МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕГО СПЕЦИАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН

ТАШКЕНТСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМ. АБУ РАЙХАНА БЕРУНИ

Факультет «Электроника и автоматика»

Кафедра «Приборостроение»

На правах рукописи

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА
для получения степени бакалавра
по направлению 5521500 «Приборостроение»

Емельянов Роман Александрович

Тема «Изучение возможности применения имплантатов с памятью в хирургии»

Заведующий кафедры: доц. С.А. Васильева

Руководитель: ст.преп. А.Х. Хайдаров

Ташкент - 2013

Аннотация

Квалификационная выпускная работа состоит из введения, обзорной и основной частей.

Во введении представляются сведения о сплавах с памятью формы, позволяющих создавать имплантаты с принципиально новыми функциональными свойствами.

В обзорной части приводятся информационные об имплантатах, которые не разрушаются при многократном механическом воздействии и используются в различных областях практической медицины, как-то: травматологии, общей хирургии, сосудистой хирургии и т.д. и обосновывается актуальность темы выпускной работы.

В основной части рассматриваются применение щадящих имплантатов на основе сплавов с эффектом памяти формы в хирургической стоматологии и внутрисосудистой хирургии.

В результате выполненной работы показаны возможности применения имплантатов на основе материалов с памятью формы в различных областях медицинской практики.

Содержание

Стр.

Введение.. . . . . .

1. Обзорная часть. Имплантаты на основе уникальных сплавов с памятью формы в медицине. 6

1.1. Возможности применения сплавов металлов в различных областях медицины. 6

1.2. Эндопротезирование имплантатами желчных протоков 10

1.3. Имплантат межпозвонкового диска 12

1.4. Получение имплантатов человеческих костей печатанием 3D-принтером 15

2. Основная часть. Изучение возможности применения имплантатов с памятью в хирургии 18

2.1. Использование имплантатов с эффектом памяти формы на основе сплавов металлов в медицине. 22

2.2. Использование имплантатов в хирургии 22

3. Экономическая часть 34

4. Безопасность жизнедеятельности 40

Заключение. 48

Список литературы. 49

Введение

В середине 80-х годов прошлого столетия в хирургическую практику был внедрен видеоэндохирургический метод, который вскоре получил широкое распространение из-за малой травматичности, а, следовательно, хорошего функционального результата, высокого качества послеоперационного периода и косметичности [1].

Быстрый рост популярности и опыт первых видеоэндохирургических операций (холецистэктомия, аппендектомия, герниопластика) побудил многих хирургов к попыткам выполнения операций высшей степени сложности, таких как фундопликация, резекция желудка, экстирпация пищевода, гемиколэктомия.

Материалы с памятью формы (МПФ) были открыты в конце 60-х годов этого века. Уже через 10 лет (конец 70-х - начало 80-х) появляется множество сообщений в научных журналах, описывающих различные возможности их применения. В настоящее время для МПФ определенны функциональные свойства: одно - и двухсторонний эффект памяти, псевдо- или суперэластичность, высокая заглушающая способность [1].

МПФ уже нашли широкое применение в медицине, в качестве имплантируемых в организм длительно функционирующих материалов. Они проявляют высокие эластичные свойства, способны изменять свою форму при изменении температуры и не разрушаться в условиях знакопеременной нагрузки. Сложный характер фазовых превращений мартенситного типа, происходящий в сплавах на основе никелида титана, ярко проявляется в пористых структурах. Фазовые переходы в таких сплавах характеризуются широким гистерезисом и продолжительным температурным интервалом, в котором материал проявляет эффекты памяти формы и сверхэластичности [12]. Кроме сплавов на основе Ni-Ti, мартенситные превращения существуют например в таких системах, как Pt-Ti, Pt-Ga, Pt-Al.

В ходе первых больших эндоскопических операций, включавших мобилизацию больших массивов тканей, лигирование сосудов в них в труднодоступных местах хирурги столкнулись со значительными трудностями. Это требовало использования инструментов измененной конструкции и хорошего владения техникой ручного шва, что, в свою очередь, является трудоемкой и продолжительной манипуляцией, существенно удлиняющей операцию.

Как отмечает большинство хирургов-исследователей, сведение к минимуму трудностей лапароскопического лигирования и сшивания тканей, возможно достичь двумя путями: разработкой принципиально новых специальных устройств и адаптацией ортодоксальных хирургических приемов [2, 3].

Разработка новых специальных устройств реализуется в настоящее время через конструирование и промышленное производство разнообразных безопасных аппаратов для наложения механического и лигатурного швов, а также клипирования. Все более широкое применение в медицине находят сплавы с памятью формы. Вне конкуренции остаются сплавы на основе никелида титана (TiNi), поскольку обладают высокой коррозионной стойкостью во многих агрессивных средах и биологической совместимостью с тканями организма человека.

Применяемые в медицине изделия из сплавов на основе никелида титана можно разделить на две группы. К первой группе относятся изделия, при применении которых используются эффект запоминания формы и сверхупругость - имплантаты. Ко второй - изделия, характеризующиеся только сверхупругостью - медицинские инструменты [4, 5].

Такие свойства этих сплавов, как сверхупругость и способность запоминать и восстанавливать форму, открывают возможность создания имплантатов, обладающих принципиально новыми функциональными свойствами. Изготовленные из таких сплавов имплантаты могут быть использованы для выполнения различных функций. При нагреве,

восстанавливая свой первоначальный вид, они обеспечивают надежную фиксацию и создают необходимую компрессию.

Поскольку сплавы на основе никелида титана относятся к новым специальным материалам, число примеров применения их в хирургической практике в настоящее время незначительно. Конкретные конструкции изделий из никелида титана требуют специального выбора сплавов с определенными характеристиками эффекта запоминания формы в соответствии с медико-техническими требованиями.

Нельзя не отметить также, что с накоплением опыта большого числа видеоэндохирургических операций, стали чаще выявляться осложнения, специфичные для метода видеоэндохирургии: клипирование общего желчного протока, правой печеночной артерии, неадекватная фиксация сетчатого трансплантата при герниопластике. Общее количество осложнений составляет, по данным различных авторов, от 0,1-0,2 % до 4-5%; некоторые авторы приводят цифры от 25 до 40%.

Костная и альтернативная пластика занимает достаточно прочное место в ортопедии и травматологии, ведутся дискуссии по выбору пластического материала. Возможности костных трансплантатов достаточно ограничены объемом заготовляемой костной ткани, дополнительной травмой, эстетическими проблемами, потерей прочностных качеств губчатых трансплантатов, и наконец, иммунологическими проблемами. За последние годы значительно вырос интерес в травматологии к пересадке альтернативной костной ткани [3].

Оптимальный имплантат по своим биомеханическим свойствам должен быть живой ткани и по поведению соответствовать закону запаздывания, т.е. обладать высокой эластичностью, проявлять гистерезисную зависимость между напряжением и деформацией, соответствующую гистерезису имплантируемых тканей, а также иметь заданный уровень пористости, необходимый коэффициент проницаемости и определённое распределение пор по размерам.

В биохимическом отношении имплантат не должен проявлять коррозийной реакции в биологических средах в условиях значительной по величине знакопеременной деформации [5].

1. Обзорная часть. Имплантаты на основе уникальных сплавов с памятью формы в медицине

1.1. Возможности применения имплантатов в различных областях медицины

В медицине используется новый класс композиционных материалов ”биокерамика–никелид титана”. В таких композитах одна составляющая (никелид титана) обладает сверхэластичностью и памятью формы, а другая — сохраняет свойства биокерамики [6].

