

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(11) **037773**(13) **B1**(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента
2021.05.20

(21) Номер заявки
201992118

(22) Дата подачи заявки
2018.03.08

(51) Int. Cl. *A61B 5/053* (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01)
A61B 17/16 (2006.01)
A61B 17/17 (2006.01)
A61C 1/00 (2006.01)
A61C 3/02 (2006.01)

(54) **ОПРЕДЕЛЯЮЩАЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ИМПЕДАНС СТОМАТОЛОГИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ СВЕРЛЕНИЯ, ВЫПОЛНЕННАЯ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ ОБНАРУЖЕНИЯ ГРАНИЦ ГУБЧАТОЙ И КОМПАКТНОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ И КОСТНОЙ И МЯГКОЙ ТКАНЕЙ**

(31) **62/468,490; 62/475,724**

(32) **2017.03.08; 2017.03.23**

(33) **US**

(43) **2020.03.31**

(86) **PCT/US2018/021486**

(87) **WO 2018/165390 2018.09.13**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:
**ДЗЕ ТРАСТИЗ ОФ ДАРТМУТ
КОЛЛЕДЖ (US)**

(72) Изобретатель:
**Холтер Райан, Батлер Ребекка,
Сэйлин Майкл (US)**

(74) Представитель:
Медведев В.Н. (RU)

(56) US-A1-20160296242
US-A1-20060241628
US-A1-20140094808
US-A-5653812
US-A1-20140141385

(57) Стоматологическая система для сверления с определением электрического импеданса показывает, когда насадка системы для сверления приближается к границе компактной и губчатой костной ткани или к границе костной и мягкой тканей. Система для сверления имеет ручной блок бормашины, имеющий трубчатый вкладыш, электрически соединенный со сверлящей насадкой, при этом указанная сверлящая насадка имеет электрически изолированный участок и открытый участок. Трубчатый вкладыш соединен с устройством определения спектроскопии электрического импеданса, выполненным с возможностью измерения импеданса между трубчатым вкладышем ручного блока бормашины и заземляющей пластиной, а система обработки данных использует измерения EIS для распознавания приближения головки системы для сверления к границе компактной или губчатой костной ткани или к границе костной и мягкой тканей.

B1**037773****037773****B1**

Притязания на приоритет

По настоящей заявке испрашивается приоритет на основании предварительной патентной заявки США № 62/475724, поданной 23 марта 2017 г. По настоящей заявке также испрашивается приоритет на основании предварительной патентной заявки США № 62/468490, поданной 8 марта 2017 г. Полное содержание обеих предварительных заявок, приведенных в этом абзаце, включено в настоящий документ посредством ссылки.

Государственный интерес

Настоящее изобретение создано при государственной поддержке по гранту №. 1 R41 DE 024938-01, предоставленному Национальными институтами здравоохранения. Государство имеет определенные права на данное изобретение.

Предшествующий уровень техники

Костная ткань обычно существует в двух существенно различающихся видах: в виде компактной костной ткани и губчатой костной ткани. Компактная костная ткань обычно обнаруживается на поверхностях кости, входящих в суставы, а также больших участках диафиза трубчатых костей, и других областях, которые могут находиться под большой нагрузкой. Компактная, или кортикальная, костная ткань покрывает наружные поверхности всей кости и является более плотной и более структурированной по своему характеру, чем губчатая костная ткань. Она представляет собой плотно расположенные остеоны, каждый из которых состоит из Гаверсова канала (диаметром приблизительно 50 мкм) в центре, окруженном концентрическими кругами матрикса. Губчатая костная ткань имеет губчатую структуру, образуя ячеистую сетку, которая поддерживает и передает нагрузки на компактную костную ткань и от компактной костной ткани. Губчатая костная ткань, также называемая трабекулярной или губчатой костной тканью, обнаруживается на внутренней стороне трубчатых костей и челюстных (верхней и нижней) костях и, прежде всего, обеспечивает легкую по весу, более гибкую структурную поддержку, чем компактная костная ткань. Она образована трабекулами, организованными в сотоподобную конструкцию, и поры внутри губчатой костной ткани часто заполнены костным мозгом и кровеносными сосудами.

Физические и биологические свойства компактной и губчатой костной ткани различаются из-за различий в строении. В частности, из-за значительно различающейся пористости этих типов костной ткани проникновение и адгезия адгезивов степень, до которой винт или стержень будет удерживаться в кости, скорость прорастания костной ткани в поры имплантированных объектов у компактной и губчатой костной ткани различаются.

