Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования

Национальный Исследовательский Томский Политехнический Университет

Наименование института – Институт неразрушающего контроля

Наименование направления – Биомедицинская инженерия

Наименование кафедры – Промышленной и медицинской инженерии

Реферат

По дисциплине Материаловедение

Материалы в биологических средах

Выполнил:

Студент гр.1Д90

Проверил:

Преподаватель

Томск 2011

**Введение**

Наука, которая раскрывает глубокие закономерности взаимодействия между биологической, т. е. живой материей, и абиотической – неживой субстанцией, является тем фокусом, где концентрируются наиболее актуальные вопросы современного естествознания. В данном реферате, мы сформулируем и проанализируем основные требования к абиотическим материалом, обеспечивающие их безопасное применение в медицине. Такие как биологическая совместимость, стабильность функциональных свойств и возможность стерилизационной обработки при помощи существующих методов.

**Требования, предъявляемые к материалам для медико-биологического применения**

Требования, которые предъявляются к материалам для конкретного медико-биологического применения, должны учитывать как природу и состояние тканей организма, с которыми осуществляется контакт, так и длительность контакта. Кроме того, необходимо принимать во внимание характер контакта — внешнее воздействие либо внутритканевое использование (временное или постоянное). Сформулировать требования к каждому конкретному случаю не представляется возможным, материалы должны соответствовать требованиям, обусловленным спецификой их применения.

Самые общие требования, предъявляемые к материалам для медико-биологического применения, могут быть сформулированы следующим образом.

1. Биологическая совместимость материала и среды, в которой он должен функционировать (отсутствие токсических реакций, аллергии, антигенного ответа, денатурации белков и т.д.). Особое значение имеет гемосовместимость и тромборезистентность материала, исключение возможности разрушения клеточных элементов крови, тромбозов и тромбоэмболий. Контакт абиотического материала с тканями и средами организма не должен вызывать опухолеобразования.

Кроме того, в зависимости от специфики применения материал должен обладать бактерицидным действием; быть стойким к истиранию и разрушению в среде организма, способным к образованию диффузных пленок; служить в качестве адсорбента или носители кислорода. Материал должен соответствовать и многим другим требованиям.

1. Стабильность функциональных свойств материала в течение времени, необходимого для каждого конкретного случая применения.
2. Возможность стерилизационной обработки с целью соблюдения правил санитарии и гигиены без изменения свойств и формы материала или изделия.

**Биологическая совместимость**

Проблема биологической совместимости охватывает как влияние биологической среды на материал, так и воздействие материала на окружающие ткани.

Биологически совместимые материалы необходимо проектировать на молекулярном уровне. Начальной стадией такого проектирования является определение молекулярной совместимости тех или иных материалов с биологической субстанцией» т.е. анализ того, насколько гладко протекает «взаимное привыкание» этих сред.

Организм резко отрицательно реагирует на контакт с инородным телом, и если последнее введено внутрь организма, он стремится выделить, отторгнуть его.

Независимо от того, какова природа этого инородного тела, т.е. является ли оно биологической субстанцией, металлом или синтетическим веществом, в любом случае добиться благоприятного взаимодействия и приемлемого сосуществования обеих сред, т. е. того, что называют биосовместимостью, является задачей в высшей степени непростой.

Реакции организма на токсическое воздействие разнообразны. Прежде всего это возможность появления явно патологических процессов и состояний — некробиотические процессы, воспалительные реакции, патологическое возбуждение нервной системы, вплоть до судорог, или патологическое торможение, вплоть до комы н параличей, и другие выраженные клинические, морфологические и функциональные признаки.

Проявлениями воспалительной реакции организма на внешнее воздействие являются боль, чувство жара, покраснение, припухлость и нарушение функций пораженного участка. При этом наблюдаются изменения температуры тела, частоты дыхания и пульса, артериального давления, иммунологических реакций, состава крови (цветовой показатель, гемоглобин, эритроциты, лейкоциты и др.).