В качестве керамической составляющей может выступать фарфор, который широко используется в ортопедической стоматологии и является хрупким материалом. Высокая хрупкость фарфора обусловлена тем, что на границах различных фаз и зерен возникают контактные напряжения, значительно превосходящие уровень средних приложенных напряжений. Релаксация контактных напряжений в керамическом материале возможна, если в зоне этих напряжений происходит диссипация энергии за счет фазового превращения в никелиде титана. Изменение температуры или приложение нагрузки вызывает в никелиде титана мартенситное превращение, что приводит к эффективной релаксации напряжений в матрице при нагружении композиционного материала, позволяя твердой составляющей нести приложенную нагрузку.

Известно, что упругое восстановление объема пористых прессовок из порошка сверхупругого никелида титана связано с разрывом межчастичных контактов и определяется прочностью брикета, которая зависит от пористости и величины сил контактного сцепления. Ослабление этих сил путем добавления к порошку никелида титана других компонентов, например мелкодисперсных вольфрама или карбида кремния, значительно повышает упругий эффект, так как прочные одноименные контакты титан–никель заменяются разноименными. Поскольку величина упругого эффекта снижается при уменьшении содержания никелида титана в прессовке,

концентрационная зависимость упругого восстановления объема обычно является экстремальной.

В композиционном материале ”фарфор–никелид титана” компоненты слабо взаимодействуют и после спекания контакты между керамической и металлической составляющей ослаблены. При нагружении они разрываются в первую очередь и упругое восстановление объема растет. В результате деформация является обратимой и композит проявляет свойства, подобные сверхэластичности. Биосовместимость композиционного материала ”стоматологический фарфор–никелид титана” изучалась гистологическим методом, оценивая реакцию тканей у крыс на имплантацию под кожу передней брюшной стенки образцов из композиционного материала и из фарфора.

Характер тканевых реакций, их распространенность и особенности клеточных изменений в обоих случаях оказались однозначными. Таким образом, композиционные материалы ”биокерамика–никелид титана” являются биосовместимыми [7].

Установлена возможность восстановления проходимости кровеносного сосуда с помощью спирального эндопротеза с памятью формы.

Эндопротез в компактном виде вводится через пункционное отверстие в сосуд и по его руслу доставляется в место сужения сосуда. Здесь протез отсоединяется от доставляющего устройства, разворачивается под действием тепла тела до требуемого диаметра и армирует стенки сосуда, восстанавливая кровоток по артерии. Аналогичным образом проводят расширение и восстанавливают проходимость полых органов: желчных протоков, пищевода, цервикального канала матки и др.

В хирургии успешно применяется ловушка «Трал» для извлечения камней из полых органов. Это единственная ловушка из существующих, обеспечивающая легкое освобождение камня простым выпрямлением

спиральной бранши, затем коническая ловушка восстанавливается за счет свойства сверхупругости.

Также созданы фиксаторы с памятью формы и саморегулирующиеся компрессии для остеосинтеза и укрепления связочно-хрящевых структур, применяемые в ортопедии, травматологии, кардиологии и нейрохирургии [8].

1.2. Эндопротезирование имплантатами желчных протоков

Бужирование (франц. bougie зонд, буж - введение специальных инструментов - бужей - в некоторые органы трубчатой формы с диагностической или лечебной целью. Буж - жесткий или гибкий стержень из сплава металла с памятью формы для исследования или расширения трубчатых органов или ходов [9].

Стент можно установить перкутанно (радиологами) или эндоскопически (гастроэнтерологами). Эндоскопическое имплантирование стента менее травматично для пациента и пребывание в больнице более длительное время позволит применить более эффективную и качественную терапию по отношению к нему.

Первые стенты для желчных протоков были из тефлона, т.к. этот материал был достаточно ригидным и мог остановить прорастание опухоли без прерывания внутреннего дренирования. С годами врачи пришли к выводу, что использование более мягких материалов для стентов, таких как, полиэтилен, полиуретан, более приемлемы для создания максимума комфорта пациенту.

При ярко выраженной окклюзии (например, опухоль на прогрессирующей стадии) установка стента из мягкого материала достаточно сложна, т.к. такой материал, как полиэтилен, не обладает достаточной жесткостью боковых осей и при введении может легко сломаться. Самораспрaвляющийся металлический (нитиноловый) билиарный стент,

помещённый в доставляющую систему в сжатом состоянии. Билиарный стент представляет собой непокрытую растяжимую трубку из нитинолового сплава. Принцип дизайна эндопротеза - "плетёная трубка/цилиндр", состоящая из определённого количества сплетённых восходящих и нисходящих спиралей. Концы плетёной трубки/стента закруглены, т.е. атравматичны. Рентгенолученепронцаемые метки, расположенные на концах стента были описаны выше.

Различные модели стента SX-ELLA имеют отличия по диаметру и длине. Комплект для введения билиарного стента состоит из коаксиально подобранных гибких пластиковых частей: Футляр, поршень, проксимальная часть которого укреплена нержавеющей стальной трубкой, оливы закреплённой на рукоятке. Диаметр канала внутри рукоятки оливы и самой оливы позволяет использовать проводник диаметром 0,89 мм (0,035"). Олива радиолученепроницаема, т.к. сделана из смеси пластика с 20% BaSO4. Футляр с наружным диаметром 2,35 мм позволяет безопасно провести систему для установки стента через эндоскоп с рабочим каналом размером минимум 3,8 мм.

Пластиковые стенты при окклюзии желчных протоков предпочтительней металлических, из-за того, что не происходит инвазии стента опухолью и рецидив механической желтухи наступает реже. В то же время пластиковые стенты являются наиболее дешевыми. Металлическиет эндопротезы более безопасны при установке в желчные протоки из-за меньшего диаметра системы доставки, в то время как сами нитиноловые стенты имеют больший внутренний диаметр по сравнению с пластиковыми. Благодаря этому уменьшается число осложнений при установке металлических стентов и улучшается их проходимость. Следует также учитывать, что пластиковые стенты в большей мере подвержены инкрустации солями желчных кислот, что приводит к их обтурации, а также имеют большую склонность к миграции, чем металлические. Стентирование является относительно безопасным и эффективным видом