Костная ткань перестраивается в течение жизни. Там, где компактная костная ткань покрывает губчатую костную ткань, толщина компактной костной ткани бывает различной в зависимости от генетических факторов, питания и физических нагрузок в детстве, возраста и состояния здоровья пациента, а также произошедших медицинских событий, включающих в себя переломы, заболевания пародонта, удаления зубов, нагрузку, испытываемую костной тканью от мышц и веса, и другие факторы. Хирурги должны ожидать различия в структуре костной ткани у различных пациентов. В нижней и верхней челюстях, в частности, клиницисты характеризуют костную ткань в местах зубного импланта в соответствии с классификацией Легхольма и Зарба для определения шансов на успешную имплантацию. Существует четыре типа, начиная от гомогенной компактной костной ткани к сочетанию компактной и губчатой костной ткани до почти полностью губчатой костной ткани, имеющей низкую плотность. Данная классификация зависит от места расположения импланта (то есть передняя область, область премоляров и моляров) и особенностей пациента.

Кость и, в частности, кости головы, включающие в себя нижнюю челюсть и верхнюю челюсть, могут быть пронизаны нервами и артериями, обычно через отверстие, или проем, через всю кость. Эти нервы и артерии являются очень важными структурами, поскольку при их повреждении существует вероятность потери чувствительности частей полости рта или лица или это может приводить к некротическим изменениям частей кости. Например, через нижнюю челюсть проходит нижний альвеолярный нерв (IAN).

При хирургическом вмешательстве, включающем в себя хирургию полости рта, хирургу желательно быть осведомленным относительно типа и размеров кости и окружающих структур, включая очень важные структуры, в которых он работает. Хирургу может потребоваться модифицировать хирургические техники, например, глубину и траекторию сверления, соответственно размерам, типу и толщине слоев кости, с которыми он работает, чтобы не допустить проникновения в соседние структуры, например пазухи, например верхнечелюстную пазуху, и нервы, например IAN.

Одной общепринятой стоматологической хирургической процедурой является размещение якорного импланта, к которому могут прикрепляться абатменты или зубные протезы. Эта процедура требует сверления кости с формированием исходной остеотомии, или полости в кости, в которую помещается имплант.

При выполнении исходной остеотомии хирург может сверлить через первый слой компактной костной ткани до губчатой костной ткани, должен сверлить достаточно глубоко внутрь кости для получения хороших поверхностей соединения с имплантом, но при этом обеспечить, что сверло не проникнет в тонкий дистальный слой компактной костной ткани для недопущения таких хирургических осложнений,

как инфекции или нейросенсорные нарушения, которые возникают при попадании через верхнюю челюсть в полость верхнечелюстной пазухи, или в нерв, или кровеносный сосуд.

Сущность изобретения

Стоматологическая система для сверления с определением спектроскопии электрического импеданса, выполненная с возможностью указания нахождения насадки системы для сверления в прилегающей компактной или губчатой костной ткани, приближения к границе губчатой/компактной костной ткани или приближения к границе костной/мягкой ткани, включает в себя бормашину, имеющую в своем ручном блоке трубчатую насадку, при этом трубчатая насадка имеет изолирующее покрытие, покрывающее всю поверхность, за исключением участка дистальной поверхности режущего края; трубчатый вкладыш, электрически соединенный с неизолированной внутренней поверхностью трубки трубчатой насадки, блок измерения и вычисления спектроскопии электрического импеданса (EIS), выполненный с возможностью измерения импеданса между трубчатым вкладышем и заземляющей пластиной или возвратным электродом, и систему обработки данных, выполненную с возможностью различать изменения в электрических свойствах, указывающих на приближение границы губчатой/компактной костной ткани или изменения, когда насадка системы для сверления приближается к границе между губчатой и компактной костной тканью или к границе между костной и мягкой тканью.

Способ определения приближения насадки к компактной костной ткани или мягкой ткани при сверлении кости насадкой включает в себя этапы, на которых обеспечивают изолирующее покрытие, проходящее от места вблизи режущего конца насадки к концу насадки, обращенному к ручному блоку, обеспечивают контакт насадки с трубчатым вкладышем, подают ограниченный по напряжению ток между насадкой и заземляющей пластиной по меньшей мере на одной частоте переменного тока; измеряют напряжение и фазу между насадкой и заземляющей пластиной; определяют импеданс по измеренному напряжению и фазе и генерируют сигнал при изменениях импеданса, указывающих на границу между костной и мягкой тканью или между губчатой и компактной костной тканью.

