



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 17/00 (2020.05); C23C 14/22 (2020.05); B82B 3/00 (2020.05)

(21)(22) Заявка: 2019115335, 20.05.2019

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
20.05.2019

Дата регистрации:  
01.12.2020

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 20.05.2019

(43) Дата публикации заявки: 20.11.2020 Бюл. № 32

(45) Опубликовано: 01.12.2020 Бюл. № 34

Адрес для переписки:

141400, Московская обл., г. Химки, ул.  
Ленинградская, 17, кв. 88, Митрофанову  
Евгению Аркадьевичу

(72) Автор(ы):

Демьянова Анастасия Владимировна (RU),  
Митрофанов Евгений Аркадьевич (RU),  
Симакин Сергей Борисович (RU),  
Сипкин Александр Михайлович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Демьянова Анастасия Владимировна (RU),  
Митрофанов Евгений Аркадьевич (RU),  
Симакин Сергей Борисович (RU),  
Сипкин Александр Михайлович (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: RU 108953 U1, 10.10.2011. RU 2540227  
C2, 10.02.2015. RU 89103 U1, 27.11.2009. US  
20100129615 A1, 27.05.2010.

## (54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМА КОСТИ И СПОСОБ ЕГО ИЗГОТОВЛЕНИЯ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к области медицины, в частности к челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии, и раскрывает устройство для фиксации перелома кости и способ его изготовления. Устройство характеризуется тем, что содержит пластину со сквозными отверстиями, установленную на костной ткани в области перелома. Поверхность пластины и крепежных винтов полностью покрыты биоинертным, биорезистентным диэлектрическим покрытием из карбида кремния толщиной от 2 нм до 2 мм. Покрытие наносят в вакууме из пучка ускоренных заряженных и/или нейтральных частиц с энергией от 30 эВ до 15

КэВ, содержащих атомы углерода и кремния. Изобретение обеспечивает барьерную функцию: защиту человека от токсичных выделений из металлических сплавов и полимеров, защиту от биодеструкции, биообрастания поверхностей материалов пластин и крепежных элементов, защиту от гальванизма за счет диэлектрических свойств покрытия, а также снижение коэффициента трения скольжения и отсутствие отшелушивания покрытия при ввинчивании винтов в костную ткань. Группа изобретений предназначена для повышения эффективности лечения переломов костей с помощью наконечных пластин. 2 н.п. ф-лы, 3 пр., 14 ил.



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.

*A61B 17/00* (2006.01)*A61C 13/007* (2006.01)*C23C 14/22* (2006.01)*B82B 3/00* (2006.01)(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC

*A61B 17/00* (2020.05); *C23C 14/22* (2020.05); *B82B 3/00* (2020.05)(21)(22) Application: **2019115335, 20.05.2019**(24) Effective date for property rights:  
**20.05.2019**Registration date:  
**01.12.2020**

Priority:

(22) Date of filing: **20.05.2019**(43) Application published: **20.11.2020 Bull. № 32**(45) Date of publication: **01.12.2020 Bull. № 34**

Mail address:

**141400, Moskovskaya obl., g. Khimki, ul.  
Leningradskaya, 17, kv. 88, Mitrofanovu Evgeniyu  
Arkadevichu**

(72) Inventor(s):

**Demyanova Anastasiya Vladimirovna (RU),  
Mitrofanov Evgenij Arkadevich (RU),  
Simakin Sergej Borisovich (RU),  
Sipkin Aleksandr Mikhajlovich (RU)**

(73) Proprietor(s):

**Demyanova Anastasiya Vladimirovna (RU),  
Mitrofanov Evgenij Arkadevich (RU),  
Simakin Sergej Borisovich (RU),  
Sipkin Aleksandr Mikhajlovich (RU)**(54) **DEVICE FOR BONE FRACTURE FIXATION AND METHOD OF ITS MANUFACTURING**

(57) Abstract:

FIELD: medicine; maxillofacial surgery; surgical dentistry.

SUBSTANCE: group of inventions discloses a bone fracture fixation device and a method for preparing it. Device is characterized by that it comprises plate with through holes installed on bone tissue in area of fracture. Surface of the plate and fastening screws are completely coated with a bioinert, bio-resistant dielectric coating of silicon carbide with thickness of 2 nm to 2 mm. Coating is deposited in vacuum from beam of accelerated charged and/or neutral particles with energy of 30 eV to 15 keV, containing atoms of carbon and

silicon. Invention provides barrier function: protection of person from toxic emissions from metal alloys and polymers, protection against biodegradation, biofouling of surfaces of materials of plates and fasteners, protection from galvanism due to dielectric properties of coating, as well as reduced friction coefficient of friction and absence of exfoliation of the coating when screws are screwed into bone tissue.

EFFECT: group of inventions is intended to increase efficiency of treating bone fractures with the help of bone plates.

2 cl, 14 dwg, 3 ex

Изобретение относится к медицине, в частности, челюстно-лицевой хирургии, хирургической стоматологии, а именно к приспособлениям, позволяющим успешно выполнять хирургическое лечение переломов костей.

В настоящее время чаще всего при оперативном лечении переломов костей применяют  
5 остеосинтез при помощи на костных фиксаторов, выполненных в виде пластин, изготовленных из титановых сплавов, содержащих титан и легирующие добавки, и/или из нержавеющей стали (сплав железа с легирующими добавками), с отверстиями, сквозь которые проходят винты, (минипластины) из нержавеющей стали фирмы Champy (Великобритания) содержат 17,2% Cr и 14% Ni [1].

10 Чистый титан практически не применяют для изготовления на костных пластин и других медицинских изделий, используемых для остеосинтеза, из-за недостаточных физико-механических и прочностных свойств.

Титановые сплавы 6AL4V и 6AL4V ELI-это титан с легирующими добавками 6% алюминия и 4% ванадия. Этот сплав распространен при проведении лечебных процедур.  
15 [2] Из него, в частности, изготавливают медицинские изделия, содержащие такие конструктивные элементы устройств для фиксации перелома кости, как пластины, спицы, штифты. Сплавы Ti-6AL-4V и Ti-6AL-4V ELI могут выдерживать большие нагрузки, поэтому их применяют и при протезировании зубов [2].

Пластины, используемые в хирургической практике, и крепежные элементы для них  
20 изготавливают из сплавов, уменьшающих вероятность металлоза [3, 4, 5].

При контакте тканей человека с конструктивными элементами устройств для фиксации перелома кости, изготовленными из сплавов, содержащих легирующие добавки, в организме увеличивается содержание Fe, Ni, Ti, Cr. Сочетание разных марок стали и/или титана в пластине и крепежных элементах увеличивает вероятность  
25 появления гальванических эффектов и металлоза. Известен ряд металлов, неблагоприятно сказывающихся на скорости заживления травм. По этой причине исключены в сплавах сочетания хрома с кобальтом, титана с ванадием, никеля в высоком процентном отношении с любыми металлами. Особенно подвержены коррозии металлические детали, в частности, имплантаты с содержанием железа, натрия, калия,  
30 кобальта, которые переходят в электролиты [3, 4, 5].

Гальванические токи возникают в ротовой полости пациента, когда в ней находятся конструктивные элементы, например, пломбы, протезы, пластины, винты, имеющие в составе различные металлы. Поскольку слюна является электролитом с кислой средой, то между металлическими конструкциями возникает постоянный электрический ток  
35 различной величины [5].

Степень коррозии пластин, крепежных элементов и имплантатов напрямую влияет на pH-среды, что может привести к гнойно-воспалительным осложнениям [3].

Известно техническое решение, согласно которому для предотвращения гальванизма на поверхность металлических конструктивных элементов наносится диэлектрическое  
40 покрытие из пятиоксида тантала [5].

Недостаток этого технического решения в том, что в состав покрытия входит металл, являющийся токсичным.

Известно техническое решение, согласно которому при лечении перелома костей челюстно-лицевой области используют следующие конструктивные элементы устройств  
45 для фиксации перелома: проволоку из нержавеющей стали марок 1X18H9T, ЭП-400, ЭЯТ-1, титана, тантала, капроновую нить диаметром 0,6-0,8 мм, быстротвердеющие пластмассы, клей остеопласт [6]. Кроме того, применяют скобы из никелево-титановой проволоки [6].

Недостатки технического решения, заключающегося в применении металлических сплавов и полимеров в том, что полимерные материалы подвергаются биодеструкции, выделяют токсичные соединения, а металлы - токсичны.

Наибольшей способностью проникать в клетку обладают водорастворимые соединения [7]. Например, такой водорастворимый ион металла, как хромат-ион  $(CrO_4)^{2-}$ , способен легко проникать в клетки с использованием  $(SO_4)^{2-}$  - транспортной системы. Жирорастворимые соединения металлов, такие как карбонил никеля  $Ni(CO)_4$ , легко входят в клетку и потому очень токсичны [7].

При длительном контакте с биологически активными средами живого организма изделия медицинского назначения частично разрушаются, и часть химических веществ, входящих в их состав, мигрирует в окружающие ткани человека. Эти вещества, в основном, металлы [7].

Избыточное содержание ионов металлов в организме производит токсический эффект. Токсичность объясняется связыванием «металлических ядов» в организме с функциональными группами жизненно важных веществ, что нарушает нормальное функционирование клеток тканей [7, 8, 9].

Недостаток известного технического решения применять медицинские изделия, в частности, элементы устройств для фиксации перелома кости, из сплавов металлов, состоит в том, что металлы и легирующие элементы, входящие в их состав, токсичны для человека.

Техническим решением вопроса блокировки выхода ионов токсичных элементов из сплавов металлов и токсичных компонентов из полимерных материалов и сплавов, применяемых для изготовления медицинских изделий, в частности, конструктивных элементов устройств для фиксации перелома кости, является формирование на поверхности функциональных покрытий, не содержащих металлов [5, 10].

Известно техническое решение, согласно которому на поверхности медицинских изделий, в частности, внутрикостных имплантатов из титановых сплавов, формируется слой оксида титана способом микродугового оксидирования [10].

Недостаток технического решения в том, что материал покрытия - диоксид титана является генотоксичным материалом [8, 11].

Известен способ получения анодно-оксидного покрытия на деталях из титановых сплавов [12]. Способ включает операцию получения анодно-оксидного покрытия на деталях из титановых сплавов путем электрохимической обработки при напряжении не менее 200 В в электролите, содержащем, фосфорную кислоту 20-35 г/л, серную кислоту 365-385 г/л, молибденово-кислый натрий 2,5-12,0 г/л вольфрамово-кислый натрий 3,5-16,5 г/л и рениевую кислоту 2,5-12,5 г/л. Технический результат: получение анодно-оксидного покрытия, состоящего из  $TiO_2$  со структурой анатаза [12].

Недостаток технического решения - диоксид титана генотоксичен [8, 11].

Известно техническое решение, согласно которому на поверхности медицинских изделий, например, металлических несъемных зубных протезов, в вакууме способом дугового нанесения формируют покрытие из нитрида титана [13, 14].

Кроме традиционного способа нанесения покрытий с помощью вакуумно-дуговых установок типа «Булат», разработаны модифицированные варианты проведения процессов, в частности, методы плазменно-ионной имплантации и осаждения с подачей к обрабатываемому изделию постоянного или импульсного напряжения [15]. Процесс нанесения пленок в вакууме состоит в создании (генерации) потока частиц, направленного в сторону обрабатываемой поверхности и последующей конденсации



этих частиц на покрываемой поверхности с образованием тонкопленочных слоев.

Таким образом, при нанесении тонких пленок одновременно протекают три процесса:

1) генерация направленного потока частиц осаждаемого вещества;

2) пролет частиц в объеме технологической камеры от источника к обрабатываемой поверхности;

3) соприкосновение частиц с обрабатываемой поверхностью и образование тонкопленочного покрытия [15].