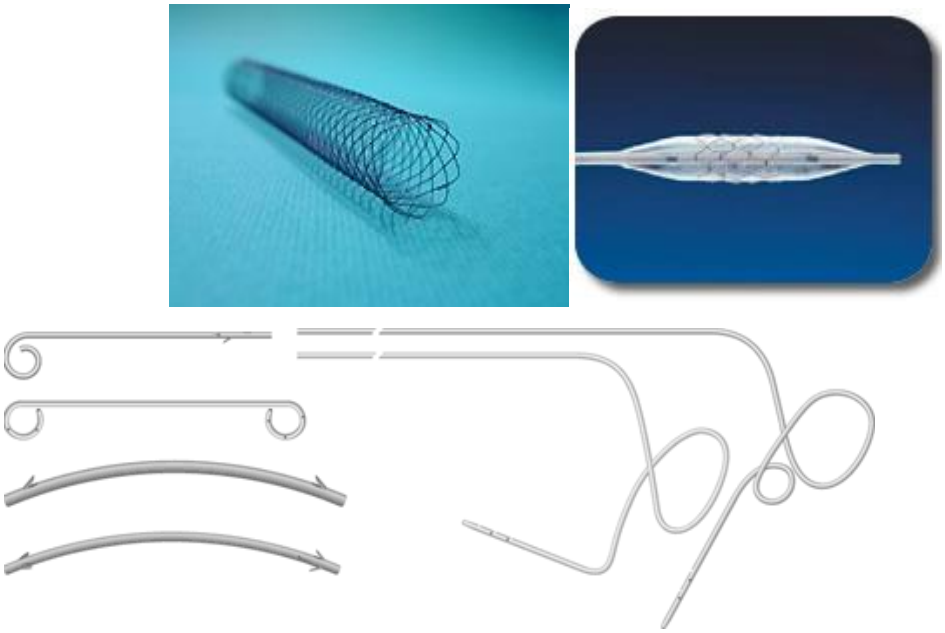


Рис. 1.1. Билиарные имплантаты (стенты): металлические и пластиковые

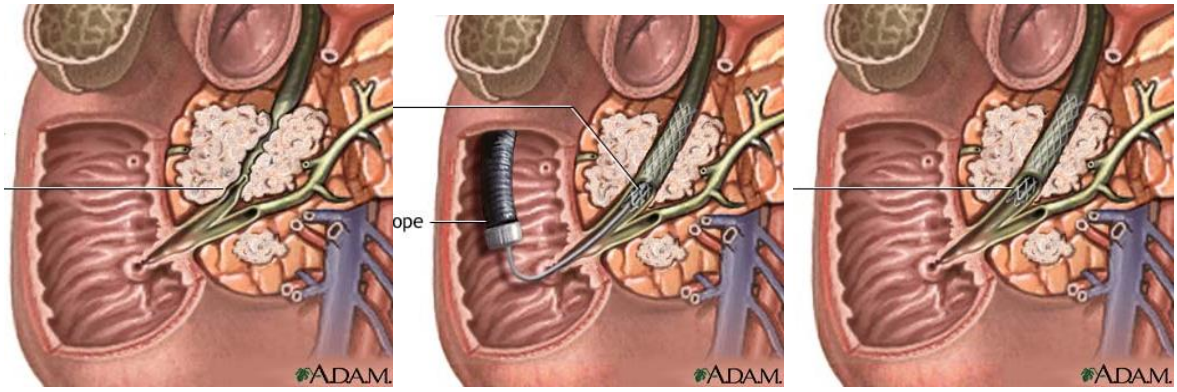


Рис. 1.2. Схема эндоскопической установки стента

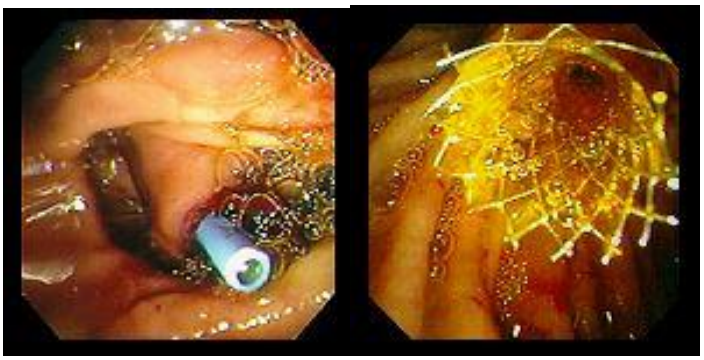


Рис. 1.3. Пластиковый и металлический стенты.
Эндоскопическая картина

холангиодренирования, улучшающим качество жизни пациентов. Стенты целесообразно устанавливать больным, предполагаемая выживаемость которых более 6 мес.

1.3. Имплатат межпозвонкового диска

Эндопротез межпозвонкового диска спиралевидной формы предназначен дл замены диска или его части и обеспечивает стабилизацию соответствующего позвоночно-двигательного сегмента в горизонтальной плоскости и сохранения требуемого расстояния между позвонками (рис. 1.4). При этом он не препятствует наклонам позвонков в любом направлении [10].

Этот фиксатор после сведения ножек в охлажденном состоянии может быть достаточно просто введен между телами позвонков, а после нагрева возвращается к форме спирали.

Технические характеристики.

при температуре 36,6 С усилие дистракции - не менее 30Н.

- жесткость противодействи осевому и поперечному смещению позвонков не менее 15 Н/мм.

- температура изменения формы не выше +10ºС.

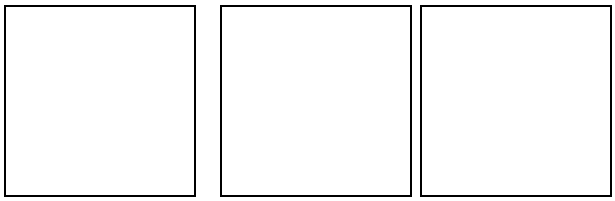
- температура восстановления формы +35 ± 2ºС.

Пример клинического применения (рис.1.5)

Методика установки эндопротеза межпозвонкового диска. После резекции диска расстояние между телами позвонков увеличивают с помощью расширителя межпозвонкового (рис.1.6). В замыкательных пластинах смежных позвонков подготавливают костные каналы с помощью шила изогнутого. Отверстия необходимо располагать эксцентрично (рис.1.7) друг напротив друга.

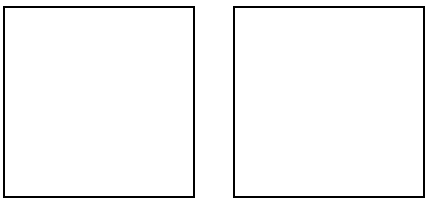
Установочная деформация проводится только после охлаждения эндопротеза в стерильном физиологическом растворе с температурой не более +10...+5С в течение не менее 30 сек. Эндопротез межпозвонкового диска захватывается за спираль зажимом и устанавливается в отверстия в

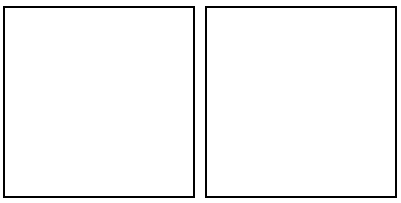
Рис. 1.4. Внешний вид имплатата межпозвонкового диска



до операции после операции через три года после операции

Рис. 1.5. Пример клинического применения





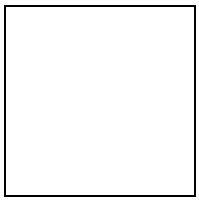


Рис. Вид эндопротеза до и после деформации

губках деформатора. При сжатии ручек деформатора ножки фиксатора сближаются (рис.1.8).

Деформированный эндопротез вводится в костные каналы в телах позвонков и орошается физиологическим раствором с температурой +45…+50С. Одновременно необходимо вращать спираль из стороны в сторону вдоль оси для наиболее полного внедрения ножек фиксатора в тела позвонков (рис.1.9). Спиральная часть эндопротеза заводится между телами позвонков. С целью предотвращения ротации эндопротеза рекомендуется зафиксировать его спиральную часть к остаткам фиброзного кольца или телам позвонков одним швом из синтетической нити (рис.1.10). После снятия межпозвонкового расширителя фиксатор еще раз орошается теплым физиологическим раствором (рис.1.11). При необходимости оперированный может быть дополнительно стабилизирован межпозвонковым фиксатором типа В.

1.4. Получение имплантатов человеческих костей печатанием 3D-принтером

3D-принтеры, которые уже давно вошли в нашу жизнь на правах полноценных помощников в самых разных ее областях, теперь будут использоваться еще в одном качестве, на этот раз чрезвычайно необходимом для многих людей. Дело в том, что впервые удалось создать на подобном принтере не просто необычную деталь. Американские медики использовали его возможности для получения полноценного полимерного импланта для черепа пациента, которому было заменено практически 75% черепной кости [11].

Отметим, что использование подобной технологии было лишь недавно одобрено соответствующим надзорным органом США, и теперь с ее помощью можно создавать абсолютно любые импланты без каких-либо ограничений по форме и прочим параметрам. В качестве исходного материала используется специальный полимер PEKK, который обладает

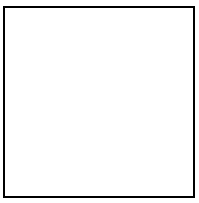


Рис.

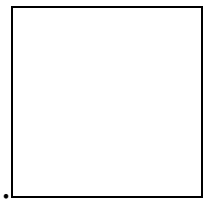


Рис.

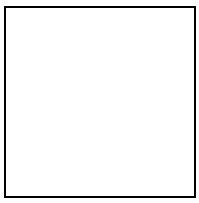


Рис.