Краткое описание чертежей

Фиг. 1 - блок-схема системы для сверления с определением спектроскопии электрического импеданса.

Фиг. 2 - схематический рисунок сверлящей насадки представленной системы для сверления.

Фиг. 3 - фотография, представляющая вариант осуществления бормашины, имеющей насадку с прикрепленным трубчатым вкладышем.

Фиг. 4 - иллюстрация электрического сопротивления и реактивного сопротивления образцов губчатой и компактной костной ткани, измеренных на прототипе, интегрированном в Nobel Biocare Drill с 2-мм твист-сверлом.

Фиг. 5 - фотография покрытой DLC сверлящей насадки, имеющей непокрытый режущий конец.

Фиг. 6 иллюстрирует различие нормированного среднего значения сопротивления и реактивного сопротивления губчатой и компактной костной ткани, измеренной на прототипе, интегрированном в стандартное Nobel Biocare Drill со сверлящей насадкой в ex vivo-кости.

Фиг. 7 иллюстрирует различие нормированного среднего значения сопротивления и реактивного сопротивления губчатой и компактной костной ткани, измеренной на прототипе, интегрированном в стандартное Nobel Biocare Drill со сверлящей насадкой в свежей in situ-кости.

Фиг. 8 - блок-схема способа определения приближения сверлящей насадки к компактной костной ткани во время хирургических вмешательств.

Подробное описание вариантов осуществления

Значительно различающиеся клеточные элементы компактной и губчатой костной ткани обеспечивают различную способность к переносу и хранению электрического заряда, что характеризуется соответственно электропроводимостью (σ) и электропроницаемостью (ϵ) (σ и ϵ обратно пропорциональны сопротивлению и реактивности). При регистрации таких электрических свойств в широком диапазоне частот (от сотен Гц до десятков МГц) при выполнении спектроскопии электрического импеданса (EIS) были зарегистрированы значительные различия компактной и губчатой костной ткани. Были изучены измерения электрического импеданса в транспедикулярной винтовой вставке в позвоночнике, и было обнаружено, что различие электрических характеристик губчатой и компактной костной ткани может использоваться для навигации хирургов по позвоночной кости.

В настоящем документе мы описываем устройство EIS, объединенное с дрелью, предназначенной для сверления отверстий в кости, которое может требоваться, например, для множества хирургических вмешательств в стоматологии и некоторых нестоматологических хирургических вмешательств. Дрель, в частности, выполнена с возможностью измерения спектров биоимпеданса in vivo во время исходной остеотомии при процедурах зубной имплантации. Дрель, в частности, выполнена с возможностью измерения спектров электрического импеданса костных структур in vivo при продвижении сверла внутрь структуры. Это EIS-сверло предоставляет клиницисту обратную связь в реальном времени, например, звуковой или визуальный сигнал, позволяющий клиницисту остановить сверление до возникновения перфорации компактного слоя (при необходимости обеспечения немедленного врачебного вмешательства). В частном варианте осуществления дрель представляет собой стоматологическую бормашину.

На фиг. 1 проиллюстрирована система 100 для сверления с определением EIS. Ручной блок 102 бормашины содержит высокоскоростной двигатель и приводной вал 104, ведущий к прямоугольному блоку 106 конических шестерен, при этом блок конических шестерен и кожух 110 приводного вала 104 изолированы посредством изолирующего покрытия 108. С блоком конических шестерен соединена сверлящая насадка 112, имеющая изолированный участок 114 и открытый режущий участок 116. В некоторых вариантах осуществления открытый режущий участок 116 представляет собой участок шаровидного бора, а в других вариантах осуществления - кончик твист-сверла; изолированный участок проходит от режущего участка к концу насадки, обращенному в сторону ручного блока, причем насадка механически вставлена в стоматологический сверлящий ручной блок. Внутри блока 106 конических шестерен располагается трубчатый вкладыш 118, электрически соединенный с насадкой 112. Ручной блок 102 имеет соединительный трубообразный кожух 120, вмещающий в себя трубку 122 для текучей среды для ирригации, электрический приводной провод для двигателя ручного блока 102 и электрический провод, предназначенный для присоединения указанного трубчатого вкладыша 118 к блоку 130 измерения и вычисления спектроскопии импеданса (EIS), при этом блок 130 измерения и вычисления EIS также соединен посредством другого провода 132 со второй электродной пластиной 134. В блоке 130 измерения и вычисления EIS находятся блок 136 возбуждения EIS, способный работать на частоте 100, 1000, 10000 и 100000 Гц под управлением процессора 138, и блок 140 измерения импеданса EIS. В альтернативных вариантах осуществления блок 130 измерения и вычисления импеданса EIS выполнен с возможностью работы на двух или более частотах в диапазоне 100 Гц - 1 МГц. Процессор 138 имеет память 142 с программным обеспечением для измерения EIS и программным обеспечением-классификатором 144, при этом программное обеспечение-классификатор выполнено с возможностью использования измерений EIS для определения, сверлит ли насадка 112 губчатую костную ткань или компактную костную ткань, и для извещения о том, насадка 112 для какого типа костной ткани вставлена с использованием индикатора 146.