Экспериментальные исследования влияния токсических воздействий различных факторов (в том числе и материалов медицинского назначения) проводят на животных: мышах, крысах, морских свинках, кроликах, кошках, собаках. Разработаны методики моделирования интоксикаций и методы исследования функций всистем органов (нервной и сердечно-сосудистой систем, печени, почек) и репродуктивных функций живых организмов, подвергнутых интоксикации. Однако полученные результаты далеко не всегда удается адекватно перенести на человеческий организм.

Изучение биосовместимости абиотических материалов с живыми тканями обусловливает необходимость изучения тонких гистоморфологических и биохимических процессов при их взаимодествии.

В настоящее время в России и других странах существуй ГОСТы, устанавливающие критерии, которые позволяют контролировать изделия для медицинского применения с точки зрения их безопасности. Исходя из этих критериев, проводят определенные физические испытания и химические анализы (в частности, на содержание тяжелых металлов). Среди методов лабораторно-клинических исследований отметим следующие:

1) испытания материалов:

• реплантация;

• культура ткани;

• свертывание крови;

2) испытания экстрактов материалов:

• быстрая интоксикация;

• кожные реакции;

• испытания на пирогенные вещества;

• испытания на гемолиз.

Тестирование и оценка по данным предусмотренных ГОСТами испытаний являются обязательными для материалов медицинского назначения. Однако получение положительных оценок при лабораторных исследованиях еще не означает, что данный материал может быть квалифицирован и зарегистрирован как биосовместимый.

Клеточные реакции на инородные тела

Любой инородный материал, находящийся в ране, влияет на процессы ее заживления. В табл. 1 приведены основные форменные элементы крови, участвующие в развитии воспалительной реакции тканей и сред организма в ответ на введение абиотического материала.

Табл.1 Форменные элементы крови, участвующие в развитии воспалительной реакции биологических тканей и сред, контактирующих с инородными материалами.

|  |  |
| --- | --- |
| Название клеток | Физиологические особенности |
| Эритроцит | Красная кровяная клетка |
| Фибропласт | Клетка соединительной ткани, содержащая в цитоплазме жировые включения |
| Гигантские клетки инородного тела  Многоядерные клетки | Большие клетки, происходящие из макрофагов в присутствии инородного тела  Большие клетки, имеющие несколько ядер |
| Гистиоциты | Большие фагоцитарные интерстициальные клетки, образующие часть ретикулоэндотелиальной системы |
| Лейкоциты | Любые бесцветные амебовидные клетки, включающие в основном белые кровяные тельца |
| Лимфоциты | Обычно маленькие кровяные тельца |
| Моноциты | Большие кровяные клетки |
| Полиморфно-ядерные лейкоциты | Большие кровяные клетки амебовидные с неправильными ядрами |
| Макрофаги | Название больших моноядерных блуждающих фагоцитарных клеток, образующихся в тканях |
| Соеденительно-тканные клетки | Клетки с малоизвестными физиологическими функциями |
| Моноядерные клетки | Любые клетки с одним ядром |
| Фагоцитирующие фиксированные свободные клетки | Любые клетки, поглощающие микроорганизмы, другие клетки или инородные частицы, или фиксированные клетки ретикулоэндотелиальной системы, свободные полиморфно-ядерные лейкоциты и макрофаги |
| Плазматические клетки | Сферические или эллипсовидные клетки, функционально вовлеченные в синтез гамма-глобулинов |
| Круглые клетки | Любые клетки, имеющие округлую форму, особенно лимфоциты |

Обычно полиморфно-ядерные лейкоциты накапливаются вокруг инородного тела, затем появляются макрофаги. Эти клетки видны на (рис.1,а). В некоторых случаях они становятся очень большими, достигая в диаметре нескольких микрон, что позволило назвать их гигантскими клетками инородного тела (рис.1,б). Они имеют большое количество ядер, стремящихся локализоваться, в цитоплазме отмечаются частицы инородного материала в случае благоприятных условий. Эти гигантские клетки часто организуются таким образом, чтобы прилегать к инородному телу, в то же время появление гигантских клеток является деятельностью фибробластов. В результате это инородное тело окружается фиброзной тканью. В некоторых случаях, когда материал имплантата физически и химически абсолютно инертен, реакция не отличается от обычного заживления раны. Макрофаги, которые появляются в начале реакции заживления, могут не образовывать гигантских клеток инородного тела, и в конце концов образуется только несколько утолщенный фиброзный шов. Часто он менее васкуляризирован и содержит меньше клеточных элементов. В результате этой реакции тканей инородное тело окружается капсулой из фиброзной ткани, что рассматривают как наиболее благоприятный исход, так как материал в этом случае оказывается практически вне организма и дальнейшие реакции отсутствуют.