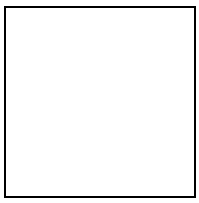


Рис.

повышенной прочностью и уже используется в биомедицинских целях по всему миру.

Создание протеза сопровождается предварительным сканирование поврежденной части человеческого организма. В результате получается компьютерная модель, на основе которой компьютер создает имплант, время производства которого составляет почти 2 недели.

В компании ОРМ, специалисты которой создали эту уникальную технологию, уже говорят о настоящей революции в хирургии, когда практически любая часть человеческого скелета может быть заменена на протез, причем без каких-либо осложнений для организма пациента.

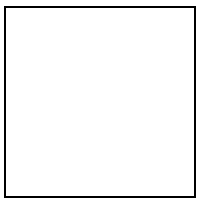


Рис. 1.12. Полноценный полимерный имплантат для черепа пациента

2. Основная часть. Изучение возможности применения имплантатов с памятью в хирургии

2.1. Использование имплантатов с эффектом памяти формы в медицине

По некоторым данным в настоящее время в развитых странах мира при различных операциях используют более 2.5 млн. металлических конструкций, вживляемых в организм. Однако, крепление их в живом организме производится при помощи различного рода винтов, гаек, спиц, пластин и т.д., что несомненно связано с введением в тело относительно объемных дополнительных инородных элементов. Эти элементы угнетают, а порой и наносят травмы окружающим тканям, оказывая отрицательное влияние на них. Они не всегда дают ожидаемый эффект. Известно, что одним из важных условий для применения любого металлического имплантата является его приспособляемость к окружающим тканям и жидкостям организма.

Появление сплавов с эффектом памяти формы привело к созданию щадящих имплантатов. Они обладают способностью создавать постоянное по величине напряжение и поддерживать его в течение длительного времени.

При исследовании физико-механических свойств костных и мягких тканей в условиях деформации растяжением установлено, что эффект памяти свойственен и живым тканям организма.

Разработанные специалистами сплавы с памятью формы позволяют создавать имплантаты с принципиально новыми функциональными свойствами, которые не разрушаются при многократном механическом воздействии, проявляют эластичные свойства и оказывают силовое сопротивление в течение длительного времени.

2.2. Использование имплантатов в хирургии

Эти материалы применяются в различных областях практической медицины как-то: травматологии, общей хирургии, стоматологии, урологии, сосудистой хирургии и т.д.

На рис 2.1 изображены кривая изменения формы омегообразной скобы, в

зависимости от температуры, применяемой в хирургической стоматологии, изготовленной из проволоки сплава титана и никеля ∅ 1.5 мм (2.1 (*а*)) и картина перестройки кристаллической решетки материала, обладающего памятью формы (2.1 (*б*))

Из рис.2.1. (*а*) видно, что скобу, нагретую до температуры 400° С (по описанию исследователей скобе придают омегообразную форму при температуре 400° С) после охлаждения до 10° С можно выпрямить. После чего хирург вводит проволоку в живую ткань. При нагреве ее до температуры тела (36° С) проволока принимает первоначальную заданную (омегообразную) форму.

Таким же образом такой проволоке при температуре 400° С можно придать необходимую форму (пружина и т.п.), охладить ее до температуры 10° С и выпрямить. После введения в организм проволоки она вновь примет вид, например пружины, выполняя заданную хирургом функцию.

При выпрямлении имплантата из этого материала не при 10° С, а выше, например при 36° С, она восстановит свою форму без дополнительного нагрева сразу же после снятия деформирующей силы.

На рис 2.1 (*б*) показана картинка явления, при котором в кристаллах с памятью формы каждый атом безошибочно находит свое место при всех манипуляциях, которые были описаны выше (область А соответствует высоким температурам, а М процессу охлаждения и т.д.).

На рис. 2.2 даны методы крепления костных обломков традиционным (2.2 (*а*)) и спиралью омегообразного вида с памятью формы (2.2 (*б*)) весом 0.5 грамма. Сращивание обломков в случае их фиксации спиралью с памятью формы происходит практически без образования костной мозоли (“кость в кость”), что позволяет сократить сроки лечения в несколько раз.

На рис.2.3 представлены возможные варианты конструкций имплантатов с памятью формы. На рис. 2.4 (*а*) и (*б*) показаны примеры использования имплантатов с памятью формы при лечении переломов локтевого отростка.

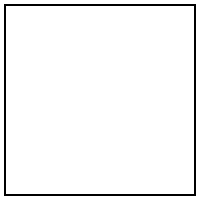


Рис 2.1. Эффект памяти формы

а) эффект памяти формы на примере металлической омегообразной скобки, изготовленной из никелида титана; б) так перестраивается кристаллическая решетка материала, обладающего памятью формы. А - при высоких температурах, М-при охлаждении.

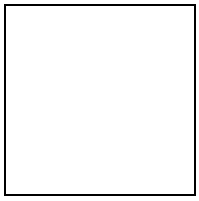


Рис 2.2. Методы крепления костных обломков.
а) традиционный метод крепления костных обломков с помощью обычной металлической пластины и винтов: 1 - фиксирующая пластина с винтом, 2 - мягкая ткань, 3 – костная ткань, 4 – костная мозоль. б) фиксация костных обломков спиралью с памятью формы.

Разработаны также имплантаты с памятью формы для ряда способов исправления деформации позвоночника. Они основаны на возможности имплантатов с памятью формы оказывать по величине постоянное силовое воздействие на позвоночник в течение всего периода лечения.

На рис 2.4 (*в*) дана рентгенограмма позвоночника с компрессионным переломом поясничного позвонка после фиксации коррегирующим имплантатом с памятью формы. Есть сведения о том, что больной с компрессионным переломом тела третьего поясничного позвонка после операции по коррекции кифотической деформации имплантатом с памятью формы на третьи сутки встал на ноги (постельный режим отменен), а на двенадцатый день был выписан из больницы.

На рис. 2.5 показан пористый сплав с памятью формы для замещения дефектов тканей организма. Он по структуре напоминает губчатую костную ткань. Поры и щелевые пространства в имплантате легко заполняются мягкими костными тканями, а гармоническая связь между имплантатом и средой организма сохраняется. Такие имплантаты могут закрепляться на тканях организма.

Материалы с памятью формы особенно успешно используются также в виде удобных в пользовании скобок, которые обеспечивают постоянное и равномерно распределенное давление. Такие скобки не требуют периодического подтягивания, что неудобно и вызывает болезненные ощущения.

Рассмотрим еще одно направление в медицине, где применяются сплавы с эффектом памяти формы. Это рентгенохирургия сосудов. Эндоскопы позволяют наряду с другими манипуляциями через дополнительный канал вводить устройства и элементы, позволяющие разрушать различные наросты в кровеносных сосудах и расширять их. Внутрисосудистая хирургия, имеющий медицинский термин эндовоскулярной, основывается на щадящем лечении, при котором страдания органов и тканей сводятся к возможному минимуму.

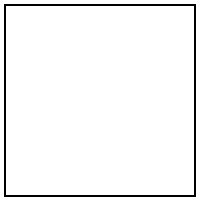


Рис 2.3. Всевозможные варианты конструкций с памятью формы

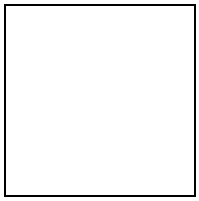


Рис 2.4. Приемы использования имплантатов с памятью формы а) закрытый перелом локтевого отростка; б) фиксация костных обломков элементом с памятью формы; в) динамическая фиксация позвоночника с помощью стяжки – фиксатора с памятью формы.

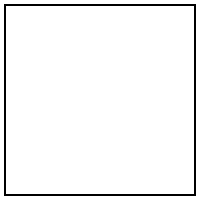


Рис 2.5. Пористый сплав с памятью формы для замещения дефектов тканей организма.