Вариант осуществления с твист-сверлом более подробно проиллюстрирован на фиг. 2. Насадка 160 с твист-сверлом имеет открытый, или неизолированный, конец 162, имеющий режущие края, которые могут контактировать с костной тканью и просверливать в ней отверстия. Насадка 160 также имеет электрически изолированный участок 164, несущий покрытие из алмазоподобного углерода (DLC), покрытие, которое является и очень твердым, так, что имеет небольшой износ при сверлении отверстий в кости, и электрически обладает высоким удельным сопротивлением, при этом покрытие из DLC проходит по оставшейся части наружной стороны насадки 160 до сверлящего конца насадки 160, включающего в себя участки, зацепляющие коническую шестерню сверлящей головки 170, и включающего в себя участки по желобкам 171. Насадка 160 также имеет неизолированное осевое отверстие 172, проходящее от сверлящего конца насадки внутрь насадки, но не насквозь.

Внутри осевого отверстия 172 расположен неизолированный концевой участок 174 трубчатого вкладыша 166, находящийся в электрическом контакте с неизолированной поверхностью насадки 160 в этом отверстии. Трубчатый вкладыш 166 проходит от конца насадки 160 через изоляцию 176 к электронному блоку 130 измерения и вычисления EIS (фиг. 1). Приводной вал 178 и коническая шестерня 180 вращаются для приведения в действие конической шестерни 168 сверлящей головки 170 для вращения насадки 160 для сверления отверстий в кости.

Фиг. 1 и 2 представляют собой схемы, а фиг. 3 представляет собой фотографию, представляющую вариант осуществления экспериментального наконечника 202, имеющего насадку 204, снабженную трубчатым вкладышем 206 и прикрепленным изолированным проводом 208, а фиг. 4 представляет собой фотографию, представляющую пару неизолированных трубчатых вкладышей 210. В варианте осуществления трубчатые вкладыши 210, 206 выполнены из нержавеющей стали.

В различных вариантах осуществления неизолированный концевой участок 174 насадки 160 или неизолированный шаровидный участок насадки 116 имеет длину от одного до трех миллиметров.

Работа EIS-системы для сверления.

EIS-система для сверления образована блоком измерения и вычисления EIS, бормашиной и насадкой, имеющей трубчатый вкладыш. Расположение вкладыша 206 внутри трубки сверлящей насадки не уменьшает рабочего хирургического пространства и по-прежнему обеспечивает ирригацию через трубку или вокруг наружной поверхности сверлящей насадки. Трубчатый вкладыш соединяется с проводом, который сопрягается с анализатором импеданса. Аналогично возвратный электрод 134 (фиг. 1) соединяется с другим проводом, который сопрягается с анализатором импеданса. Ограниченный по напряжению переменный ток (AC) подается между двумя электродными элементами на нескольких частотах и записываются напряжение и фаза, наведенная между ними. По этим измерениям импеданс вычисляется как отношение напряжения к току.

Импеданс (Z) вычисляется как отношение измеренного напряжения к поданному току; мы считаем импеданс комплексной величиной, состоящей из действительной резистивной компоненты (R) и мнимой реактивной компоненты (X), согласно уравнению $Z=R+jX$. Блок с электроникой вычисляет R и X по результатам измерений на каждой частоте, на которой проводится испытание. Из этого мы вычисляем импеданс, проводимость, удельное сопротивление и тому подобное.