Недостатки технического решения: традиционные способы и оборудование для дугового нанесения покрытия требуют сравнительно высокой температуры нанесения, обычно от 300 до 850°C. В модернизированных установках температура образцов от 100 до 500°C. Это вызывает деформирование изделий, особенно тонких конструктивных элементов. Кроме того, компоненты материала протеза и титан из покрытия поступают в ткани человека, что не всегда благоприятно действует на пациента, особенно при заболеваниях желудочно-кишечного тракта [16].

Известно техническое решение, согласно которому наkostная пластина и фиксирующие шипы изготавливаются из металлического сплава марки X25K15ЮБ или мартенситной стали марки EX9K15M с никелевым покрытием толщиной не менее 12 мкм [17].

Недостаток технического решения: в состав материалов пластины и шипов, а также покрытия, входят металлы, вызывающие нежелательные эффекты в организме человека. Никель обладает токсическими и канцерогенными свойствами. Известны аллергические поражения у кассиров банков, имевших дело с монетами, изготовленными из сплавов, содержащих никель.

Известно техническое решение, согласно которому медицинские изделия, контактирующие с тканями человека, изготавливают из полимерных материалов, в частности, зубные протезы, наkostные пластины, крепежные винты [18, 19].

Недостаток технического решения в том, что полимерные материалы в организме человека активно адсорбируются микроорганизмами, подвергаются биообращению и биодеструкции. Кроме того, они выделяют токсичные компоненты, в частности, неполимеризовавшиеся мономеры, загустители, полимеризаторы, красители, отвердители [19].

Цель изобретения - повышение эффективности операций по лечению переломов кости и сокращение сроков лечения за счет применения нового материала покрытия, а именно карбида кремния, сформированного в вакууме из пучков ускоренных частиц на поверхности конструктивных элементов устройств и способа изготовления устройств для фиксации перелома кости.

Заявленное устройство содержит на поверхности конструктивных элементов новый материал, а именно, карбид кремния, полученный ионно-плазменным нанесением в вакууме из пучка ускоренных частиц.

Согласно п. 10.7.4.3. (2) «...Признаки, используемые для характеристики устройств [20]:

Для характеристики устройств используются, в частности, следующие признаки:

- материал, из которого выполнен элемент (элементы) или устройство в целом...».

Наиболее близким к заявленному устройству является техническое решение, согласно которому устройство, включающее наkostную пластину со сквозными отверстиями и крепежные винты, отличающееся тем, что пластина и винты изготовлены из полимерного материала на основе лактида [18].

На фиг. 1 представлены пластина (1) со сквозными отверстиями (2) и крепежные

винты (3), которые вставляются в сквозные отверстия пластины и крепят пластину к обломкам кости.

Недостаток технического решения в том, что полимеры подвергаются адсорбции микроорганизмов, биообрастанию, биодеструкции и выделяют токсичные вещества, в частности, красители, загустители, отвердители, полимеризаторы, неполимеризовавшиеся молекулы мономеров [19].

Применение нового материала и новых существенных признаков свидетельствует о том, что заявленное устройство соответствует критериям «новизна» и «существенные отличия».

Сущность предлагаемого изобретения, как технического решения.

Заявленное техническое решение представляет собой устройство для фиксации перелома кости, состоящее из пластины со сквозными отверстиями и крепежных элементов, например, винтов, причем на всю поверхность пластины, включая наружную поверхность пластины и внутренние стенки отверстий, а также наружную поверхность крепежных элементов, например, винтов, нанесено ионно-плазменное покрытие из карбида кремния, сформированное в вакууме осаждением из пучков ускоренных частиц с энергией от 30 электронВольт (эВ) до 4 КэВ, содержащих атомы кремния и углерода, в частности, заряженных ионов и/или нейтральных атомов и/или радикалов, причем толщина покрытия находится в диапазоне от 0,1 микрометра ( $0,1 \times 10^{-6}$  метра) до 0,8 микрометра ( $0,8 \times 10^{-6}$  метра). Схематическое изображение заявленного устройства представлено на фиг. 2. Пластина заявленного устройства (4), крепежные винты (5). Винты проходят через сквозные отверстия (6), стенки которых покрыты карбидом кремния (7). Наружные поверхности пластины (4) и винтов (5) также покрыты карбидом кремния (7). Крепежные винты (5) с покрытием из карбида кремния (7) крепят, например, ввинчивают, в костную ткань (8) в области перелома кости (9) через сквозные отверстия пластины (6) и надежно фиксируют положение обломков кости относительно друг друга и на костной пластины.

Применение этого покрытия, не содержащего металлов, диэлектрического, биоинертного, биорезистентного, гипоаллергенного обеспечивает достижение технического результата.

Предотвратить гальванизм при соприкосновении двух металлов с разной электропроводностью и при контакте металла с электропроводящей жидкостью может диэлектрическое покрытие с достаточно большим поверхностным и объемным сопротивлением.

В твердых диэлектриках имеются два пути протекания электрического тока: сквозь диэлектрик и по его поверхности.

Поэтому для оценки способности диэлектрика проводить электрический ток по этим направлениям используются понятия объемного и поверхностного сопротивлений.

Под объемным понимается сопротивление, которым обладает диэлектрик при протекании постоянного тока через его объем.

Поверхностным называется сопротивление, которым обладает диэлектрик при протекании постоянного тока по его поверхности.

Объемное и поверхностное сопротивления определяются экспериментально.

Согласно ГОСТ Р 50499-93 (МЭК 93-80) поверхностное сопротивление можно определить измерением сопротивления между двумя участками поверхности образца, в данном случае поверхности пленки, нанесенной на поверхность образца [21]. Схема измерений поверхностного сопротивления пленки карбида кремния (7) представлена на фиг. 3. В качестве измерительного прибора - Омметра (10) был использован

многофункциональный Вольтметр В7-40 с диапазоном измерений сопротивления постоянному току от 10 миллиОм ( $10 \times 10^{-3}$  Ом) до 20 МегаОм ( $20 \times 10^6$  Ом) и питанием от сети 220 В (поз. 10 на фиг. 3.). В качестве образца использовалась, в частности, пластина из нержавеющей стали (11) с покрытием из карбида кремния (7) на одной из сторон (фиг. 3). Щупы измерительного прибора (10) располагались на поверхности пленки (7). Показания измерительных приборов в диапазоне значений от Ом до сотен КилоОм проверялись с помощью Магазина прецизионных сопротивлений марки Р35. Внешний вид комплекта этих двух приборов представлен на фиг. 4. Дополнительно применяли мультиметр MASTECH MS8222H для измерения поверхностного и объемного сопротивления пленки карбида кремния постоянному току (фиг. 5). Проверялись показания приборов в диапазоне от единиц МегаОм до единиц ГигаОм с помощью высокоомных сопротивлений марок КЭВ-5 и КВМ (фиг. 5).

Схема измерений объемного сопротивления представлена на фиг. 6. В этом случае один щуп измерительного прибора (10) контактировал с поверхностью пленки (7), а другой - с поверхностью обратной стороны пластины (11).

Поверхностное сопротивление постоянному току пластины из нержавеющей стали толщиной 0,8 мм без покрытия по показаниям В7-40 составило  $R_{\text{пов}}=0,11$  Ом, объемное  $R_{\text{об}}=0,20$  Ом.

Поверхностное сопротивление постоянному току пленки из карбида кремния, нанесенной на поверхность пластины из нержавеющей стали, по показаниям В7-40 и мультиметра MASTECH MS8222H составило  $R_{\text{пов}} > 1$  МегаОм, объемное  $R_{\text{об}} > 1$  МегаОм. При измерениях поверхностного и объемного сопротивления покрытия из карбида кремния, нанесенного на диэлектрическую лавсановую пленку, оба прибора показывают сопротивления постоянному току  $R_{\text{пов}} > 20$  МегаОм и  $R_{\text{об}} > 20$  МегаОм. Это максимальные показания сопротивления для этих приборов.

Проводились измерения объемного сопротивления постоянному току структуры из двух пластин, изготовленных из нержавеющей стали (11) с покрытием из карбида кремния (7) на одной из сторон, соединенных покрытиями друг с другом. Схема измерений представлена на фиг. 7. Величина объемного сопротивления постоянному току по показаниям В7-40 и MASTECH MS8222H составила  $R_{\text{об}} > 1$  МегаОм.

С помощью тераомметра Е6-3 измерялось поверхностное сопротивление постоянному току пленки карбида кремния, нанесенной на поверхность диэлектрических материалов, в частности, пластины из ситалла (керамика) и стекло. Внешний вид прибора и держателя с образцами представлен на фиг. 8. Величина сопротивления составила 5 ТераОм ( $5 \times 10^{12}$  Ом), то есть это диэлектрик [21].

Кроме того, поверхностное сопротивление пленки из карбида кремния, сформированной в вакууме из пучка ускоренных частиц на поверхности электропроводной алюминиевой фольги, измеряли посредством метода импедансной спектроскопии с помощью прибора Quadra Impedance Spectroscopy фирмы eliko. Измерения поверхностного сопротивления переменному току покрытия из карбида кремния проводились в диапазоне частот от 1,0 до 349 КГц. Получены значения  $R_{\text{пов}}$  от 600 до 800 КОм, то есть это диэлектрическое покрытие [21].

Большое сопротивление пленочного покрытия из карбида кремния постоянному и переменному току доказывает, что покрытие диэлектрическое и оно предотвращает гальванизм.

Минимальная энергия ускоренных бомбардирующих частиц соответствует максимуму

сечения ионизации атомов и молекул электронным ударом 30-100 эВ, а также энергии разрыва химической связи  $E_{\text{св}} \approx 22$  эВ [23] между атомами кремния и углерода молекулы карбида кремния. То есть ускоренные в разрядной зоне источника ионов до этой энергии  $E_{\text{св}} \approx 22$  эВ ион и/или молекула (нейтрализованный ион) карбида кремния при ударе о  
 5 поверхность подложки диссоциируют на атомы с образованием на поверхности пленки карбида кремния.

Максимальное значение 4 КэВ соответствует энергии максимального рабочего напряжения, подаваемого на анод 4 КВ.

В ходе реализации способа изготовления устройства в качестве источника ускоренных  
 10 частиц применялся, в частности, серийно выпускаемый источник ионов ИИ-4,0-0,15 («Радикал»), применяемый в промышленных вакуумных установках ионно-плазменной обработки [Источник ионов ИИ-4,0-0,15 («Радикал»). Техническое описание и  
 инструкция по эксплуатации. ОТМЗ.152.001]. Источник представляет собой торцевой  
 15 холловский ускоритель, то есть ускоритель End-Hall типа с «холодным» катодом, скрещенными электрическим и магнитным полями. Он применяется как источник ускоренных положительных ионов и нейтральных частиц для ионно-лучевого травления ионами инертных газов, в частности, аргона [ion-beam etching (IBE)], реактивного ионно-лучевого травления [reactive ion beam etching (RIBE)] химически активными газами,  
 20 например, кислородом, и осаждения покрытий из пучков ионов химических соединений [ion beam deposition (IBD)]. Такие источники применяют для осаждения химических соединений из пучков ионов газообразных соединений сложного состава. В частности, для получения пленок диоксида кремния из смеси моносилана и аргона. [24]  
 Кремнийсодержащие углеродные покрытия были получены из пучков ионов кремнийорганических соединений: гексаметилдисилазана и винилтриметоксисилана.  
 25 [25] Тонкие пленки, полученные осаждением из пучков ионов этих соединений, являются многокомпонентными покрытиями, основу которых составляет Si-C матрица.

Источники ионов с «холодным» катодом формируют в разрядном промежутке ускоренные частицы с широким диапазоном значений энергии: от нуля до максимальных значений, соответствующих величине ускоряющего напряжения:

$$E = eU_{\text{уск}}; \quad (1)$$

где  $E$  - энергия однозарядных ионов при подаче на анод источника ускоряющего напряжения  $U_{\text{уск}}$ , КэВ;

$e$  - заряд электрона;

35  $U_{\text{уск}}$  - ускоряющее напряжение, КВ.