Операции проводятся под местным наркозом без применения традиционного скальпеля, используя трубки-катетеры, вводимые внутрь сосуда через тонкие проколы. Наблюдение за движением катетера и проводимыми манипуляциями производят на экране рентгенотелевизионной установки. Поэтому этот метод называют рентгеноэндовоксулярной хирургией.

Известным фактом является то, что после удаления наростов, бляшек и тромбов с внутренних стенок сосудов и их расширения не исключено, что через некоторое время сосуд вновь сузится. Это обстоятельство привело к мысли о необходимости каким-то способом укреплять стенку сосуда изнутри. Идея такого укрепления сосудов была заимствована из техники, а именно из области строительства туннелей, внутренняя полость которых укрепляется железобетонным каркасом.

Для создания каркаса сосудов нужен был особый материал, обладающий биологической совместимостью с тканями организма, пластичностью, прочностью и антикоррозионными свойствами. Таким сплавом оказался нитинол, обладающий памятью формы. Притом наиболее подходящей формой каркаса оказалась спираль. По рассмотренной выше технологии проволока из нитинола сворачивалась в спираль с диаметром на десятые доли миллиметра большим диаметра сосуда, охлаждалась и выпрямлялась. Затем электрорентгенографом определялось место поражения сосуда, куда под наблюдением вводился катетер, в котором находился выпрямленная проволока нитинола (протез). Протез под контролем рентгена с большой точностью устанавливается на заданном месте, катетер удаляется. Нить нагревается до температуры крови и сворачивается в спираль, эластично расширяя стенки сосуда. Такой внутрисосудистый протез устанавливается на всю жизнь.

Установлено, что через определенное время после установки протеза на нем вырастает очень тонкий (около 0.03 мм) слой новой молодой ткани - неотимы. Сверху оно покрывается пленкой особых клеток. Тромбы на этой

поверхности не образуются, так как участок поверхности сосуда в зоне протеза оказывается абсолютно гладкой.

Такая операция называется рентгеноэндопротезированием. Пока еще возможности этого метода оперативного вмешательства в сосуды ограничены: оперирование производится в случаях, когда длина пораженного участка сосуда не превышает 20 см и не нарушен отток крови от места закупорки.

На рисунке 2.6 (*а*) показана лечебная пружина, а на 2.6 (*б*) показаны каркасные пружины различного диаметра, так называемые стенты. Естественно, этими достижениями применения сплавов с эффектом формы памяти практическая медицина не ограничится. Будет совершенствоваться и расширяться диапазон их применения в рассмотренных областях, появятся и новые направления, где будут использоваться сплавы с уникальными свойствами.

Стент — специальная, изготовленная в форме цилиндрического каркаса упругая металлическая или пластиковая конструкция, которая помещается в просвет полых органов и обеспечивает расширение участка, суженного патологическим процессом. Стент обеспечивает проходимость физиологических жидкостей, расширяя просвет полого органа (артерии, пищевода, кишечника, желчевыводящих путей и мочеточника). Эффект стентирования сильнее и продолжительнее, чем при баллонной дилятации, при этом снижается риск повторного стеноза или перфорации.

Стентирование — то есть имплантация стента, впервые было произведено в 1986 году, когда работавшие в Тулузе (Франция) Жак Пуэль и Ульрих Зигварт поставили первый стент в коронарную артерию человека. В 1993 г. FDA дало разрешение на применение первого стента — спирали Джантурко-Рубина — при отслойке интимы во время баллонной ангиопластики. А в 1994 году первый стент Пальмац-Шатц был разрешен к использованию в США. В практике и тот, и другой стенты находят

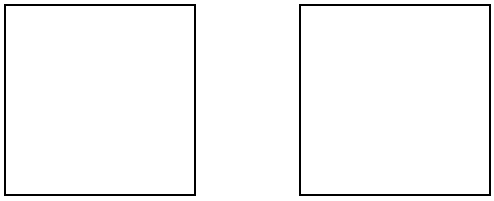


Рис 2.6. Использование проволочек с памятью формы при лечении закупорки сосудов:
а) лечебная пружина; б) виды лечебных пружин.

применение также при повторных стенозах коронарных артерий и стенозах венозных шунтов.

Операция стентирования сосудов сердца производится, как правило, через бедренную артерию, куда вводится закрепленный на баллонном катетере стент, и под контролем рентгеновского аппарата подводится к месту сужения сосуда. Достигнув намеченного места, баллон раздувается и вдавливает стент в стенку сосуда, удерживая достигнутое при раздувании баллона увеличение просвета артерии. В зависимости от клинической ситуации может потребоваться не один, а несколько стентов. Правильность установки стента контролируется рентгенологически.

Стентирование пищеварительного тракта выполняется под эндоскопическим и/или рентгеноскопическим контролем.

В настоящее время существует около четырёхсот типов сосудистых стентов, отличающихся друг от друга составом сплава, из которого они изготовлены, длиной, дизайном отверстий, покрытием поверхности, контактирующей с кровью, системой доставки в сосуды; стенты бывают самораскрывающиеся, раскрываемые баллоном и т. д.

Коронарные стенты разделяют на проволочные (изготовленные из одной проволоки); тубулярные изготовленные из цилиндрической трубки); кольцевые (изготовленные из отдельных звеньев); сетчатые (в виде плетеной сетки).

Преимущественно для имплантации в коронарные артерии применяются кобальт-хромовые или металлические раскрываемые баллоном стенты, для имплантации в периферические сосуды(сонные, подключичные, бедренные, в ряде случаев подвздошные артерии) преимущественно нитиноловые самораскрывающиеся стенты.

Используются самые различные сосудистые стенты, отличающиеся конструктивными особенностями, но требования, предъявляемые к ним одинаково жёсткие: совместимость с органами и тканями человека; высокая гибкость и упругость, чтобы выполнять функцию поддержания стенки

канала; рентгенконтрастность, необходимая для контроля установки стента; возможность менять диаметр, чтобы приспособиться к состоянию сосуда и пр.

Благодаря постоянному совершенствованию конструкции коронарных стентов и техники стентирования удалось свести к минимуму количество острых тромбозов и уменьшить частоту подострых окклюзий сосудов. Актуальным остаётся вопрос о фибропролиферативной реакции интимы, приводящей к рестенозированию сосуда в отдаленные сроки после стентирования (через 6-12 месяцев). По результатам различных иссле четко показана зависимость между толщиной каркаса стента и частотой рестенозов коронарных артерий, причем, чем толще каркас, тем больше процент клинических и ангиографических рестенозов. Считается, что способность к эндотелизации(покрытию каркаса стента клетками, выстилающими внутренний просвет сосуда) поддерживается на высоком уровне вплоть до толщины каркаса стента в 75 мкм, после чего она практически исчезает. Плохая эндотелизация напрямую связана с повторным стенозированием коронарных артерий(рестенозом) и тромбозами стента.

Тем не менее, в связи с высокой частотой рестенозов после имплантации не покрытых стентов(BMS) возрастает интерес к применению коронарных стентов, имеющих поверхности, покрытые специальным полимером, выделяющим лекарственные вещества. Например, в составе коронарного стента CYPHER компании «Cordis Corporation» входит цитостатическое вещество, угнетающее процессы деления клеток, препятствуя пролиферации гладкомышечных клеток и образованию неоинтимы.

Коронарный стент TAXUS, созданный компанией «Boston Scientific», имеет поверхность, которая выделяет паклитаксел — противоопухолевый препарат — ингибитор митоза клеток. Подавляя клеточное деление, паклитаксел, как и сиролимус, препятствует рестенозированию.