Мы представили в предыдущих экспериментах в условиях *ex vivo* и *in situ* на бедренных костях свиней, что компактная костная ткань имеет более высокое удельное сопротивление и импеданс, чем губчатая кость. Отношение удельного сопротивления компактной костной ткани к губчатой костной ткани лежит в диапазоне 1,28-1,48 в кости *ex vivo* и 2,82-2,94 в свежей костной ткани *in situ*. В результате мы ожидаем, что поскольку сверлящая насадка движется через губчатую костную ткань в направлении границы с компактной костной тканью, мы увидим увеличение импеданса/удельного сопротивления при приближении к этой границе.

В варианте осуществления блок измерения и вычисления EIS выполнен с возможностью обеспечения визуального и/или звукового сигналов при приближении сверлящей насадки к компактной кости.

Клиническое использование этого устройства включает в себя использование сверла для создания исходной остеотомии (отверстия в кости), предназначенного для вставки импланта. Электрические характеристики, в частности, удельное сопротивление и реактивное сопротивление кости, регистрируются на одной или множестве частот по мере продвижения сверла внутрь кости. Эти измерения вводятся в блок классификации в реальном времени, используемый для определения приближения к границе тканей (то есть границе губчатой-компактной костной ткани). В качестве клинической обратной связи используется визуальный или звуковой сигнал, который увеличивается по частоте повторения импульсов в зависимости от изменения импеданса.

Мы собрали значительный объем данных об электрических характеристиках компактной и губчатой костной ткани *ex vivo* и *in situ* и показали значительную разницу в импедансе между двумя типами костной ткани.

В эксперименте *ex vivo* мы располагали стандартные трубчатые сверлящие насадки на глубине 3 мм в 10 образцах каждой - компактной и губчатой - костной ткани, только что полученной от свиньи, и регистрировали импеданс в диапазоне 100 Гц - 1 МГц на 41 частоте. Мы показали, что существуют значительные различия R и X ($p < 0,05$) между этими двумя типами костной ткани с различием по удельному сопротивлению, составляющим 41, 37, 29 и 32% соответственно при 0,1, 1, 10 и 100 кГц. Эти тенденции, зарегистрированные в нашем прототипе, аналогичны описанным ранее для губчатой и компактной костной ткани.

В эксперименте *in situ* мы использовали специально изготовленную покрытую DLC сверлящую насадку для регистрации импеданса от 40 образцов каждой - компактной и губчатой - костной ткани в бедренных костях свиней через 30 мин после умерщвления. Мы продемонстрировали, что существуют значительные различия R и X ($p < 0,001$) между указанными типами тканей, при этом максимальное отличие по сопротивлению составляло ~300% при 100 кГц, а максимальное отличие по реактивному сопротивлению составляло ~250% при 1 кГц.

Электрический импеданс изменяется не только в зависимости от типа ткани, в которой находится кончик, но и от типов ткани вблизи кончика. Система может, следовательно, отслеживать изменения импеданса, когда насадка протыкает кость, и генерирует сигнал, когда изменения импеданса указывают на то, что кончик приближается к границе губчатой-компактной костной ткани, или когда кончик приближается к границе костной ткани и мягкой ткани; при этом границы костной ткани и мягкой ткани включают в себя границы между костной тканью и кровеносными сосудами, нервами, выстилкой пазух, мышцами и другими неоссифицированными тканями.

Отличительные особенности.

Отличительные особенности этой стоматологической системы для сверления с определением спектроскопии электрического импеданса включают в себя:

- 1) покрытую стоматологическую сверлящую насадку в качестве чувствительного или запускающего электрода,
- 2) покрытие из алмазоподобного углерода (DLC) для изоляции всей сверлящей насадки, за исключением нескольких миллиметров, расположенных в дистальном участке,
- 3) внутритрубчатый вкладыш для взаимодействия сверлящей насадки с модулем определения импеданса,
- 4) сбор результатов измерений импеданса на множестве частот для этого конкретного применения хирургического сверления,
- 5) расширение функции определения границы за пределы чисто порогового определения.

Кроме того, посредством взаимодействия нашей системы со стоматологическим наконечником для имплантации посредством трубчатого пространства нам не требуется ни в каком случае ни видоизменять сверло, ни уменьшать рабочий объем, доступный хирургу. Ирригация по-прежнему возможна несмотря на наличие вкладыша, позволяющего хирургам продолжать использование трубчатых сверлящих насадок по своему прямому назначению.

