 50-е годы XX века. Тогда специалисты начали изучать, почему иногда попавшие в глаз осколки стекла практически не причиняют вреда, свободно плавая внутри глазного яблока.

Сейчас искусственные хрусталики обычно делают из полиметилметакрилата или лейкосапфира. Известный офтальмолог Святослав Федоров доказал, что лучшим вариантом коррекции зрения после удаления катаракты является применение искусственных хрусталиков из алмаза. К такому же выводу после десяти лет исследований пришли специалисты Саровского (Нижегородская область) предприятия по производству глазных протезов. Обнаружено, что «драгоценный» хрусталик имеет более высокую биосовместимость (алмаз – одна из полиморфных модификаций углерода) и лучше преломляет свет. Последнее обеспечивает значительное улучшение зрения у пациентов.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Биомедицинское материаловедение: учеб. пособие / С. П. Вихров [и др.]. – М.: Горячая линия – Телеком, 2017. – 384 с.
2. Полимеры в биологии и медицине: пер. с англ. / под ред. М. Дженкинса. – М.: Научный мир, 2011. – 256 с.
3. Технология полимеров медико-биологического назначения. Полимеры природного происхождения / М. И. Штильман [и др.]. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2015. – 328 с.
4. Хенч, Л. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей / Л. Хенч, Д. Джонс, пер. с англ. – М.: Техносфера, 2006. — 304 с.