При воспалительном процессе предполагается и сосудистая реакция на раздражитель. Различают острое и хроническое воспаление. В первом случае имеется экссудация жидкости, появление клеток в тканях в ответ на раздражение. Хроническое воспаление включает локальные клеточные изменения и отсутствие экссудата, хотя к некоторых случаях оба вида воспаления трудно различить.

На клеточную реакцию оказывают влияние химическое, механическое, тепловое воздействие инородного материала, а также его форма в размеры.

**Токсичность материалов**

Металлы. При попадании свинца, бериллия и ртути возникает интоксикация живого организма с болезненными проявлениями. Поэтому все применяемые в медицине материалы проходят тщательный контроль на содержание этих металлов (допустимая концентрация -10-4%).

Пероральное и внутривенное введение кобальта безвредно, т.к. он практически не абсорбируется и быстро выводится. Большая часть оставшегося кобальта накапливается в печени и почках.

При использовании чистого никеля возможно возникновение дерматитов и канцерогенеза. Во всех работах отмечается отсутствие токсичности титана и тантала.

Молибден считается малотоксичным металлом, выделяется из организма очень быстро и практически нигде не накапливается.

Серебро накапливается в организме довольно быстро, главным образом в ретикулоэндотелиальной системе. Накопление серебра в тканях называется аргирозом. Такое явление весьма опасно для организма и возникает при работе с этим металлом. Отравление серебром, как острое, так и хроническое, возможно после приема лекарств, содержащих препарат серебра. Местный аргироз может быть например, в глазу, где часто накапливается серебро.

Абсорбция вольфрама при приеме внутрь в кишечнике незначительная, в большинстве случаев металл накапливается в костной ткани или селезенке. У человека накопление вольфрама приводит к незначительной системной токсичности.

Таким образом, любое проявление токсичности, связанное с применением имплантата, обусловлено медленным рассредоточением металла в организме. Работы последних лет указывают на возможность тканей прорастать в поры материала. Отмечено вполне хорошее прорастание костной ткани в пористые титановые имплантаты. При изменении степени чистоты обработки поверхности не обнаружено выраженных изменений в реакциях тканей.

Полимеры. Реакции тканей на полимерные материалы менее изучены по сравнению с реакциями на металлы.

Среди материалов, которые не проявили признаков токсичности при введении через рот испытуемым животным, можно назвал силиконовую резину, полипропилен, полиэтилен низкого давления, политетрафторэтилен, полистирол, поливинилхлорид, растворимые в воде эфиры целлюлозы и сходные материалы.

Токсичными для живых организмов являются мономеры и катализаторы, используемые в процессе полимеризации. Эти вещества могут присутствовать и в конечном продукте — полимерах.

Радикалы формальдегида являются умеренно токсичными веществами при вдыхании или попадании на кожу. Формальдегид используется в качестве стерилизанта и компонента ряда пластмасс. Он может выгнать раздражение слизистой оболочки глаз, отек легких.

Степень токсической реакции организма на полимеры зависит от физических форм имплантата. Действия жидкого или твердого полимера совершенно различны.

Имеются сообщения о том, что при длительном пребывании поливинилхлоридных катетеров в организме они вызывают нежелательные явления. Токсические проявления связывают с действием пластификаторов -органических веществ с низкой молекулярной массой, которые могут выделяться из полимера в окружающие ткани.

Обычно макромолекулы чистых полимеров с большой молекулярной массой обладают малыми токсическими свойствами. Чем больше молекулярная масса полимера, тем меньшей способностью к растворению в тканях и жидкостях организма обладает полимер, тем его токсические свойства меньше.