Эти выделяющие длительное время лекарственные вещества стенты получили название «drug-eluting stent» (стенты, выделяющие лекарства). Они

находят все более широкое практическое применение, так как частота рестенозов после использования стента CYPHER, например, составила всего 5,1 %. Однако и такая частота стентирования заставляют искать более эффективные методы предупреждения этих осложнений.

Наряду с положительным эффектом от применения стентов с лекарственным покрытием имеется и ряд негативных последствий, связанных с действием полимера и препаратов покрытия. Так цитостатическое вещество замедляет процесс эндотелиализации стента на несколько месяцев, что в свою очередь приводит к возникновению острых тромбозов в позднем (12 месяцев и более) периоде. Считается, что риск острого тромбоза после имплантации стена с лекарственным покрытием возрастает примерно на 0,6% каждый год(исследования SIRTAX, post-SIRTAX, RESEARCH, T-SEARCH). Острый тромбоз коронарных артерий вызывает инфаркт и смерть пациента. Также неудобна для пациента и длительная дорогостоящая медикаментозная терапия после установки стента. Ее отмена по этим причинам также способствует образованию острых тромбозов.

Разработаны стенты с аблюминальным лекарственным покрытием,например Nobori(Terumo) - лекарственное покрытие находится лишь на стороне стента, что прилегает к стенке сосуда,что в свою очередь способствует более быстрой эндотелизации и снижает риск рестеноза, имеет более низкую системную концентрацию лекарственного вещества, а также эффективно угнетает пролиферацию гладкомышечных клеток и образование неоинтимы.

В связи с наличием существенного риска позднего тромбоза разработаны стенты с биодеградируемым(рассасывающимся) покрытием. Такие как, например, Nobori(Terumo), Orsiro(Biotronik). Однако четкие доказательства существенного уменьшения количества поздних тромбозов при применении подобных стентов пока отсутствуют. Также ведутся разработки полностью биодеградируемых стенов(Проекты DREAMS и BVS).

В последнее время появились рассасывающиеся временные пищеводные стенты, выполненные из хирургического шовного материала.

Помимо стентирования сосудов и пищевода зачастую возникает необходимость восстановления просвета естественных каналов, таких как желчные пути и мочеточник. Эти стенты представляют собой пластиковую трубку (полиэтилен, ПВХ), иногда перфорированную, с приспособлениями для фиксации с обоих концов. Для закрепления стента в мочеточнике применяется система «двойной пигтейл» — при этом одна петля располагается в мочевом пузыре, а другая — в лоханке почки. Стенты часто имеют гидрофильное покрытие для повышения биосовместимости.

3. Экономическая часть

1.Технико – экономическое обоснование проекта

2.Определить объём инвестиции

Стоимость основных фондов

Объём инвестиции на покупку материально – производственных запасов

Объём инвестиции на покупку малоценного инвентаря и контрольно измерительных приборов

Расчёт заработной производственных рабочих

3.Определить экономическую эффективность, годовой доход

4.Определить срок окупаемости

Технико- экономические обоснования проекта

Цель, сущность и задачи проекта и его актуальность

Экономическая эффективность проекта

Определить объём инвестиции

Таблица 1

Объём инвестиции на покупку материально – производственных запасов

№	Наименование материалов	Кол-во	Цена материала за единицы	НДС	Стоимость материала с учётом НДС
1	Бумага	1пачка	14000	2800	16800
2	Канцтовары		20000	4000	24000
3	Флешка	1	18000	3600	21600
4	Диск	1	1000	200	1200
5	Степлер	1	8000	1600	9600
6	Штрих		1500	300	1800
7	Интернет		10000	2000	12000
	Итого				87000

Таблица 2

Объём инвестиции на покупку малоценного инвентаря и контрольно измерительных приборов

№	Наименование	Кол-во	Цена за единицу	НДС	Общая стоимость с учётом НДС
1	Компьютер		800000	160000	960000
2	Принтер		400000	80000	480000
	Итого				1440000

Таблица 3

Стоимость основных фондов

№	Наименование основных фондов	Кол-во	Стоимость ОФ
1	Лаборатория		1200000
2	Оборудование		1440000
	Итого		1560000

Амортизационные отчисления составляют 20% от стоимости ОФ:

$$Аотч = 20\% * ОФ,$$

$$А\ отч = 0.2 * 1560000/12 = 26000.$$

Затраты на текущий ремонт и техническое обслуживание 12% от стоимости ОФ:

$$Рт = 12№*ОФ,$$

$$Рт = 0,12*1560000/12 = 15600.$$

Таблица 4

Расчет заработной платы производственных рабочих

Наименование операции	Должность	Количест-во дней	Средняя наработка за день	Выполненные работы
Выбор темы на разработку	СНС	1	15000	15000
Изучение и анализ литературы по теме	МНС	2	7050	14100
Разработка интерфейса программы	МНС	2	7050	14100
Включение в план лекций	МНС	3	7050	21150
Отладка программы	МНС	1	7050	7050
Тестирование комплекса программы	МНС	2	7050	14100
Выявление ошибок	МНС	2	7050	14100
Исправление ошибок	МНС	2	7050	14100
Экономическая часть	МНС	2	7050	14100
Охрана труда	МНС СНС	2 1	7050 15000	14100 15000
Разработка пояснительной записки	МНС	1	7050	7050
Рецензирование	СНС	1	15000	15000
Оформление и зашита дипломного проекта	МНС	1	7050	7050
Всего		24		201000

Основная заработная плата определяется как сумма оплаты труда всех рабочих и премии в размере 40%

$$З_{осн} = СОТ*0,4 + СОТ,$$

$$З_{осн} = 201000 \times 1,4,$$

$$З_{осн} = 281400 \text{ сум.}$$

Дополнительная заработная плата производственных рабочих берется 10% от основной заработанной платы:

$$ЗД = Кд * З осн,$$

$$ЗД = 0,1 \times 2814000,$$

$$ЗД = 28140 \text{ сум.}$$

Фонд оплаты труда определяется как сумма основной и дополнительной заработной платы:

$$ФОТ = З осн + ЗД,$$

$$ФОТ = 281400 + 28140,$$

$$ФОТ = 309540 \text{ сум.}$$

Затраты на социальное страхование рассчитывается 25% от ФОТ:

$$ОФСС = 25\% * ФОТ,$$

$$ОФСС = 0,25 \times 309540,$$

$$ОФСС = 77385.$$

Транспортные расходы рассчитываются 20% от З осн:

$$Ртр = 0,2 \times 281400,$$

$$Ртр = 56280 \text{ сум.}$$

Расход пара на производственные нужды

Длина – 4, Ширина – 4, V = длина x ширина,

$$V = 16 \times 663,05, \qquad V = 10608,8 \text{ сум}$$

Расходы на электроэнергию определяются по формуле:

$$W = N * T * S,$$

где N – установленная мощность, кВт, Т - время работы, S – 1 кВт за кВт стоимость электроэнергии:

$$W = 1 \times 144 \times 112,20, \qquad W = 16156,8 \text{ сум}$$

Обьем инвестиции определяется по формуле:

Таблица 5

Смета затрат на проведение разработки

	Наименование статей затрат	Сумма
1	Стоимость выполненных работ	603882,82
2	Затраты на производство	464525,25
3	Производственная себестоимость	433571,25
4	Расходы периода	30954
5	Материальные затраты	113765,6
6	Сырьё	87000
7	Электроэнергия + отопление	26765,6
8	ФОТ	309540
9	Социальное страхование	77385
10	Амортизация	26000
11	Прочие затраты 1	20646,25
12	Основная заработной	201000

Таблица 6

Расчет экономической эффективности выполненных работ

№	Наименование показателей	Ед. измерения	Сумма	Примечание
1	Стоимость выполненных работ	Сум	603882,82	Таблица 5
2	Затраты на производство	Сум	464525,25	Таблица 5
3	Инвестиции	Сум	521185,6	Формула
4	Экономическая эффективность	Сум	139357,53	Формула
5	Срок окупаемости	Месяц	3,7	Формула
6	Рентабельность	%	26%	Формула

Экономическую эффективность определим по формуле:

$Э = (C1 – C2)* Q$, $Э = 139357,57$ сум,

C1 и C2 – себестоимость до и после, $C1 = C2*1,3$

Q – объем производства.