Распределение ионов и нейтральных частиц по энергиям характеризуется функцией распределения  $f(E)$ . Вероятность того, что ионы и/или нейтральные частицы обладают энергией от 0 до  $\infty$  (бесконечности) равна 1 (единице) [26, 27]:

$$\int_0^{\infty} f(E) = 1 \quad (2)$$

Пример графика функции распределения ионов и/или нейтральных частиц, формируемых источником ИИ-4-0,15 («Радикал»), при ускоряющем напряжении  $U_{\text{уск}}=4$   
 45 КВ представлен на фиг. 9.

Функция распределения характеризует долю ионов  $dI$  от общего числа ионов (полного тока ионов)  $I_0$ , энергия которых находится в интервале  $dE$ :

$$\int_0^4 f(E) = \frac{dI}{I_0 dE} \quad (3)$$

где  $dI$  - доля ионов от общего числа с энергией  $dE$ ;

$I_0$  - полный ток ионов, соответствующий общему числу однозарядных ионов;

$dE$  - интервал значений энергии.

Наиболее вероятная энергия, выраженная в КэВ, в данном источнике соответствует приблизительно половине значения, соответствующего значению ускоряющего напряжения, приложенного к аноду и выраженного в Вольтах. Наиболее вероятная энергия  $E_{нв}$  однозарядных ионов и нейтральных частиц, образовавшихся при

нейтрализации однозарядных ионов, если на анод подано ускоряющее напряжение  $U_{уск}=4$  КВ, соответствует  $E_{нв}=2$  КэВ. [28] В идеальном случае энергия всех ионов  $E$

должна находиться в интервале значений от  $E=0$  до энергии, соответствующей ускоряющему напряжению  $U_{уск}=4$  КВ, то есть  $E=4$  КэВ. Следовательно, интеграл

функции распределения в диапазоне значений энергии от  $E=0$  до  $E=4$  КэВ должен быть равен 1 (единице) [26, 27]:

$$\int_0^4 f(E) = \frac{dI}{I_0 dE} = 1 \quad (4)$$

Однако, экспериментальные измерения показали, что небольшая часть ионов может обладать несколько большей энергией из-за пульсаций ускоряющего напряжения в блоке (источнике) питания, с которого подавалось ускоряющее напряжение на анод источника ускоренных частиц.

В источнике ускоряющего напряжения, в частности, в серийном блоке питания БП-94, который применялся в данной работе, есть пульсации напряжения, поэтому существуют частицы с энергией, несколько превышающей значение, соответствующее ускоряющему напряжению. (Блок питания БП-94. Техническое описание и инструкция по эксплуатации. ОТМ3.508.016). Эта доля ускоренных частиц на графике фиг. 9 показана заштрихованным участком.

Часть ускоренных ионов нейтрализуется пространственным зарядом и превращается в ускоренные нейтральные частицы, например, радикалы. Доля компенсированных ионов от общего числа зависит от режима работы источника, давления в объеме технологической камеры и расстояния между ионно-оптической системой источника и поверхностью образца. В рассматриваемом случае это обычно от 1 до 10%. При необходимости может быть использован катод нейтрализации, например, накаливаемый катод из вольфрамовой нити, для полной компенсации (100% нейтрализация) заряда ионов на поверхности образца. Поскольку нейтрализуются ионы с теми же энергиями, то функции распределения совпадают и фиг. 9 характеризует также и распределение по энергиям ускоренных нейтральных частиц:

$$\int_0^4 f(E) = \frac{dN}{N_0 dE} \quad (5)$$

где  $dN$  - доля нейтральных частиц с энергией  $dE$ ;

$N_0$  - общее количество частиц;

$dE$  - интервал значений энергии.

Пример графика функции распределения ионов по энергиям, представленный на Фиг. 9 - это непрерывная линия, характерная для непрерывной функции.

Согласно Википедии: «Непрерывная функция - функция, которая меняется без мгновенных «скачков» (называемых разрывами) то есть такая, малые изменения аргумента которой приводят к малым изменениям значения функции. График

непрерывной функции является непрерывной линией. Функция непрерывная на (математическом) отрезке, ограничена в нем и достигает на этом отрезке наибольшего и наименьшего значения. Кроме того, она принимает на этом отрезке все значения, лежащие между ее наименьшим и наибольшим значениями».

5 Следовательно, ускоренные частицы при подаче на анод источника «Радикал» напряжения 4,0 КВ могут иметь любое значение энергии в интервале от 0 (нуля) до максимальной 4,0 КэВ.

Основной рекомендованный рабочий режим источника ИИ-4,0-0.15 («Радикал») 4,0 КВ. Пластина с цифрами режима закреплена заклепками на корпусе. Максимальная  
10 энергия ионов может несколько превосходить энергию, соответствующую напряжению на аноде, из-за пульсаций напряжения в блоке питания анода (Фиг. 9).

Ионизация атомов и молекул электронным ударом происходит в разрядной зоне на эквипотенциалах- линиях с одинаковым потенциалом электрического поля. Максимальное напряжение (потенциал) в «Радикале» у анода, затем эквипотенциали  
15 распределяются по объему разрядной зоны, минимальные значения вблизи выходной апертуры, находящейся под нулевым потенциалом, и провисают в отверстие выходной апертуры. Пример распределения эквипотенциалей в разрядной зоне источника ионов представлен на Фиг. 10 [29].

Ионизация молекул в источниках с холодным катодом происходит по всему объему  
20 разрядной камеры. Эквипотенциали распределены по всему объему разрядной зоны, поэтому в пучке всегда будут ионы с диапазоном значений энергии от 0(нуля) до максимального значения, соответствующего приложенному к аноду напряжению. Для источника ИИ-4,0-0,15 («Радикал») рекомендовано напряжение 4,0 КВ, то есть максимальная энергия составит 4,0 КэВ.

В литературе приведены результаты измерений функций распределения ионов по  
25 энергиям зондовым методом в положительном столбе тлеющего разряда низкого давления в ртути. Разрядный ток изменялся в диапазоне от 0,05 до 0,5 А [30]. Далее представлены примеры графиков функций распределения по энергиям ионов и атомов. Результаты измерений в газовом разряде распределения ионов и атомов He, Hg и Ag  
30 по энергиям и скоростям (Фиг. 11-13) показали прежде всего, что распределение отличается от известного равновесного распределения Максвелла [30]. Отмечается также, что группа медленных ионов, которые формируют функцию распределения по энергиям, в районе ее максимума имеет характерную скорость порядка атомной [30]. Наиболее вероятная скорость ионов по порядку величины равна наиболее вероятной  
35 скорости нейтральных атомов. При наименьшей анизотропии функции распределения, которая соответствует минимальной из взятых энергий в 0,05 эВ, совпадение всех трех функций очень хорошее [30].

Необходимо отметить, что графики всех функций распределения ионов и атомов по энергиям начинаются из нуля, плавно без скачков возрастают, достигают максимума  
40 и плавно спадают. Непрерывность функции свидетельствует, что ускоренные частицы могут обладать любым значением от нуля до соответствующего напряжению на аноде. Эти экспериментальные данные подтверждают результаты экспериментальных измерений функций распределения по энергиям ионов, формируемых источниками ИИ-4,0-0,15 («Радикал») и «Радикал-М-100» и представленных на Фиг. 14 [28]. Измерения  
45 выполнялись с помощью квадрупольного масс-спектрометра без собственного источника ионов, способного, благодаря своему комбинированному электрическому полю развертки и тормозящему потенциалу, анализировать только ионы.

Энергия ионизации молекул карбида кремния согласно справочным данным, в

частности, Википедии -  $E_{\text{ион}}=9,3\pm0,1$  эВ.

Энергия связи между атомами углерода и кремния в молекуле карбида кремния согласно Справочнику химика -  $E_{\text{св}}=318,2$  кДж  $\approx 22$  эВ [31]. То есть ускоренные в разрядной зоне источника ионов до этой энергии ( $E\approx 22$  эВ) ион и/или молекула карбида кремния при ударе о поверхность подложки диссоциирует на атомы с образованием на поверхности пленки карбида кремния. Согласно графику (Фиг. 9) функции распределения ускоренных частиц по энергиям, в пучке могут быть частицы с энергией от нуля до 20 эВ. Однако, молекулы карбида кремния с такой энергией не смогут диссоциировать при ударе о поверхность с образованием пленки карбида кремния из-за того, что этой энергии не хватит для разрыва химической связи между атомами кремния и углерода.

Кроме того, в пучке всегда есть ионизованные атомы углерода и кремния. Они ионизируются согласно справочным данным, в частности, из интернета, при энергиях  $C-E_{\text{ион}}=11,25$  эВ,  $Si-E_{\text{ион}}=8,15$  эВ.

Заявители считают, что значение энергии частиц, содержащих кремний и углерод,  $E\approx 30\pm 5$  эВ является нижним пороговым значением энергии, необходимым для диссоциации ускоренных ионов и/или молекул, содержащих атомы углерода и кремния, при ударе о поверхность и достаточным для формирования на поверхности пленки карбида кремния.

На точное значение могут повлиять многие факторы, в частности:

- колебания ускоряющего напряжения,
- нестабильность системы подачи газа,
- погрешности измерительных систем,
- колебания параметров разряда,
- распределение ионов в пространстве камеры,
- давление в камере, изменяющее количество и характер столкновений ионов с газами на границе разрядной зоны.

Широкий диапазон значений энергии из-за характера функции распределения ионов по энергиям, которая всегда для источников с холодным катодом начинается с нуля, проходит через максимум, соответствующий наиболее вероятной энергии (часто 0,3-0,5 от максимальной) и достигает значений, соответствующих максимальному напряжению на аноде (4,0 КэВ), гарантирует, что в пучке, формируемом источником ИИ-4,0-0,15 («Радикал») ионы с энергией в диапазоне от 30 эВ до 4 КэВ есть всегда, то есть во всем заявленном диапазоне значений.

Однако, следует отметить, что в источнике «Радикал» не образуется разряд при напряжении на аноде 30 Вольт.

Важным параметром является энергия ионизирующих электронов. В описании приведен интервал значений от 30 до 100 эВ.

Этот интервал энергий применяют для ионизации рабочих веществ в масс-спектрометрах.

Ионный ток достигает максимума при энергиях электронов около 50 эВ. Стандартные масс-спектры, полученные ионизацией электронным ударом, принято снимать, используя электроны с энергией 70 эВ [32].

Использование электронов с энергией 70 эВ помимо высокой эффективности ионизации объясняется и большей стабильностью масс-спектра, то есть состава пучка ионов. Пучок электронов не монохроматичен, причем разброс по энергиям очень велик и может достигать 5 эВ. [32].

Недостаток технического решения в том, что применяется однократная ионизация электронным ударом, поэтому токи ионов составляют  $10^{-9}$  -  $10^{-17}$  А и такие источники ионов не могут применяться для промышленного изготовления медицинских изделий. [32].

Вообще в каждом случае применения ионных пучков применяются различные требования к типам источников и параметрам пучков. Наиболее важными рабочими параметрами источников являются: ток пучка ионов, вид ионов, энергетический разброс [29].

Наиболее часто используемым способом получения ионов для обработки материалов ионным пучком является ионизация электронным ударом. Такой тип ионизации характеризуется передачей молекуле газа энергии от ускоренных электронов. Они образуются, в частности, в газовом разряде. Электроны ускоряются при помощи электрического поля, а удерживаются магнитным полем [29].

Число ионизирующих соударений, претерпеваемых электроном при прохождении единичного пути в газе при единичном давлении, называется дифференциальным коэффициентом ионизации  $S_e$ . Величина этого коэффициента зависит от энергии электрона  $U_e$  и типа газа [29].

Для увеличения пути ионизации и времени жизни электронов часто используют силы, создаваемые магнитными полями, как в источнике ИИ-4,0-0,15 («Радикал»). В источниках ионов с холодными катодами на анод подается положительный потенциал по отношению к электродам выходной апертуры, находящихся под нулевым потенциалом. Электроны, образующиеся в разрядной зоне, проходят через плазменный слой, где потенциал меняется как в радиальном, так и в продольном направлениях.