**Гемосовместимость**

Наиболее важным аспектом биологической совместимости материалов является их сродство с кровью. Пока кровь протекает по естественным сосудам, никаких проблем не возникает. Однако применение аппарата «сердце — легкие» или искусственной почки сразу же вызывает необходимость отвода крови из организма и создания вне органной циркуляционной цепи, а это чревато опасностью свертывания крови в той или иной части цепи. Так, катетеризация кровеносных сосудов (для исследования состояния их поверхности или измерения кровяного давления) часто сопровождается образованием тромбов, которые облепляют катетер и в конечном счете закупоривают сосуд.

К биосовместимым относятся и такие материалы, которые способствуют быстрейшему свертыванию крови, и такие, которые, наоборот, антитромбогенны, т. е. материалы диаметрально противоположного назначения.

Инородные материалы, находящиеся в контакте с кровью, могут оказывать на нее вредное воздействие. Наиболее сильное — тромбообразованне, или гемокоагуляция. Возможно также снижение срока жизни красных кровяных телец, разрушение тромбоцитов и абсорбция или денатурация белков. Некоторые из реакций взаимодействия инородной поверхности и крови (протеинов, эритроцитов н тромбоцитов) также являются стадиями тромбообразования.

У большинства материалов (полипропилен, политетрафторэтилен, натуральная резина, полиэтилентерефталат) время тромбообразования изменяется от 8 до 13 мин. Силиконовая резина менее тромбогенна — время тромбообразования составляет около 20 мин. Отметим, что изучение процессов тромбообразования чрезвычайно затруднительно, поскольку очень сложно изучать явление в динамике. Поэтому реальные условия тромбообразования на поверхности материалов исчерпывающим образом еще не истолкованы.

Имеется три категории тромборезистентных поверхностей:

1) гепаринизированные поверхности;

2) поверхности с анионным радикалом;

3) поверхности относительно инертных материалов.

К относительно инертным материалам, проявляющим хорошие тромборезистентные свойства, принадлежат пироуглерод, фторированная силиконовая резина, сегментированный полиуретан и его производные, гидрон (полигидрооксиэтиленметакрилат) и стеллит (сплав кобальта, хрома и никеля), особенно если он обработан металлографической жировой полировкой.

**Опухолеобразоваиие**

Еще в 1941 г. Тарнер обнаружил, что диск из фенолформальдегила (бакелит), подкожно имплантированный крысе, через 2 года вызвал образование опухоли. Это было первым наблюдением, показавшим, что материал, имплантированный в живой организм, может вызвать новообразования и злокачественные изменения в окружающих тканях.

Опухоль — это ненормальная масса тканей, рост которых не соответствует росту нормальных тканей и продолжается после того, как исчезает необходимость роста. Опухоли могут быть злокачественными и доброкачественными. Последние являются локализованными, неагрессивными образованиями в отличие от злокачественных, которые способны метастазировать и быстро расти, захватывая окружающие ткани, и являются, таким образом, значительно более враждебными. Причины образования опухолей многочисленны, к ним относятся физические, химические и биологические раздражители.

Из всех химических веществ в канцерогенезе наиболее активными являются углеводные соединения. Некоторые металлические порошки и соли металлов при введении животным вызывают образование опухоли. Например, порошок кобальта или никеля может способствовать возникновению саркомы у крыс.

Хотя абиотические вещества применяются в медицине (в том числе в качестве протезов) уже длительное время, проблема канцерогенеза не возникала. Однако если используемые материалы канцерогенны, то опухоль может быть обнаружена у человека через 15-20 лет. В то же время не исключено, что полученные данные не имеют к человеку никакого отношения, а являются следствием подверженности грызунов опухолевым заболеваниям.

**Коррозия металлов**

Большинство металлов, находящихся в агрессивной среде, в той или иной степени подвержены коррозии. Гистологически установлено, что металлы проникают в ткани из имплантата и поглощаются клетками. С другой стороны, присутствие металла в тканях не означает, что это металл имплантата. Например, содержащие железо клетки могут аккумулировать эндогенное железо при кровотечениях.

Материал некоторых металлических имплантатов имеет тенденцию растворяться в организме. Это происходит путем очень медленной диффузии металла через пассивную пленку окисла без повреждения последней. Опасные последствия для организма может иметь часто встречающаяся трещиновая коррозия металлов.