Рентабельность определим по формуле:

$R = Э * 100\% / К$, $R = 13957,53 /100\%$, $R = 26\%$, 521185,6

4. Безопасность жизнедеятельности

Производственная санитария

Данная квалификационная выпускная работа посвящена изучению возможности применения в медицине, в частности, хирургии, нового класса материалов – имплантатов (сплавов), проявляющих эффекты памяти формы и сверхэластичности. В ней рассмотрены современные представления о явлениях памяти формы и сверхэластичности, механизме их проявления в различных материалах, определяющие условия и требования, предъявляемые к конструкциям и полуфабрикатам, применяемым в хирургии.

Учитывая все достоинства данного направления, все-таки существует ряд опасностей и рисков для здоровья человека.

Например, имплантаты вызывают образование фиброзных капсул, что может повлечь за собой развитие капсульной контрактуры. Оболочки второго поколения имплантатов изготавливались из более тонкого силикона, они имели гладкую поверхность и заполнялись силиконовым гелем. Уменьшение толщины оболочки сказалось на повышении частоты развития капсульной контрактуры. Кроме того, общепризнано, что имплантаты 2-го поколения наиболее подвержены разрыву. Эти имплантаты производились с 70-х до конца 80-х годов.

Некоторые модели имплантатов второго поколения покрывались микропенополиуретановой губкой для уменьшения числа случаев капсульной контрактуры и воспалительных реакций. После имплантации происходило их врастание в окружающие ткани и стойкая фиксация.

При изучении рассматриваемого вопроса, возможно применение метода, в основу которого положено математическое моделирование и периотестметрия. Также возможно применение методики использования экспериментально-аналитического метода конструирования с дальнейшим созданием программы компьютерной поддержки метода и реализацией разработок в клинической практике.

При изучении задач материаловедения в хирургии важно знать роль химических элементов в природе и жизнедеятельности человека.

Как было сказано выше, в процессе выполнения данной работы возможно применение компьютерных технологий. В связи с этим рассмотрим некоторые их основных опасных и вредных производственных факторов, возникающих при работе с компьютером: инфракрасное излучение, низкочастотные магнитные поля, статическое электричество, электрические поля токов промышленной частоты и др.

Электростатические поля и их отрицательное влияние на человека

Статическое электричество связано с возникновением, сохранением и уменьшением свободного электрического заряда на поверхности и в объеме диэлектрических и полупроводниковых веществ, материалов, изделий или на изолированных проводниках. В промышленности электростатические поля (ЭСП) широко используются при электрической очистке газов в электрофильтрах и электростатической сепарации руд и материалов, для электростатического нанесения лакокрасочных и полимерных материалов, при электроворсовании и в других производственных процессах. ЭСП создаются в технологических установках при различных технологических процессах и, в зависимости от источников образования, могут существовать либо в виде собственно ЭСП, образованного неподвижными зарядами, либо в виде стационарного ЭП, образованного постоянным электрическим током.

ЭСП оказывают наибольшее действие на нервную, сердечно - сосудистую и лимфатическую системы организма, вызывая нарушения координации физиологических и биохимических процессов через нервную систему и жидкие среды организма (кровь, лимфа, тканевая жидкость). Люди, работающие в зоне действия ЭСП, испытывают раздражительность, головную боль, нарушение сна, снижение аппетита.

Кроме этого, статическое электричество опасно тем, что может вызвать искровой разряд, который, в свою очередь, может явиться причиной несчастного случая, пожара или взрыва.

Статическое электричество может явиться причиной аварий, создавая помехи и вызывая технологические дефекты в электронных приборах контроля и управления.

Допустимые уровни напряженности ЭСП установлены стандартом ГОСТ 12.1.045-84 «Электростатические поля. Допустимые уровни на рабочих местах и требования к проведению контроля», который распространяется на ЭСП, создаваемые при эксплуатации электроустановок высокого напряжения постоянного тока и электризации диэлектрических материалов, и устанавливает допустимые уровни напряженности ЭСП на рабочих местах персонала, а также общие требования к проведению контроля и средствам защиты.

Защита от электростатических полей

Наиболее распространенные методы защиты от статического электричества: уменьшение интенсивности генерации электростатических зарядов; отвод их с наэлектризованного материала; нейтрализация.

Интенсивность генерации зарядов можно уменьшить путем: соответствующего подбора пар трения; смешивания (если это возможно) материалов таким образом, что в результате трения или разрушения один из смешанных материалов несет заряд одного знака, а второй - другого; изменения технологического режима обработки материалов (уменьшение скоростей обработки, скоростей транспортирования и слива диэлектрических жидкостей, уменьшение сил трения).

Отвод уже образовавшихся зарядов статического электричества чаще всего производится за счет заземления электропроводящих частей производственного оборудования. Эффективность заземления повышается при увеличении поверхностной или объемной проводимости диэлектриков. Заземление проводится независимо от применения других методов защиты,

и сопротивление заземляющего устройства должно быть не более 100 Ом.

Эффективное средство защиты - увеличение влажности воздуха до 65-75%, когда это возможно по условиям технологического процесса.

Нейтрализация зарядов статического электричества осуществляется за счет ионов с противоположным знаком, которые образуются с применением радиоактивных изотопов.

Индивидуальным средством защиты от статического электричества является ношение антистатической обуви, антистатического халата, заземляющих браслетов для защиты рук и использование других средств, обеспечивающих электростатическое заземление тела человека.

Меры защиты от электромагнитных полей

Для обеспечения на рабочем месте предельно допустимых уровней электромагнитных полей необходимо рациональное размещение рабочих мест, оснащенных ЭВМ. Для этой цели ПК следует располагать при однорядном их размещении на расстоянии не менее 1 м от стен, рабочие места с дисплеями должны располагаться на расстоянии не менее 1,5 м друг от друга. Минимальная ширина проходов с передней стороны пультов и панелей управления ЭВМ при однорядном их расположении должна быть не менее 1 м, при двухрядном – не менее 1,2 м. Между рабочими местами устанавливают специальные защитные экраны, имеющие покрытие, поглощающее низкочастотное электромагнитное излучение.

Для исключения воздействия на пользователя повышенных уровней излучений от боковых стенок корпуса дисплея не следует размещать на рабочем столе вблизи от них какое-либо другое производственное оборудование (в том числе печатающее устройство).

В качестве *средств индивидуальной защиты* рекомендуется белый хлопчато-бумажный халат с антистатической пропиткой, экранный защитный фильтр класса «полная защита». Для защиты от вредного

воздействия электромагнитных излучений и уменьшения нагрузки на органы зрения рекомендуется применять защитные экраны и фильтры.

Освещенность на поверхности стола в зоне размещения рабочего документа должна быть 300-500 лк, также допускается установка светильников местного освещения для подсветки документов, но с таким условием, чтобы оно не создавало бликов на поверхности экрана и не увеличивало освещенность экрана более чем на 300 лк. В качестве источников света при искусственном освещении применяются преимущественно люминесцентные лампы типа ЛБ. При устройстве отраженного освещения в административно-общественных помещениях допускается применение металлогалогенных ламп мощностью до 250 Вт. Также допускается применение ламп накаливания в светильниках местного освещения. Общее освещение выполняют в виде сплошных или прерывистых линий светильников, расположенных сбоку от рабочих мест, параллельно линии зрения пользователя при рядном расположении персональных электронно – вычислительных машин (ПЭВМ). Для обеспечения нормируемых значений освещенности в помещениях использования ПЭВМ проводят чистку стекол оконных рам и светильников не реже двух раз в год и своевременную замену перегоревших ламп. Следует ограничивать прямую блесткость от источников освещения, при этом яркость светящихся поверхностей (окна, светильники и др.), находящихся в поле зрения, должна быть не более 200 кд/м^2. Отраженная блесткость ограничивается на рабочих поверхностях (экран, стол, клавиатура и др.) за счет правильного выбора светильников и расположения рабочих мест по отношению к источникам естественного и искусственного освещения, при этом яркость бликов на экране ПЭВМ не должна превышать 40 кд/м^2 и яркость потолка, при применении системы отраженного освещения, не должна превышать 200 кд/м^2.