Прикладывая аксиальное магнитное поле, можно удержать электроны от попадания на анод [29]. В таких скрещенных электрическом и магнитном полях электроны движутся по спирали вокруг силовых линий магнитного поля и совершают колебания в продольном направлении. В результате ионизирующих столкновений между электронами, атомами и молекулами газа плазма постоянно пополняется электронами и ионами. Первичные электроны теряют энергию и диффундируют поперек силовых линий магнитного поля к аноду. Там они собираются, в результате чего возникает ток между анодом и электродами выходной апертуры. Плазма полностью заполняет разрядную камеру [29].

Таким образом, применение электронов с энергиями от 30 до 100 эВ совместно с удерживающим магнитным и ускоряющим электрическим полями обеспечивает стабильную работу источника ионов, формирование пучка ускоренных частиц, пригодного для промышленного производства наконечников пластин и крепежных винтов с покрытием из карбида кремния и достижение технического результата.

Заявленное устройство существенно отличается от прототипа тем, что на всю поверхность каждого из конструктивных элементов нанесен новый материал, а именно, карбид кремния, полученный методом ионно-плазменного нанесения в вакууме осаждением из, по крайней мере, одного пучка (потока) ускоренных частиц с энергией от 30 эВ до 4 КэВ, в частности, заряженных ионов и/или нейтральных атомов и/или радикалов.

Именно применение нового материала - карбида кремния, осажденного в вакууме из пучка ускоренных частиц, нанесенного или сформированного на наружных поверхностях конструктивных элементов устройства со всех сторон, включая внутренние стенки отверстий, необходимо для достижения технического результата, в частности:



- предотвращению попадания в ткани человека токсичных компонентов металлических сплавов и полимеров;

- предотвращению гальванических эффектов при непосредственном соприкосновении и/или контакте через электропроводящие жидкости человека, в частности, кровь, слюну, конструктивных элементов из электропроводящих материалов с отличающейся электропроводностью;

- предотвращению биодеструкции материалов конструктивных элементов;

- уменьшению адгезии микроорганизмов к поверхностям конструктивных элементов устройства для фиксации перелома кости;

- предотвращению биообрастания поверхностей изделий;

- получения хорошей адгезии покрытия к поверхностям материалов конструктивных элементов,

- предотвращению отшелушивания покрытия от поверхностей крепежных элементов, например, винтов, при ввинчивании в костную ткань,

- снижению коэффициента трения скольжения поверхности крепежных элементов, в частности, винтов в костной ткани, а, следовательно, уменьшению усилий давления при ввинчивании.

В заявленном устройстве в качестве крепежных элементов могут применяться винты, изготовленные из металлов, сплавов и/или полимерных материалов.

Применение нового материала и новых существенных признаков свидетельствует о том, что заявленное устройство соответствует критериям «новизна» и «существенные отличия».

Описание устройства в статике:

- пластина со сквозными отверстиями, на всей поверхности которой, включая внутренние стенки отверстий, нанесено покрытие из карбида кремния, установлена на область перелома кости непосредственно на костную ткань;

- сквозь отверстия в пластине пропущены крепежные элементы - винты, причем на всю поверхность крепежных элементов нанесено покрытие из карбида кремния. При этом диэлектрическое покрытие предохраняет от возникновения гальванических эффектов при контакте между собой металлических деталей с разной электропроводностью, а также с электропроводящими жидкостями организма;

- крепежные элементы - винты, ввинчены в костную ткань таким образом, что они удерживают (фиксируют) вместе пластину и отломки кости.

Описание устройства в действии:

- пластину со сквозными отверстиями, полностью покрытую карбидом кремния, устанавливают непосредственно на костную ткань в области перелома кости, отверстия под крепежные элементы располагают по краям перелома;

- сквозь отверстия в пластине пропускают крепежные элементы - винты, полностью покрытые карбидом кремния;

- крепежные элементы, например винты, ввинчивают в кость и

- пластину закрепляют на кости в области перелома, соединяя (фиксируя) вместе обломки кости и пластину.

Наиболее близким к заявленному Способу изготовления устройства для фиксации перелома кости является Способ формирования тонкопленочного защитного покрытия на базисах съемных зубных протезов, obturаторах и компонентах челюстно-лицевых протезов. Патент РФ №2540227 [33].

Формула изобретения Способа-прототипа.

1. Способ формирования тонкопленочного защитного покрытия на изделиях в виде

базисов съемных зубных протезов или obturаторов, или компонентов челюстно-лицевых протезов, отличающийся тем, что покрытие формируют на основе карбида кремния ( $\text{Si}_x\text{C}_y$ ) ионно-плазменным напылением, при этом осуществляют:

- а) загрузку предварительно подготовленных образцов изделий в объем технологической вакуумной камеры установки ионно-плазменной обработки;
  - б) откачку воздуха из объема технологической вакуумной камеры до давления ниже атмосферного, причем не выше  $P \approx 8-9 \cdot 10^{-3}$  Па;
  - в) очистку поверхности образцов изделий путем подачи в разрядную зону источника ионов до рабочего давления от  $P \approx 1,0 \cdot 10^{-2}$  Па до  $P \approx 1,0 \cdot 10^{-1}$  Па рабочего газа, в качестве которого используют инертный газ и/или химически активный газ, и/или смесь инертных и химически активных газов;
  - г) подачу на электроды ионно-оптической системы источника ионов напряжения, при этом включают разряд, ионизуют атомы и молекулы рабочего газа и формируют пучок ускоренных ионов инертных газов, и/или ионов химически активных газов, и/или ионов смесей инертных и химически активных газов;
  - д) очистку поверхности образцов изделий и ее активирование пучком ускоренных положительных ионов;
  - е) прекращение подачи рабочего газа для очистки поверхности протезов;
  - ж) подачу в разрядную зону источника ионов кремнийорганического соединения и/или смеси соединений в газовой фазе, в составе которой содержится по крайней мере одно кремнийорганическое соединение, содержащее в составе молекулы атомы углерода (С) и кремния (Si), при рабочем давлении от  $P = 1,0 \cdot 10^{-2}$  Па до  $P = 1,0 \cdot 10^{-1}$  Па;
  - з) подачу на электроды ионно-оптической системы источника ионов напряжения, при этом включают разряд, ионизуют атомы и молекулы кремнийорганического соединения в газообразной фазе в разрядной зоне и формируют пучок ускоренных ионов, в состав которых входят атомы углерода (С) и кремния (Si);
  - и) получение пленки толщиной  $h_{\text{мин}} = 2,5 \cdot 10^{-10}$  м или толщиной от  $h = 10 \cdot 10^{-10}$  м до  $h = 1,0 \cdot 10^{-6}$  м.
2. Способ по п. 1, отличающийся тем, что нанесение покрытия осуществляют на базисы съемных зубных протезов, obturаторов и компонентов челюстно-лицевых протезов, изготовленных из акриловых пластмасс;
  3. Способ по п. 1, отличающийся тем, что нанесение покрытия осуществляют на базисы съемных зубных протезов, obturаторов и компонентов челюстно-лицевых протезов, изготовленных из силиконовых материалов;
  4. Способ по п. 1, отличающийся тем, что нанесение покрытия осуществляют на базисы съемных зубных протезов, obturаторов и компонентов челюстно-лицевых протезов, изготовленных из термопластичных материалов;
  5. Способ по п. 1, отличающийся тем, что нанесение покрытия осуществляют на базисы съемных зубных протезов, obturаторов и компонентов челюстно-лицевых протезов, изготовленных из полиуретановых материалов;
  6. Способ по п. 1, отличающийся тем, что нанесение покрытия осуществляют на металлические части съемных зубных протезов, obturаторов и компонентов челюстно-лицевых протезов;
  7. Способ по п. 1, отличающийся тем, что искусственные зубы или часть базисов съемных зубных протезов, obturаторов и компонентов челюстно-лицевых протезов, не требующие нанесения покрытия, предварительно экранируют или защищают

колпачками или пластинами из термопластичных материалов, выгнутыми по форме искусственных зубов или базисов съемных зубных протезов, или obturаторов, или компонентов челюстно-лицевых протезов в установке вакуумформер, или обертывают тонкой металлической фольгой, или покрывают изолирующим лаком, при этом

прикрепляют к ним фиксаторы.

Согласно п. 10.7.4.3 (8) Требований к описанию изобретения [20]:

«... Признаки, используемые для характеристики способов.

Для характеристики способов используются, в частности, следующие признаки:

- наличие действия или совокупности действий;
- порядок выполнения действий во времени,
- условия осуществления действий; режим; использование веществ, устройств...».

Способ изготовления базисов съемных зубных протезов (прототип) применяется для формирования покрытия на неразборные конструкции, а именно базисы с неподвижно присоединенными конструктивными элементами, в частности, металлическими. Такие конструкции представляют собой единое целое, в Способе-прототипе не предусмотрена технологическая операция сборки устройства из отдельных конструктивных элементов, причем ввинчивание винтов в заявленном Способе осуществляется непосредственно в костную ткань пациента. Эта технологическая операция необходима для выполнения устройством функции фиксации перелома кости.

Базисы зубных протезов и конструктивные элементы протезов представляют собой другие медицинские изделия, применяемые по другому назначению и неприменимы для лечения переломов костей.

Конструктивные элементы устройства для фиксации перелома кости согласно предложенному Способу обрабатываются порознь, как отдельные элементы, а потом их соединяют воедино. Таким образом, для получения технического результата необходима операция сборки устройства из отдельных элементов, причем непосредственно на костной ткани пациента. Это необходимое условие изготовления заявленного устройства и новая совокупность существенных признаков, которая необходима и достаточна для достижения технического результата.

Таким образом, заявленный Способ обладает новыми существенными признаками и существенными отличиями от Способа-прототипа.

Заявленный Способ предназначен для изготовления заявленного Устройства, таким образом заявленное техническое решение соответствует требованию единства изобретения.

Одним из существенных признаков Способа-прототипа является экранировка части обрабатываемой поверхности от покрытия, в частности, поверхности искусственных зубов, чтобы они оставались исходного белого цвета. То есть Способ-прототип предусматривает следующие операции:

- крепление экранов и защиту части поверхности обрабатываемого устройства,
- нанесение покрытия не на всю поверхность, а только на неэкранированную часть поверхности и
- последующее удаление экранирующих элементов и/или экранирующих покрытий.

Эти существенные признаки и их совокупность неприменимы в заявленном Способе изготовления устройства для фиксации перелома кости, так как необходимо полностью покрывать всю поверхность конструктивных элементов устройства для достижения технического результата. Это возможно только, если обрабатывать конструктивные элементы по отдельности, а потом соединять в единую конструкцию. Это подтверждает существенные отличия между двумя способами.