На практике очень трудно количественно определить степень коррозии, при которой металл может быть определен как неподходящий для конкретного применения. Нержавеющая сталь, например, подвержена коррозии, но тем не менее остается одним из наиболее популярных материалов для внутритканевого использования.

Одновременное применение в качестве имплантатов разных металлов может быть причиной гальванической коррозии. Один изспособов, который можно использовать для уменьшения поверхностной коррозии между металлическими деталями, — введение инертных пластмассовых прокладок между ними.

**Разрушение полимеров**

Пластмассы, как и металлы, подвержены воздействию окружающей среды. Однако реакции, которые при этом возникают, отличаются от процессов, происходящих с металлами.

Металл подвергается коррозии — электрохимическому процессу, приводящему к переходу от металлического состояния к комбинированному. Распад полимеров в агрессивной среде происходит с химическим изменением полимерной цепи. Под влиянием различных факторов окружающей среды может измениться длина молекулы, некоторые побочные группы могут отделиться от основных цепей, а другие — присоединиться к ним. Кроме того, связь между соседними молекулами может быть нарушена, перекрестные связи могут увеличиваться или уменьшаться.

Наиболее активное разрушающее действие на пластмассы могут оказывать тепло, свет и кислород. Определенное влияние могут оказывать также влага, ионизирующая радиация, озон и другие химические вещества, изменяющие состав или растворяющие материал.

Совместное химическое и механическое воздействие на пластмассы может ускорить усталостные явления. Наиболее серьезное из них — растрескивание. В химически активной среде трещины в хрупких материалах распространяются значительно быстрее, приводя к множественным остаточным напряжениям.

Указанные выше факторы, влияющие на разрушение полимеров, не являются активными в организме. Температура остается постоянной на уровне примерно +37 °С, что значительно ниже предела, при котором начинается тепловое разрушение большинства полимеров. Материал, находящийся в организме, не подвергается действию ионизирующего или светового излучения из-за отсутствия источников. С другой стороны, в организме нет атмосферного кислорода или озона, поэтому исключается воздействие этих факторов. Поэтому остаются только гидролиз; реакции с окислительной средой организма и со свободными радикалами; распад под воздействием энзимов и при инфицировании; влияние микробной флоры.

Оказывается, любая пластмасса гидрофильна (т. е. способна поглощать воду), что обусловлено наличием молекулярных связей, предрасполагающих к воздействию воды (т. е. связи в этом случае наиболее часто разрушаются). С другой стороны, любая пластмасса, являющаяся гидрофобной или переменно-гидрофильной, но не содержащая гидролизных связей, значительно меньше подвержена воздействию окружающей среды. Хотя некоторые изменения у этих пластмасс и отмечались, они были настолько незначительными, что не приводили к механическим разрушениям. Нет прямых доказательств существования окислительных реакций в жидких средах организма и наличия ферментов, которые катализируют реакцию расщепления углерод-углеродных связей — единственно экспериментально доказанную реакцию. Реакция полимеров с водой или с гидроксильными группами (ОН-), таким образом, является наиболее важной. В табл. 2 представлены некоторые сведения о влиянии живого организма на имплантированные полимеры.

Некоторые установленные факты воздействия организма на имплантированные пластмассы (Таб.2)

|  |  |
| --- | --- |
| Политетрафторэтилен | Нет реакции |
| Полиметилметакрилат | Нет реакции |
| Полипропилен | Нет реакции |
| Полиэтилен | Зависит от молекулярной массы. Имеется некоторое снижение прочности, но без разрушения |
| Силиконовая резина | Не разрушается, гидрофильна, становится хрупкой |
| Полиакрилнитрил | Не разрушается, уменьшаются прочность и упругость |
| Полиэтилентерефталат | В некоторых случаях небольшая потеря прочности на растяжение волокон. Пленки и, возможно, монолитный материал предрасположены к гидролизу и распаду |
| Полиуретаны | Зависит от вида, некоторые размягчаются и разрушаются, другие стабильны |
| Полиамиды | Гидролизируются, теряют прочность при растяжении и распадаются |
| Поливинилалкоголь | Изменяется в губчатых видах |

Давно замечено, что органические материалы могут разрушаться различными микроорганизмами. Биоизнос может быть определен как нежелательное изменение свойств материалов, вызванное жизнедеятельностью микроорганизмов.