Микроклимат на рабочем месте обеспечивается отоплением и системой кондиционирования, а также проведением влажной уборки помещения.

Температура в помещении поддерживается в пределах 18-25 °С; относительная влажность воздуха не превышает норм; концентрация пыли в воздухе достаточно низка. В помещении обеспечивается приток свежего воздуха, количество которого составляет 50-60 $м^3$ на одного человека.

Уровень шума (звукового давления) обеспечивается в пределах 50-55 дБА.

Меры защиты от шума:

- применяются упругие прокладки между основанием машины и поверхностью опоры;
- применяется звукопоглощающая облицовка, глушители.

Уровень вибрации в помещениях можно снизить путем установки оборудования на специальные фундаменты и виброизоляторы.

Электробезопасность

В рассматриваемом помещении подведено переменное напряжение, от которого запитываются ПЭВМ и осветительные приборы (люминесцентные лампы).

Также в помещении находятся применяемые в работе компьютеры, принтеры, сканеры, бесперебойные источники питания, которые могут быть причиной поражения людей электрическим током. Хотя во всех этих приборах применены современные меры защиты, все же проводится постоянный контроль со стороны электроотдела в отношении состояния электропроводки, выключателей, штепсельных розеток и шнуров, с помощью которых включаются в сеть электроприборы.

Основной источник опасности - электрическая часть: входные цепи блока питания, который может быть подключен к сети промышленного тока напряжением 220 В, частотой 50 Гц, с изолированной нейтралью. Устройство относится к установкам с рабочим напряжением до 1000 В. Рассматриваемое помещение с ЭВМ относится к классу помещений без повышенной опасности с точки зрения поражения электрическим током. Температура

окружающей среды +20 ± 5° С, относительная влажность воздуха 60 ± 20%. В помещении имеются непроводящие полы и отсутствуют: токопроводящая пыль; электрически активная среда; возможность одновременного прикосновения к металлическим частям прибора и заземляющему устройству; высокая температура и сырость (ПУЭ 1.1.13).

Для защиты от поражения электрическим током все токоведущие части защищены от случайных прикосновений кожухами, корпус устройства заземлен. Питание устройства осуществляется от силового щита через автоматический предохранитель, срабатывающий при коротком замыкании нагрузки. Работа по устранению неисправностей и наладка производится только после снятия напряжения питания с устройства.

Пожарная безопасность

Помещения, в которых установлены персональные ЭВМ, по пожарной опасности относятся к категории Д.

Причины пожаров и возгораний: высокая плотность размещения элементов электронных схем. В непосредственной близости друг от друга располагаются соединительные провода, кабели. При протекании по ним электрического тока выделяется значительное количество теплоты. При этом возможно оплавление изоляции. Для отвода избыточной теплоты от ЭВМ служат системы вентиляции и кондиционирования воздуха. При постоянном действии эти системы представляют собой дополнительную пожарную опасность.

Материалы, применяемые для ограждающих конструкций и отделки рабочих помещений должны быть огнестойкими. Для предотвращения возгорания в зоне расположения ЭВМ обычных горючих материалов (бумага) и электрооборудования, принимают следующие меры:

- наличие углекислотных огнетушителей типов ОУ-2, ОУ-5, ОУ-8. Согласно типовым правилам пожарной безопасности на каждые 100 кв. метров площади помещения приходится один огнетушитель;

- в качестве вспомогательного средства тушения пожара могут использоваться гидрант или устройства с гибкими шлангами;

- для непрерывного контроля машинного зала и зоны хранения носителей информации устанавливают систему обнаружения пожаров, для этого можно использовать комбинированные извещатели типа КИ-1 из расчета один извещатель на 100 $м^2$ помещения.

В случае пожара для тушения рассматриваемых устройств и систем компьютерной техники возможно использование газовых и углекислотных огнетушителей. Их достоинством является высокая эффективность тушения пожара и сохранность электронного оборудования, диэлектрические свойства углекислого газа, что позволяет использовать эти огнетушители даже в том случае, когда не удается обесточить электроустановку сразу.

Имеется «План эвакуации при пожаре», регламентирующий действия персонала в случае возникновения очага возгорания и указывающий места расположения пожарной техники. Также в наличии телефонная связь и пожарная сигнализация.

Заключение

В итоге выполненной работы проведено исследование проблем использования изделий из никелид-титановых сплавов в хирургии. Оно показало, достаточно трудно представить современную стоматологию без композитных материалов на основе NiTi – скобы, которые вставляют детям для выпрямления зубов, спиральные эндопротезы для восстановления проходимости кровеносных сосудов, фиксаторы на позвоночник. Однако применение никелид-титановых сплавов с памятью формы в медицине не получили широкого распространения.

В учебном процессе результаты проведённых исследований могут использоваться для чтения дисциплин по направлению «Приборостроение», и дисциплин, связанных с необходимостью разработки медицинских устройств.

Список литературы

1. Егиев В.Н. Волшебный мир сшивающих аппаратов. 1995.

2. Бойко В. С., Гарбер Р. И., Косеевич А. М. Обратимая пластичность кристаллов. М.: «Наука». -1991.

3. Васильев Ю.В., Матвеев Н.К., Кантерман И.Л., Неугодов В.А., Гуляев В.В. Эндоскопическая электрокоагуляция в хирургии. // Клиническая хирургия. 1976. - №10.

4. Вейман К.М. Бездиффузионные фазовые превращения. Физическое металловедение. Пер. с англ. М.: «Металлургия». - 1987. - Т. 2.

5. П.Волков А.Е., Лихачев В.А., Пущаенко О.В. Соловьева О.М. Теоретический анализ реверсивной памяти формы. // Материалы с новыми функциональными свойствами: материалы семинара. -Новгород. 1990.

6. Лапкин К.В. Причины и профилактика травмы желчевыводящих протоков и кровотечений при лапароскопической холецистэктомии. //

7. Гюнтер В.Э., Дамбаев ГЦ., Сысолятин П.Г. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. Томск: «Издательство Томского университета» - 1998.

8. Бебуришвили А.Г., Воробьев А.А., Лозовой А.В., Михнн И.В., Мандриков В.В. Лапароскопические операции в условиях спаечного процесса брюшной полости. Осложнения эндоскопической хирургии. М. - 1996.

9. Галлингер Ю.И. Основные принципы предупреждения осложнений в эндоскопической хирургии. Осложнения эндоскопической хирургии. -М. 1996.

10. Лихачев В. А., Кузьмин С. Л., Каменцва 3. П. Эффект памяти формы. Л.: «Издательство Ленинградского университета». - 1987.

11. Федоров И.В., Сигал Е.И., Одинцов В.В. Эндоскопическая хирургия. Под ред. В.С. Савельева. М.: «ГЭОТАР МЕДИЦИНА». - 1998.

12. Безопасность жизнедеятельности: Учебн. /Под ред. С. В. Белова. – М.: Высшая школа, 2009. – 448 с.

13. Гигиенические требования к видеодисплейным терминалам, персональным требованиям к видеодисплейным терминалам, персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы: Сан Пин 2.2.2 542-96. – М.: Госкомсанэпиднадзор России, 2009.