Способ изготовления устройства для фиксации перелома кости проводят следующим образом:

а) челюстно-лицевые пластины и крепежные элементы - винты устройства подготавливают к нанесению покрытия, при необходимости очищают, моют, обезжиривают;

б) к конструктивным элементам устройства прикрепляют фиксаторы;

в) образцы конструктивных элементов устройства, закрепленные фиксаторами на держателях, размещают на штырях карусельного диска в технологической вакуумной камере установки ионно-плазменной обработки;

г) откачивают атмосферный воздух из объема технологической вакуумной камеры до давления не выше  $P \approx 8-9 \cdot 10^{-3}$  Па по показаниям серийно выпускаемого вакуумметра, в частности, ВМБ-14 с датчиком ПММ-32-1, которые применяются в промышленности, то есть до создания необходимого вакуума;

д) подают ускоряющее напряжение на электроды ионно-оптической системы по крайней мере одного источника ускоренных частиц, например, ИИ-4-0,15 («Радикал») от источника (блока) питания, например, БП-94. Источник ионов формирует частично нейтрализованный пучок ионов, который может быть нейтрализован, например, пространственным зарядом на 1-10%, а катодом нейтрализации - на 100%;

е) через накататель или другое устройство точного дозирования потока газа системы напуска в разрядную зону источника ускоренных частиц подают рабочий газ для очистки поверхности образцов, например, инертный газ, обычно аргон, до достижения рабочего давления в диапазоне давлений от  $P \approx 1,0 \cdot 10^{-2}$  Па до  $P \approx 0,0 \cdot 10^{-1}$  Па или смесь инертных и химически активных газов, например, инертного газа аргона Ar - 80% и химически активного газа кислорода  $O_2$  - 20%;

ж) формируют по крайней мере один пучок ускоренных частиц рабочего газа;

з) включают вращение карусельного диска, и конструктивные элементы устройства фиксации переломов кости начинают совершать планетарное вращательное движение, одновременно вращаясь в горизонтальной плоскости вместе с диском и вокруг вертикальной оси вместе со штырями;

и) проводят очистку и активацию поверхности образцов изделий в течение заданного времени, обычно  $t \approx 30-60$  минут пучком ускоренных частиц, например, инертных газов, в частности, аргона Ar или смесью инертных и химически активных газов, например, инертного газа аргона Ar - 80% и химически активного газа кислорода  $O_2$  - 20%;

к) прекращают очистку и активацию поверхности образцов изделий и прекращают подачу рабочего газа, то есть инертного газа или смеси газов, и начинают подавать в разрядную зону источника (или источников) ускоренных частиц кремнийорганическое соединение в газовой фазе и/или смеси соединений в газообразной фазе, в составе которой есть по крайней мере одно кремнийорганическое соединение, содержащее в составе молекулы атомы углерода (C) и кремния (Si), например, газообразные пары жидкого кремнийорганического соединения;

л) осуществляют подачу напряжения на электроды ионно-оптической системы источника (или источников) ускоренных частиц;

м) осуществляют включение разряда, ионизацию молекул газов в разрядном промежутке источника (или источников) ускоренных частиц и формирование в разрядной зоне из молекул кремнийорганического соединения пучка ускоренных частиц с энергией от 30 эВ до 4 КэВ, в частности, заряженных ионов и/или нейтральных атомов и/или радикалов, содержащих в своем составе кремний (Si) и углерод (C) в различных

сочетаниях, заряженных ионов  $\text{Si}_x\text{C}_y^+$  и/или нейтральных радикалов  $\text{Si}_x\text{C}_y$ ;

н) осуществляют бомбардировку поверхности обрабатываемого изделия пучком (или пучками) ускоренных частиц, в составе которых есть ионы и/или нейтральные частицы радикалы кремнийорганического соединения, в результате на поверхности конструктивных элементов устройства для фиксации переломов кости формируется пленка кремнийорганического соединения  $\text{Si}_x\text{C}_y$ ;

о) происходит формирование на поверхности образцов изделий тонкопленочного покрытия на основе  $\text{Si}_x\text{C}_y$  способом осаждения из, по крайней мере, одного пучка ускоренных ионов и/или нейтральных частиц кремнийорганического соединения, это происходит за счет диссоциации на поверхности изделия ускоренных частиц, содержащих в составе кремний и углерод  $\text{Si}_x\text{C}_y^+$  и/или  $\text{Si}_x\text{C}_y$ ;

п) причем минимальная толщина пленки  $h_{\text{мин}}$  соответствует толщине слоя, зависящей от конкретного изделия, например,  $h_{\text{мин}} \approx 0,1 \cdot 10^{-6}$  м на поверхности образца, при этом процесс формирования на поверхности образцов изделия тонкопленочного покрытия на основе  $\text{Si}_x\text{C}_y$  путем осаждения из пучка ускоренных частиц может продолжаться до

частности, до  $h \approx 0,8 \cdot 10^{-6}$  м;

р) после достижения заданной толщины пленки  $h$ , обычно через  $\tau \approx 30$  минут-10 часов, процесс останавливают, выключают подачу напряжения на электроды ионно-оптической системы источника ускоренных частиц, в частности, ионов, (если применяют нейтрализатор заряда, то выключают подачу напряжения на нейтрализатор заряда), прекращают подачу газа в источник ускоренных частиц, закрывают затвор турбомолекулярного насоса, напускают в объем технологической вакуумной камеры атмосферный воздух, открывают дверь технологической вакуумной камеры, извлекают держатели с изделиями, на поверхность которых нанесено покрытие из карбида кремния;

с) устанавливают на костную пластину непосредственно на костную ткань в области перелома кости;

т) пропускают крепежные винты через сквозные отверстия пластины,

у) вкручивают крепежные винты в костную ткань;

ф) фиксируют положение на костной пластины относительно обломков костей.

Примеры реализации Устройства для фиксации перелома кости и Способа изготовления этого устройства.

В конце 2018 года было изготовлено более 40 на костных минипластин и более 70 винтов из титановых сплавов с покрытием из карбида кремния. Толщина покрытия изменялась в диапазоне от 0,1-0,3 микронметра ( $0,1-0,3 \cdot 10^{-6}$  метра) до 0,6-0,8 микронметра ( $0,6-0,8 \cdot 10^{-6}$  метра). Нанесение выполнялось одним и/или двумя источниками ускоренных частиц ИИ-4,0-0,15 («Радикал»), ускоряющее напряжение подавалось посредством блока питания БП-94. Изделия (устройства) применялись в ходе челюстно-лицевых операций для лечения переломов челюстей в Районной больнице №2.

Операция №1 История болезни пациента Г

Пациент Г. поступил на лечение 12.11.2018.

ЖАЛОБЫ при поступлении: на боль в области нижней челюсти во фронтальном отделе справа, в области верхнего отдела околоушной области справа, болезненное открывание рта.

АНАМНЕЗ БОЛЕЗНИ (со слов пациента): считает себя больным с 3.11.18, когда

получил травму в результате драки. Был в трезвом состоянии. Сознания не терял, тошноты и рвоты не было. Самостоятельно обратился в ГБУЗ МО «Волоколамская ЦРБ», выполнена рентгенография костей черепа в прямой и боковой проекциях, на которых обнаружили перелом нижней челюсти. 12.11.18 пациент обратился в ЧЛХ РБ №2. После осмотра госпитализирован в ХО-3 по неотложным показаниям.

**МЕСТНЫЙ СТАТУС** при поступлении: при внешнем осмотре определяется отек мягких тканей околоушно-жевательной области справа и подбородочной области справа. Кожный покров физиологической окраски. При пальпации передней стенки наружного слухового прохода во время опускания, поднимания и смещения в сторону нижней челюсти движения суставных головок значительно ограничены, при этом пациент отмечает боль в указанных областях. Симптом нагрузки положителен в области мышелкового отростка справа и во фронтальном отделе. В полости рта отмечается нарушение прикуса: отсутствует контакт зубов во фронтальном отделе - имеется щель до 0,6 см, контактируют моляры с обеих сторон. Слизистая оболочка полости рта гиперемирована, отечна. Отмечается разрыв слизистой оболочки в области зубов 4.1-4.3

На рентгенограмме черепа в прямой проекции определяется перелом мышелкового отростка справа со смещением отломков внутрь, перелом нижней челюсти во фронтальном отделе в области 4.1-4.3 зубов.

На основании жалоб, анамнеза, данных объективного обследования выставлен **ДИАГНОЗ**: Перелом мышелкового отростка нижней челюсти справа и тела нижней челюсти в области зубов 4.1-4.3 со смещением отломков.

14.11.2018 г. выполнено оперативное вмешательство под эндотрахеальным наркозом в объеме: репозиция и остеосинтез отломков нижней челюсти титановыми минипластинами и винтами, покрытых карбидом кремния.

**Операция №1. Ход операции**

Под эндотрахеальным наркозом с интубацией трахеи через нос проведена трехкратная обработка полости рта р-ром хлоргексидина биглюконата 0,05% и трехкратная обработка кожи операционного поля водным раствором йодопирона 1%.

Произведен разрез кожи произведен разрез длиной 5 см, окаймляющий угол нижней челюсти справа, отступя от последней 2 см. Послойно рассечены ткани до основания нижней челюсти. Отсечена и отслоена жевательная мышца, выделена наружная поверхность ветви нижней челюсти. В глубине раны обнаружен отломок мышелкового отростка, который выделен и установлен в правильное положение. Сопоставлены костные фрагменты и фиксированы титановой пластиной и 4 винтами, покрытых карбидом кремния. Рана послойно ушита узловыми швами. Кожа ушита полиамидной нитью, в рану введен резиновый дренаж. Наложена асептическая повязка.

Далее произведен слизистой оболочки тела нижней челюсти справа в области зубов 3.2-4.4. Скелетирована нижняя челюсть в области перелома, при этом выявлена линия перелома. Из линии перелома кюретажной ложкой удалены грануляции. Репозиция костных отломков. Сопоставлены костные фрагменты и фиксированы титановой пластиной и 4 винтами, покрытыми карбидом кремния. Рана ушита кетгутом. Санация, гемостаз по ходу операции.

Операция и послеоперационный период - без особенностей. Пациент выписан с улучшением 15.11.2018 г.

**Операция №2. История болезни пациента К**

Пациент К. поступил на лечение 12.11.2018.

**ЖАЛОБЫ** при поступлении: на боль и отек в области нижней челюсти слева,

болезненное открывание рта, невозможность пережевывания пищи.

АНАМНЕЗ БОЛЕЗНИ (со слов пациента): считает себя больным в течение 2 недель, когда в алкогольном опьянении ударился об угол стены. Тошноты, рвоты не было. Сознание не терял. Кровотечения не было. К врачу не обращался. На следующий день

5 появился болезненный отек в области нижней челюсти слева. Самостоятельно принимал Цефалексин. Отек незначительно уменьшился. Боль сохранялась. 12.11.18 обратился в ФГБУ ФНКЦ ФХМ ФМБА России Клиническая больница №123 г. Одинцово, где было проведено рентгенологическое исследование. После был направлен в отделение ЧЛХ РБ №2. После осмотра госпитализирован в ХО-3 по неотложным показаниям.

10 МЕСТНЫЙ СТАТУС при поступлении: При внешнем осмотре: определяется небольшой отек мягких тканей в области угла нижней челюсти слева. Кожа над отеком цианотичного цвета, в складку собирается свободно, при этом отмечается небольшая болезненность в области угла нижней челюсти. При пальпации основания нижней

15 челюсти и ветви слева отмечается травматический отек. Нарушения непрерывности основания определить не удается из-за выраженного отека. Симптом нагрузки резко положителен в области угла нижней челюсти слева. В полости рта: прикус нарушен, отсутствует контакт в области премоляров и моляров слева. Десна по переходной складке в области 3,8 разорвана. При покачивании отмечается патологическая подвижность отломков нижней челюсти в области 3.8

20 На ОПТГ: Зуб 3.8 упирается медиальными буграми в дистальный корень зуба 3.7. Отмечается резорбция костной ткани в дистальном отделе альвеолярной кости.

На основании жалоб, анамнеза, данных объективного обследования выставлен ДИАГНОЗ: Перелом нижней челюсти в области угла слева со смещением отломков.

14.11.2018 г. выполнено оперативное вмешательство под эндотрахеальным наркозом

25 в объеме: репозиция и остеосинтез отломков нижней челюсти титановыми минипластинами и винтами, покрытых карбидом кремния, удаление зуба 3.8.

В послеоперационном периоде проведен курс антибактериальной противовоспалительной терапии (цефтриаксон 1,0 в/м 2 р.д.), курс симптоматической

30 гематомы левой щечной области. Течение болезни с положительной динамикой. После проведенного лечения наступило клиническое улучшение.

Пациент выписан с улучшением 15.11.2018 г.

Операция №2. Ход операции

Под эндотрахеальным наркозом с интубацией трахеи через нос проведена

35 трехкратная обработка полости рта р-ром хлоргексидина биглюконата 0,05% и трехкратная обработка кожи операционного поля водным раствором йодопирона 1%.