Перечисляя функциональные возможности абиотических материалов в произвольной последовательности, можно суммировать их следующим образом:

• опорно-механические функции (искусственные кости и суставы);

• биоклеевые функции (хирургические клеи, в частности клеи для кровеносных сосудов);

• кровоостанавливающие функции (кровоостанавливающие вещества);

• функционирование в качестве покрытий на раневых поверхностях (искусственная кожа);

• способность к ресорбции и усвоению организмом (биодеструктурируемые материалы для хирургических швов, кровоостанавливающие вещества, клеи);

• эластичность (искусственная суставная ткань, клапаны сердца, сосуды);

• способность к кислородному обмену (искусственные легкие, искусственные эритроциты);

• функции заменителя плазмы (материалы для транспортировки жидких лекарственных веществ; вещества, заменяющие кровь);

• медикаментозные функции (антивирусность, канцероподавление, антибиотическая активность);

• способность к адсорбции токсичных веществ (искусственная почка, печень);

• функции медленного освобождения лекарственного вещества (носители лекарств, искусственные секреторные железы);

• сенсорные функции (датчики и переприемники медицинского назначения);

• функции передачи нервного возбуждения (искусственные нервы; системы, передающие сердечные импульсы);

• совместимость с биологической тканью (эндопротезы, контактные линзы, катетеры для мочевых путей);

• биосовместимость с кровью (антитромбогенные материалы для вспомогательных сердечных насосов, катетеров и кровеносных сосудов, для изготовления искусственных кровеносных сосудов и клапанов сердца).

**Стерилизационная обработка**

Важнейшим требованием, предъявляемым к медицинским материалам, является допустимость стерилизационной обработки без потери функциональных свойств.

Стерилизация означает умерщвление всех микроорганизмов, включая их споровые формы. Дезинфекция — это обеззараживание, т. е. уничтожение патогенных болезнетворных микроорганизмов, однако при этом некоторые споровые формы микроорганизмов полностью не уничтожаются.

Проблемы влияния стерилизационной обработки на свойства металлов в основном не существует, так как общепринятые стерилизующие средства не изменяют их свойствам. Изменение же функциональных свойств неметаллических материалов могут быть значительными.

Стерилизация производится разными способами: термическим, химическим, радиационным. В лечебных и научных учреждениях применяют в основном термические методы стерилизации.

Имеются два способа термической стерилизации паром. Первый способ состоит в применении сухого пара, при этом возникает тепловое окисление бактерий. Продолжительность процесса 45 мин при +160 °С, 18 мин при +170 °С, 7,5 мин при +180 °С и 1,5 мин при +190 °С.

Стерилизация с использованием влажного пара более эффективна, так как денатурация бактериальных протеинов может быть достигнута при более низких температурах и за более короткий промежуток времени. Чаще всего этот вид стерилизации выполняется в автоклаве, где пар образуется под давлением не менее 2 атм при температуре +121 °С (продолжительность 15 мин). При температуре +126 °С можно стерилизовать 10 мин или 3 мин при +134 °С.

Методика стерилизации сухим паром неприемлема для большинства пластмасс, так как в этом случае температура вызывает размягчение и деформацию таких пластмасс, например, как полиэтилен и полипропилен. Лишь такие материалы, как политетрафторэтилен и силиконовая резина могут быть простерилизованы сухим паром, так как они достаточно термостойки. При влажной стерилизации (температура +121...+134 °С) возможно разрушение полиэтилена, но полипропилен может быть подвергнут стерилизации автоклавированием.

При тепловой стерилизации полимеров, имеющих остаточные механические напряжения после изготовления, могут возникнуть пластическая деформация или растяжение материалов. Примером такого материала может служить литой поливинилхлорид.

Для объектов, которые не выдерживают стерилизации при высоких температурах (термопластичные полимеры), используют химические методы стерилизации. Химическая стерилизация осуществляется смесями жидких или газообразных химических веществ.