Произведен разрез слизистой оболочки тела нижней челюсти слева в области перелома. Отслоен и откинут слизисто-надкостничный лоскут. Далее с помощью пьезотома произведена остеотомия, удалена часть кортикальной пластинки,

40 закрывающая коронку зуба 3.8. Визуализируется коронка зуба 3.8, с помощью элеватора удален зуб 3.8. Кюретаж, антисептическая обработка.

Далее скелетирована нижняя челюсть в области перелома, при этом выявлена линия перелома. Из линии перелома кюретажной ложкой удалены грануляции. Репозиция костных отломков. Сопоставлены костные фрагменты и фиксированы титановой

45 пластиной и 4 винтами, покрытыми карбидом кремния. Рана ушита кетгутом. Санация, гемостаз по ходу операции.

Операция №3. История болезни пациентки Т

Пациентка Т. поступил на лечение и осмотрена 07.11.2018.

ЖАЛОБЫ при поступлении: головную боль, боль в нижней челюсти при запрокидывании головы и при пережевывании пищи.

АНАМНЕЗ БОЛЕЗНИ (со слов пациента): считает себя больной с 5.11.18, когда вследствие бытовой травмы (падение с лестницы) ударилась подбородком о пол. Была в трезвом состоянии. После падения тошноты, головокружения не было. Отмечала кровотечение при наклоне головы вниз. Сознание не теряла. Обратилась в ГБУЗ МО ОЦРБ, где ей была проведена рентгенография и назначены препараты: Диакарб 1 т 3 р/день, Глицин 1 т 3 р/день. После была направлена в отделение ЧЛХ РБ №2. После осмотра госпитализирована в ХО-3 по неотложным показаниям.

МЕСТНЫЙ СТАТУС при поступлении: Конфигурация лица изменена за счет отека мягких тканей подглазничной, скуловой и нижнечелюстной областей справа и слева. Кожа над отеком цианотична, в складку собирается свободно, при этом отмечается небольшая болезненность. При пальпации основания нижней челюсти и ветви слева отмечается травматический отек. Нарушения непрерывности основания определить не удается из-за выраженного отека. Симптом нагрузки резко положителен в области угла нижней челюсти слева и справа. Межзрачковая линия неровная. Западения мягких тканей в скуловых областях справа и слева. Симптом «ступеньки» положителен с обеих сторон. Пальпация скуловой областей справа и слева резко болезненна. В полости рта: открывание рта затруднено до 2,5 см. Десна по переходной складке в области моляров нижней челюсти справа и слева разорвана, отмечаются кровоизлияние в слизистую оболочку и отек. При покачивании отмечается патологическая подвижность отломков нижней челюсти в области моляров слева и справа. В подъязычной области слева также отмечается имbibирование слизистой оболочки кровью и ее отек.

На основании жалоб, анамнеза, данных объективного обследования выставлен ДИАГНОЗ: Перелом скуловой кости со смещением справа и слева. Перелом тела нижней челюсти со смещением отломков справа и слева. Перелом дна орбиты справа. Двусторонний гемосинус.

12.11.2018 г. выполнено оперативное вмешательство в объеме: репозиция и остеосинтез отломков нижней челюсти титановыми минипластинами и винтами, покрытых карбидом кремния. В послеоперационном периоде проведен курс антибактериальной противовоспалительной терапии (цефтриаксон 1,0 в/м 2 р.д.), курс симптоматической терапии. Течение болезни с положительной динамикой. После проведенного лечения наступило клиническое улучшение. Пациент выписан с улучшением 16.11.2018 г.

#### Ход операции №3

Под эндотрахеальным наркозом с интубацией трахеи через нос проведена трехкратная обработка полости рта р-ром хлоргексидина биглюконата 0,05% и трехкратная обработка кожи операционного поля водным раствором йодопирона 1%.

Произведен разрез слизистой оболочки тела нижней челюсти справа в области перелома. Скелетирована нижняя челюсть в области перелома, при этом выявлена линия перелома. Из линии перелома кюретажной ложкой удалены грануляции. Репозиция костных отломков. Сопоставлены костные фрагменты фиксированы титановой минипластиной с покрытием «Панцирь» и 4 винтами. Рана ушита кетгутом.

Далее произведен разрез слизистой оболочки тела нижней челюсти слева в области перелома. Скелетирована нижняя челюсть в области перелома, при этом выявлена линия перелома. Из линии перелома кюретажной ложкой удалены грануляции. Репозиция костных отломков. Сопоставлены костные фрагменты и фиксированы титановой минипластиной с покрытием «Панцирь» и 4 винтами. Рана ушита кетгутом. Санация,



гемостаз по ходу операции.

Графические материалы

Фиг. 1. Схематическое изображение устройства для фиксации перелома кости (прототипа).

5 Фиг. 2. Схематическое изображение заявленного устройства для фиксации перелома кости.

Фиг. 3. Схема измерений поверхностного сопротивления образца пластины из нержавеющей стали с нанесенной на поверхность пленкой из карбида кремния.

10 Фиг. 4. Внешний вид многофункционального вольтметра В7-40 и магазина сопротивлений Р35.

Фиг. 5. Внешний вид мультиметра MASTECH MS8222H и высокоомных сопротивлений марок КЭВ-5, КВМ.

Фиг. 6. Схема измерений объемного сопротивления пластины из нержавеющей стали с нанесенной на поверхность пленкой из карбида кремния.

15 Фиг. 7. Схема измерений объемного сопротивления структуры из двух пластин из нержавеющей стали с нанесенной на поверхность каждого образца пленкой из карбида кремния. Образцы контактируют через пленку карбида кремния.

Фиг. 8. Внешний вид тераомметра Е6-3 и держателя с образцами, на которые нанесена пленка карбида кремния.

20 Фиг. 9. График функции распределения по энергиям ускоренных частиц ионов и/или нейтральных, формируемых источником ИИ-4,0-0,15 («Радикал»).

Фиг. 10. Схема разрядного промежутка источника ионов [29].

Фиг. 11. Графики функций распределения атомов и ионов [30]

Фиг. 12. Графики функций распределения при различных параметрах полей [30].

25 Фиг. 13. Графики зависимостей функций распределения ионов  $He^+$  [30].

Фиг. 14. Графики функций распределения ионов отдельных массовых чисел газа  $CF_4$  по энергиям при формировании пучка источником «Радикал» [28].

Источники информации

30 1. Loukota R.A., Shelton J.C. Mechanical analysis of maxillofacial miniplates. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1995 (Vol. 33). - P/174-179.

2. Для чего применяют титановые пластины при переломах? <http://bezperelomov.com/obshee/titanovaya-plastina-pri-perelomax.html>.

3. Удаление пластины, спиц и винтов после перелома лодыжки: операция и сроки реабилитации, <http://nogostop.ru/golenostop/lodyzhka/udalenie-plastiny-posle-pereloma-lodyzhki.html>.

4. Что такое гальванизм в стоматологии: лечение, симптомы, фото. <http://topdent.ru/articles/galvanism-v-polosti-rta/html>.

40 5. Зайцева А.Г. Диагностика и лечение гальванизма в полости рта. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук. Санкт-Петербург, 2005 г. <http://dissercat.com/content/diagnostika-i-lechenie-galvanizma-v-polosti-rta>.

6. Хирургическая стоматология от А до Я. Травмы ЧЛЮ. Неогнестрельные ранения ЧЛЮ. Остеосинтез челюсти, оперативные методы лечения переломов челюстей <http://hirstom.ru/neognestrelne-povrezhdeniya-chlo/osteosintez-chelusti-operativnie-metodi-lecheniya-perelomov-chelustey>.

45 7. Гребенщикова М.М., Р.А. Нигматуллина Р.А., Хайдарова Л.М. Исследование токсичности материалов для ортопедии с покрытиями, полученными ионно-плазменным способом, <https://cyberleninka.ru/article/v/issledovanie-toksichnosti-materialov-dlya-ortopedii>.

s-pokrytyami-poluchennymi-ionno-plasmennym-sposobom.

8. Королев Е. Наночастицы титана могут вызывать рак! - Записки провинциального журналиста-Форум orbita96.

9. Бронштейн Д.А. Несъемное протезирование при полном отсутствии зубов с использованием внутрикостных имплантатов в фронтальном отделе челюстей (клинические, биомеханические и экономические аспекты). Диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук. Москва 2017.

10. Ерубаев Е.А. Циклическая деформация и термомеханическая стабильность титана и его сплавов медицинского назначения. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук, Белгород 2017 г.

11. Абилов С.К., Глазер В.М. Мутагенез с основами генотоксикологии: учебное пособие: - М.; СПб.: Нестор-История, 2015. - 304 С. Стр. 178-179.

12. Способ получения анодно-оксидного покрытия на деталях из титановых сплавов. Патент РФ №2383664. Класс МПК: C25D 11/26. Авторы: Пивоварова Л.Н., Захарова Л.В., Фадеев А.В. Подача заявки 2009-03-31, публикация патента 10.03.2010. <http://www.freepatent.ru/patents/2383664>.

13. ГОСТ Р 51058-97 Протезы зубные металлические с защитными покрытиями. Технические условия.

14. Нанесение нитрид титана на металлические поверхности <https://kvadra-tools.ru/a50966-nanesenie-nitrid-titana.html>.

15. Технология. Лаборатория вакуумного напыления. <http://n-titana.ru/technology>

16. Старченко Т.П. Влияние зубных протезов с нитрид-титановым покрытием на морфо-функциональное состояние полости рта и верхнего отрезка желудочно-кишечного тракта. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук. Краснодар, 1996. <http://medical-diss.com/medicina/vliyanie-zubnyh-protezo-v-s-nitrid-titanovim-pokrytiem-na-morfo-funktsionalnoe-sostoyanie-polosti-rta-i-verhnego-otrezka-z>.

17. Накостная пластина для остеосинтеза. Авторское свидетельство №1502020 А1 от 23.08.89. Бюл. №31 Кл А61В 17/58. Р.Р. Хаджаев и Б.В. Шаварин.

18. Устройство для фиксации перелома кости. Патент Беларуси ВУ 3111 U от 30.10.2006. Номер заявки: и 20060199 от 03.04.2006.

19. Воронов И.А. Разработка, научное обоснование и внедрение в практику покрытия нанокарбидом кремния зубных и зубочелюстных протезов. Диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук. Москва 2016.

20. Административный регламент исполнения Федеральной службой по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам государственной функции по организации приема заявок на изобретение и их рассмотрения, экспертизы и выдачи в установленном порядке патентов Российской Федерации на изобретение. Зарегистрировано в Минюсте РФ 20 февраля 2009 г. Регистрационный №13413.

21. ГОСТ Р 50499-93 (МЭК 93-80) Материалы электроизоляционные твердые. Методы определения удельного объемного и поверхностного сопротивления.

22. Проводники, диэлектрики и поток электронов. [www.radiomexanik.spb.ru/1.-osnovnyi-elektroniki/2.-provodniki-dielektriki-i-potok-elektronov.html](http://www.radiomexanik.spb.ru/1.-osnovnyi-elektroniki/2.-provodniki-dielektriki-i-potok-elektronov.html)

23. Справочник химика (интернет)

24. Телеш Е.В., Достанко А.П., Вашуров А.Ю. Оптические характеристики тонких пленок диоксида кремния, полученные прямым осаждением из ионных пучков. <https://cyberleninka.m/article/n/opticheskie-harakteristiki-tonkih-plenok-dioksida-krerra-miya-poluchermym-pyamy>

25. Ионно-плазменные методы формирования тонкопленочных покрытий. <https://>

otherreferats.allbest.ru/radio/00130398\_0.html

26. Радченко И.В. Молекулярная физика М.: Наука, 1965, 479 с. С 34-35.

27. Ревинская О.Г., Кравченко Н.С. Распределение Максвелла. Учебно-методическое пособие. Томск: Издательство Томского политехнического университета, 2012. - 33 с. С 11.

28. Митрофанов Е.А., Маишев Ю.П. Масс-спектрометрические методы контроля технологических процессов травления и формирования пленок.. Вакуумная техника и технология, 1992, Том П. №4, С 59-68.

29. Броудай И., Мерей Дж. Физические основы микротехнологии: Пер. с англ. - М.: Мир, 1985. - 496 с., ил.

30. Мустафаев А.С., Сухомлинов В.С., Айнов М. А. Экспериментальное и теоретическое определение сильно анизотропной функции распределения ионов по скоростям в плазме собственного газа при больших полях.- Журнал технической физики, 2015, том 85, вып. 12, с. 45-55.

31. Справочник химика (Интернет).

32. Масс-спектрометрия в органической химии / А.Т. Лебедев. - М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2003. - 493 с., ил. - (Методы в химии).

33. Способ формирования тонкопленочного защитного покрытия на базисах съемных зубных протезов, obturаторах и компонентах челюстно-лицевых протезов. Патент РФ №2540227.

#### (57) Формула изобретения

1. Устройство для фиксации перелома кости, состоящее из пластины со сквозными отверстиями и винтов,

отличающееся тем, что на всю поверхность пластины, включая стенки отверстий, и крепежных элементов винтов нанесено ионно-плазменное покрытие из карбида кремния, сформированное в вакууме осаждением из пучка ускоренных частиц с энергией от  $30 \pm 5$  эВ до  $4 \pm 0,2$  КэВ, содержащих атомы кремния и углерода, заряженных ионов и/или нейтральных атомов и/или радикалов, причем толщина покрытия находится, в диапазоне от 0,1 микронметра до 0,8 микронметра.

2. Способ изготовления устройства для фиксации переломов кости по п. 1, при этом осуществляют:

а) предварительную подготовку поверхности отдельных конструктивных элементов устройства для фиксации перелома кости, например отмывку, обезжиривание,

б) загрузку предварительно подготовленных образцов конструктивных элементов устройства для фиксации переломов кости в объем технологической вакуумной камеры установки ионно-плазменной обработки,

в) откачку воздуха из объема технологической вакуумной камеры до давления ниже атмосферного, причем не выше  $P \approx 8-9 \cdot 10^{-3}$  Па,

г) подачу в разрядную зону источника ионов до рабочего давления от  $P \approx 1,0 \cdot 10^{-2}$  Па до  $P \approx 1,0 \cdot 10^{-1}$  Па рабочего газа, в качестве которого используют инертный газ и/или химически активный газ, и/или смесь инертных и химически активных газов,

д) подачу на электроды ионно-оптической системы источника ионов напряжения, при этом включают разряд, ионизуют атомы и молекулы рабочего газа и формируют пучок ускоренных ионов инертных газов и/или ионов химически активных газов, и/или ионов смесей инертных и химически активных газов,

е) очистку поверхности образцов изделий и ее активирование пучком ускоренных

положительных ионов,

ж) прекращение подачи рабочего газа для очистки поверхности протезов,

з) подачу в разрядную зону источника ионов кремнийорганического соединения и/или смеси соединений в газовой фазе, в составе которой содержится по крайней мере

одно кремнийорганическое соединение, содержащее в составе молекулы атомы углерода (C) и кремния (Si), при рабочем давлении от  $P=1,0 \cdot 10^{-2}$  Па до  $P=1,0 \cdot 10^{-1}$  Па,

и) подачу на электроды ионно-оптической системы источника ионов напряжения, при этом включают разряд, ионизуют атомы и молекулы кремнийорганического соединения в газообразной фазе в разрядной зоне и формируют пучок ускоренных ионов, в состав которых входят атомы углерода (C) и кремния (Si),

к) получение пленки толщиной  $h_{\text{мин}}=2,5 \cdot 10^{-10}$  м или толщиной от  $h=1,0 \cdot 10^{-10}$  м до  $h=1,0 \cdot 10^{-6}$  м,

отличающийся тем, что

л) осуществляют подачу напряжения на электроды ионно-оптической системы источника ускоренных частиц, при этом включают разряд, ионизуют атомы и молекулы кремнийорганического соединения в газообразной фазе в разрядной зоне и формируют пучок ускоренных частиц: ионов и/или нейтральных частиц с энергией от  $30 \pm 5$  эВ до  $4 \pm 0,2$  КэВ, в состав которых входят атомы углерода (C) и кремния (Si),

м) осуществляют получение на всей поверхности каждого из изделий пленки карбида кремния толщиной от  $h=0,1 \cdot 10^{-6}$  м до  $h=0,8 \cdot 10^{-6}$  м,

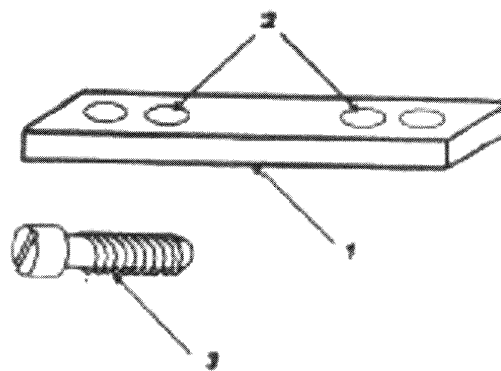
н) осуществляют отключение ускоряющего напряжения, прекращение подачи рабочего газа для нанесения покрытия, закрытие затвора высоковакуумного насоса, напуск атмосферного воздуха в объем технологической камеры, извлечение конструктивных элементов устройства для фиксации перелома кости с покрытием из карбида кремния на всей поверхности,

о) накладывают пластину с покрытием из карбида кремния непосредственно на костную ткань в области перелома,

п) ввинчивают крепежные винты с покрытием из карбида кремния через сквозные отверстия пластины в костную ткань,

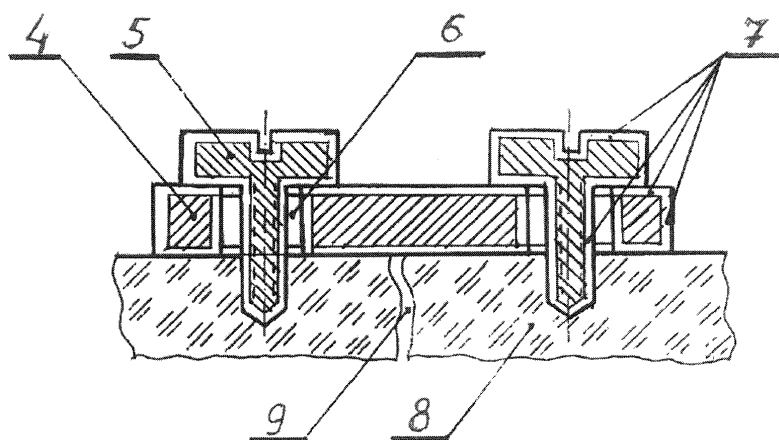
р) фиксируют положение пластины и костных отломков с помощью крепежных элементов.

1

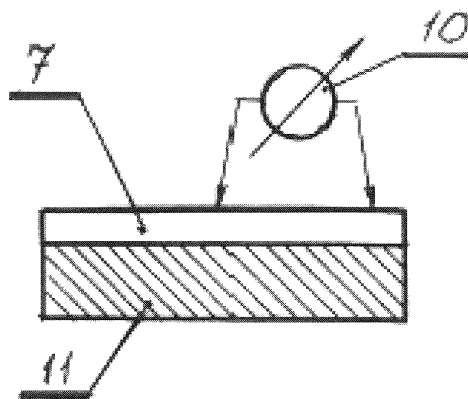


Фиг. 1 Схематическое изображение устройства для фиксации перелома кости (прототипа).

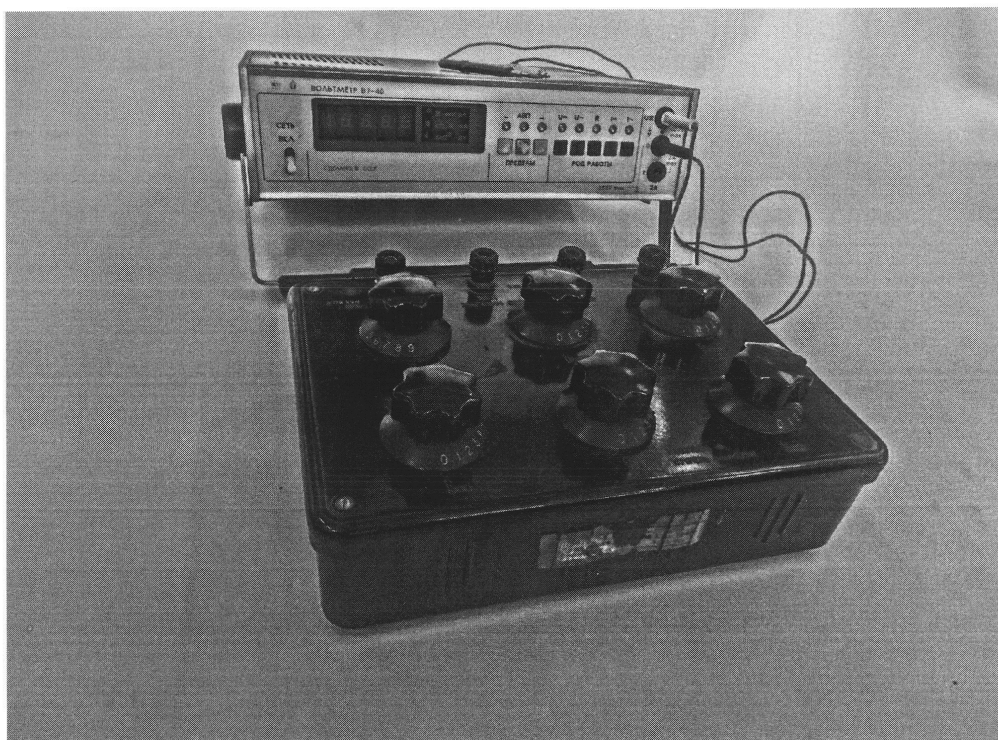
2



Фиг.2 Схематическое изображение предлагаемого устройства для фиксации перелома кости.

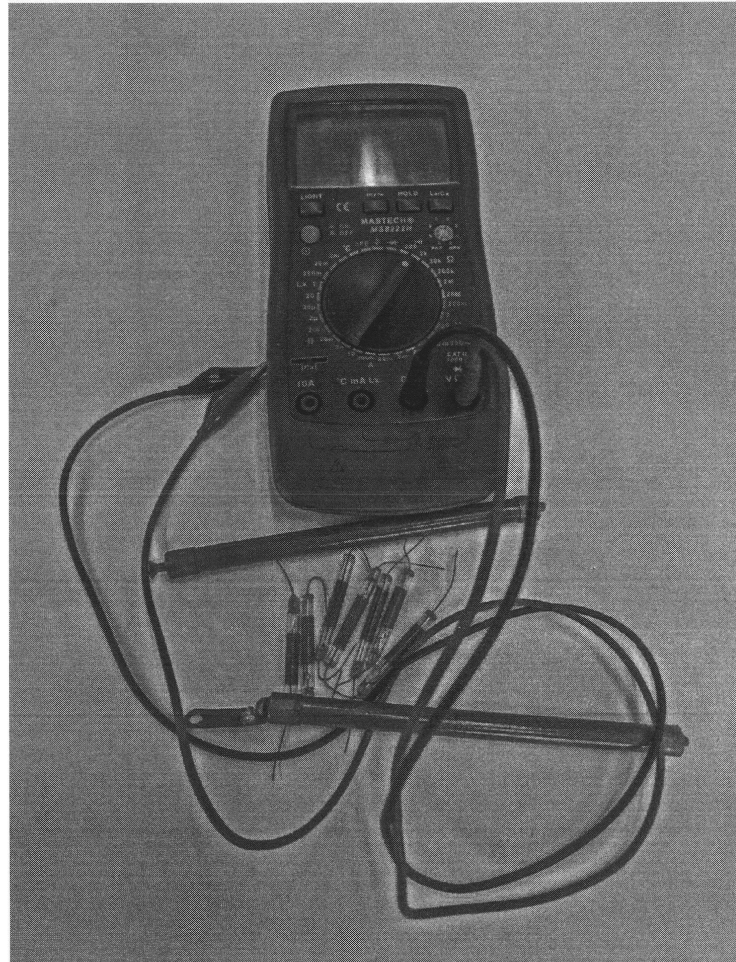


Фиг. 3 Схема измерений поверхностного сопротивления образца пластины из нержавеющей стали с нанесенной на поверхность пленкой из карбида кремния.