Если материал не может быть простерилизован одним из указанных способов, применяют ультразвуковое или радиационное излучение. Обычно применяется гамма-радиация радиоактивного изотопа60Со или электронная бомбардировка в мощных ускорителях. Эти два метода дают примерно одинаковый эффект. Стерилизация ионизирующими излучениями достигается прямым действием на нуклеиновые кислоты микроорганизмов, особенно на ДНК, либо взаимодействием радиации и химической структуры молекул. В результате разрушаются молекулы, способные к химическим реакциям с нуклеиновыми кислотами микроорганизма.

**Углеродные материалы в медицине сегодня**

Имплантат опорно-двигательной культи глаза

НИИграфит совместно с МНИИ глазных болезней им. Гельмгольца разработал углеродный имплантат опорной культи глаза на основе углеродного материала. Углерод биосовместим с живой тканью, что обеспечивается присущими углеродным материалам величинами электрохимического потенциала и поверхностной энергии. Имплантат изготавливается из углеродной синтактической пены

Высокая пористость и биологическая активность углеродной пены позволяют живой ткани прорастать сквозь имплантат, что обеспечивает сохранение объема и исключает миграцию и отторжение. При этом наблюдается симметричная устойчивая связь со здоровым глазом и согласованность с его подвижностью.

Углеродная синтактическая пена

Для изготовления имплантантов трубчатых костей, тел позвоночников, нижней части мыщелка большой берцовой кости, участков челюсно-лицевой области и др. предлагается углеродная синтактическая пена. Пену получают из микросфер на углеродном связующем, с последующим пироуплотнением до заданной плотности. Высокая пористость и биологическая активность углеродной пены позволяют живой ткани прорастать сквозь имплантант, что обеспечивает сохранение объема и исключает миграцию и отторжение.

Эндопротез свода черепа

Эндопротез свода черепа изготавливается из углепластика, получаемого методом горячего прессования на основе углеродной ткани и полиамидного связующего.

Геометрия эндопротеза может быть любая: пластинчатая, сферическая или другая, наиболее приближенная к своду.

Материал легко поддается механической обработке. После окончательной механической обработки под размер травмы эндопротез укладывают в костное ложе без дополнительного крепления, так как имплантант хорошо прижимается к ложу надкостнично-апоневрическим лоскутом

Атравматическая повязка "Карпема"

Предлагается как эффективное универсальное средство для лечения ожогов, язв, экзем, пролежней и других мокрых ран и заболеваний кожи. Повязка "КАРПЕМА" изготовлена из углеродной ткани, полученной на основе древесины хвойных пород экологически чистого Байкальского региона. Ткань подвергается электрохимической обработке в специальном растворе электролита. Режимы электролитической обработки подбираются таким образом, чтобы придать повязке необходимую структуру, за счет чего происходит отток выделяемых из раны жидких веществ и сорбцию вредных примесей с поверхности раны.

**Вывод**

В заключение анализа проблемы совместимости абиотических материалов с биологическими средами отметим, что при решении вопросов о пригодности материала для медико-биологических применений (в том числе внутритканевого) надо четко сформулировать перечень необходимых свойств. Затем требуется проанализировать характеристики имеющихся биомедицинских материалов. В том случае, если ни один из существующих материалов не подходит по той или иной причине, необходимо найти альтернативное решение.

Например, от материала требуются подвижность и мягкость, сочетающиеся с высоким пределом прочности на усталость при хорошей сопротивляемости износу и с биологической совместимостью. Решение этой проблемы — в применении композиционных материалов. Композиции могут сочетать требуемые свойства отдельных компонентов и не иметь их недостатков. Возможно подобрать композицию АБ, которая имеет необходимые механические качества вещества А, например, и высокую биологическую совместимость вещества Б.

Хорошим примером могут служить современные клеи для живых тканей, шовные материалы, кровезамещающие жидкости и др. Попытки создания принципиально новых материалов на сегодняшний день представляются малоперспективными.

Если в заключение сформулировать требования к биомедицинским материалам предельно кратко, то это будут: безопасность и функциональность.

**Список литературы**

1.Бимедицинское материаловедение/ C. П. Вихров, Т. А. Холомина и др. –М:Горячая линия-Телнком,2006.-383с.

2.http://dic.academic.ru/dic.nsf/enc\_medicine

3. http://www.advtech.ru/niigrafit/prod/medmat.htm