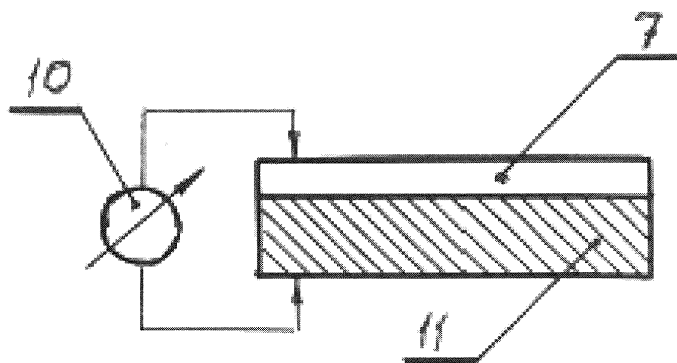


Фиг. 4 Внешний вид многофункционального вольтметра В7-40 и магазина сопротивлений Р 35.

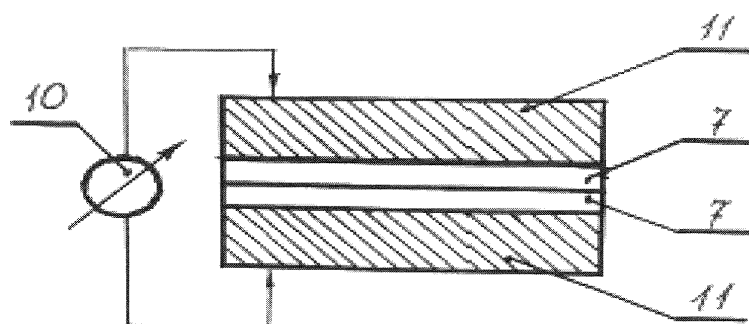




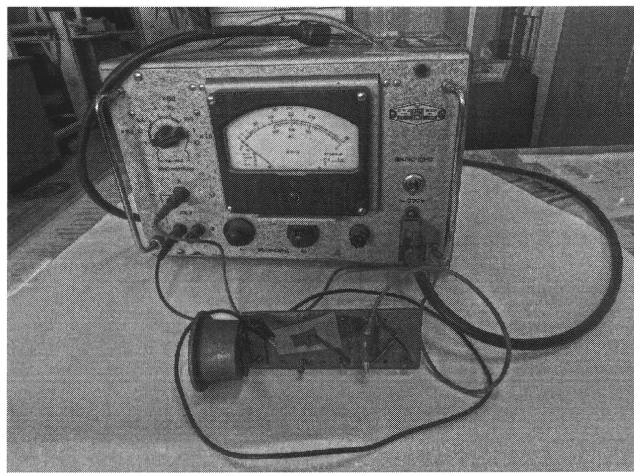
Фиг.5 Внешний вид мультиметра MASTECH MS8222H и  
высокоомных сопротивлений марок КЭВ-5, КВМ.



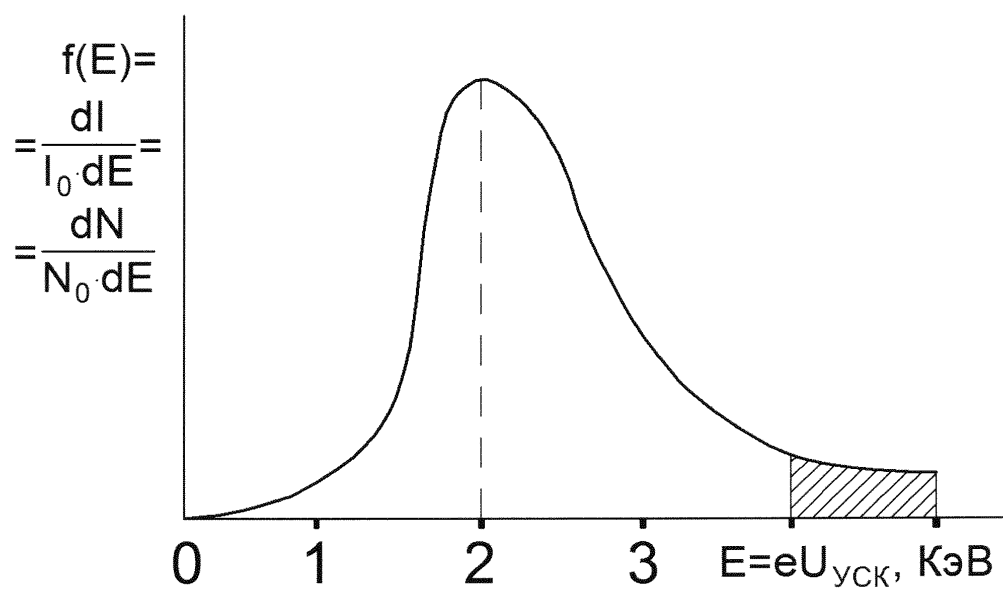
Фиг.6 Схема измерений объемного сопротивления пластины из нержавеющей стали с нанесенной на поверхность пленкой из карбида кремния.



Фиг.7 Схема измерений объемного сопротивления структуры из двух пластин, изготовленных из нержавеющей стали, с нанесенной на поверхность каждого образца пленкой из карбида кремния. Образцы контактируют через пленку карбида кремния.



Фиг. 8. Внешний вид тераомметра Е6-3 и держателя с образцами, на которые нанесена пленка карбида кремния.



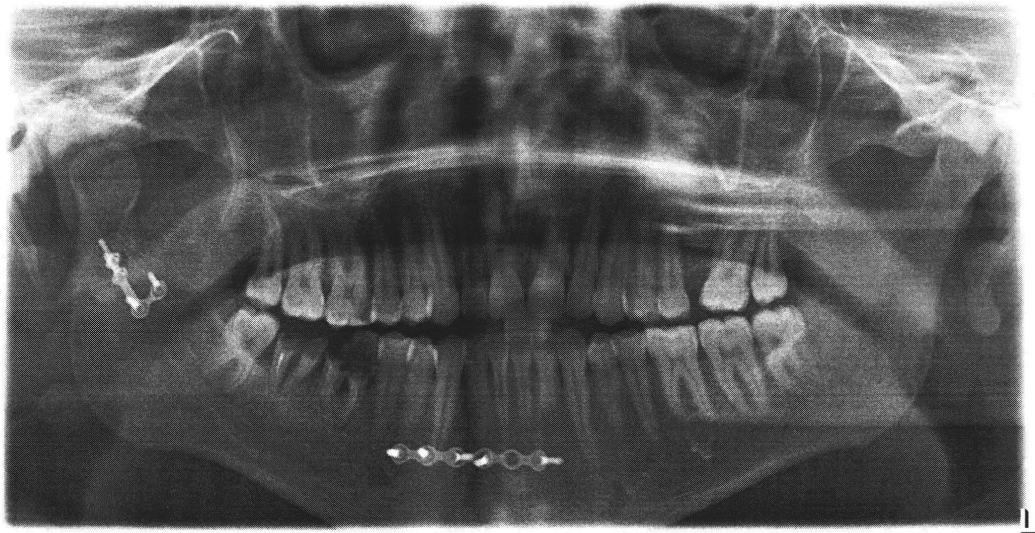
Фиг.9 График функции распределения по энергиям ускоренных частиц (ионов и/или нейтральных), формируемых источником ИИ-4,0-0,15 («Радикал»).



Фиг.10 Внешний вид минипластин и винтов для челюстно- лицевой хирургии с покрытием из карбида кремния.

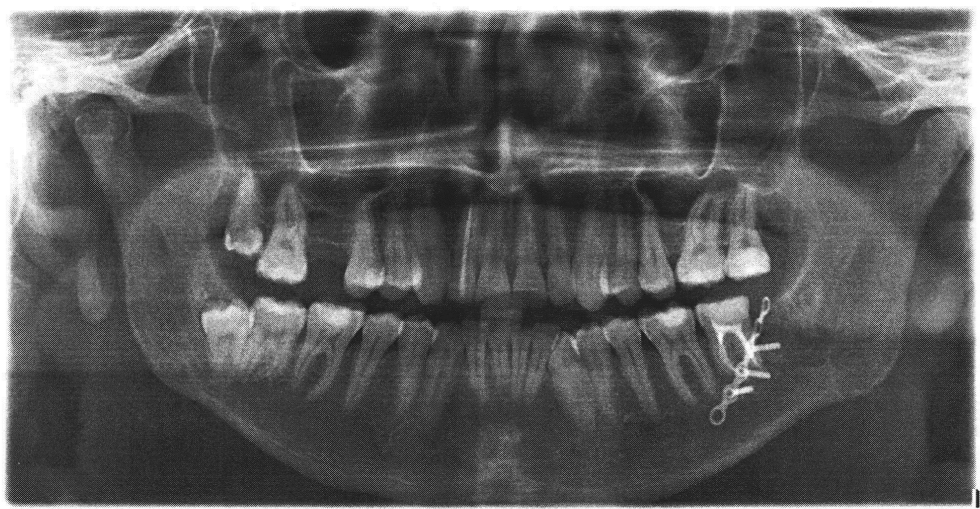


Фиг.11 Внешний вид сверла и винтов для челюстно-лицевой хирургии с покрытием из карбида кремния.

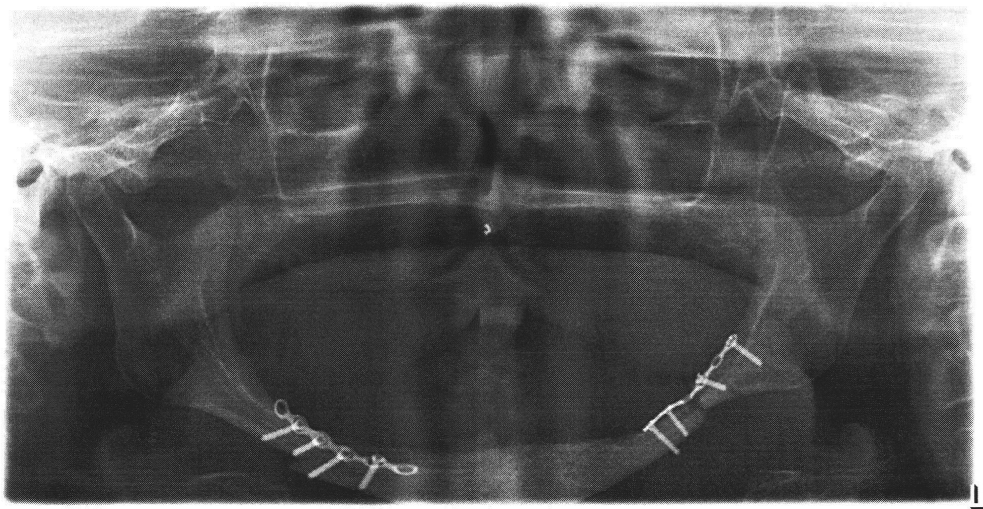


Фиг.12 Операция №1. Ортопантомография 1-е сутки после  
оперативного вмешательства. Состояние костных  
обломков удовлетворительное. Обломки фиксированы  
титановыми минипластинами и винтами, покрытыми карбидом кремния.





Фиг.13 Операция №2. Ортопантомография 1-е сутки после  
оперативного вмешательства. Состояние костных  
обломков удовлетворительное. Обломки фиксированы  
титановыми минипластинами и винтами, покрытыми карбидом кремния.



Фиг. 14 Операция №3. Ортопантомография 1-е сутки после  
оперативного вмешательства. Состояние костных  
обломков удовлетворительное. Обломки фиксированы  
титановыми минипластинами и винтами, покрытыми карбидом  
кремния. Выраженная атрофия костной ткани.