Покрываются из DLC имеют чрезвычайно высокую твердость (4000-9000 HV), высокое удельное сопротивление (до 106 ом-см) и являются биосовместимыми. Посредством нанесения этого изолирующего покрытия на большую часть сверлящей насадки и оставления только 1-3 дистальных мм открытыми для определения мы обеспечиваем более надежные и воспроизводимые измерения импеданса, которые не зависят от глубины погружения сверлящей насадки в материал. Хотя некоторые решения предшествую-

шего уровня техники предусматривают изолирующий материал, наносимый на сверлящее устройство, они не определяют тип изолирующего материала, а также у них не оставлена непокрытая область на дистальном конце для определения.

Сбор измерений импеданса на множестве частот вместо одной частоты обеспечивает возможность лучшего различения губчатой и компактной костной ткани. Увеличенное число измерений позволит нам исследовать дополнительные характеристики, которые могут использоваться для разграничения указанных двух типов костной ткани. Большая часть предшествующего уровня техники основана на пороговом обнаружении на одной частоте для предупреждения врачей о приближении границы тканей. Мы используем множество признаков и алгоритмов для обнаружения оптимального сочетания для использования при обнаружении границы.

В варианте осуществления способ обнаружения приближения насадки к компактной костной ткани при сверлении кости с помощью насадки включает в себя этапы, на которых: обеспечивают 302 (фиг. 8) изолирующее покрытие, проходящее от места вблизи режущего конца насадки к концу насадки, обращенному к ручному блоку, обеспечивают контакт насадки с трубчатым вкладышем; подают ограниченный по напряжению ток между насадкой и заземляющей пластиной по меньшей мере на одной частоте переменного тока; измеряют напряжение и фазу между насадкой и заземляющей пластиной; и определяют импеданс по измеренному напряжению и фазе и генерируют сигнал, когда изменения импеданса указывают на приближение к границе губчатой-компактной костной ткани или границы костной-мягкой ткани.

В альтернативном варианте осуществления контактный участок конца насадки, обращенного к ручному блоку, не покрыт DLC-изолирующим покрытием, и ручной блок модифицирован для обеспечения электрического контакта устройства измерения и вычисления EIS с этим непокрытым участком конца насадки, обращенным к ручному блоку, при изоляции всей остальной части сверлящего ручного блока от устройства измерения и вычисления EIS.

Сочетание отличительных характеристик.

Стоматологическая система для сверления, обозначенная А, с определением электрического импеданса (EIS), выполненная с возможностью указания, приближается ли насадка системы для сверления к границе губчатой-компактной костной ткани или к границе костной-мягкой ткани, включает в себя бор-машину, имеющую в своем ручном блоке трубчатую насадку, при этом трубчатая насадка имеет изолирующее покрытие, проходящее от места вблизи режущего конца насадки к концу насадки, обращенному к ручному блоку, трубчатый вкладыш, электрически соединенный с неизолированной внутренней поверхностью трубки трубчатой насадки, блок измерения и вычисления EIS, выполненный с возможностью измерения импеданса между трубчатым вкладышем и заземляющей пластиной, и систему обработки данных, выполненную с возможностью определения приближения насадки системы для сверления к границе губчатой-компактной костной ткани или к границе костной-мягкой ткани.

Стоматологическая система для сверления, обозначенная АА, включает в себя стоматологическую систему для сверления, обозначенную А, в которой электрически изолированный участок сверлящей насадки изолирован покрытием из алмазоподобного углерода (DLC).

Стоматологическая система для сверления, обозначенная АВ, включает в себя стоматологическую систему для сверления, обозначенную А или АА, в которой блок измерения и вычисления EIS обеспечивает ограниченный по напряжению ток на каждой из множества частот и измеряет полученное напряжение и фазу.

Стоматологическая система для сверления, обозначенная АС, включает в себя стоматологическую систему для сверления А, АА или АВ, в которой блок измерения и вычисления EIS выполнен с возможностью обеспечения визуального и /или звукового сигналов при приближении сверлящей насадки к компактной кости.

Стоматологическая система для сверления, обозначенная АД, включает в себя стоматологическую систему для сверления, обозначенную А, АА, АВ или АС, в которой блок измерения и вычисления EIS выполнен с возможностью измерения импеданса по меньшей мере на двух частотах в диапазоне 100-100000 Гц.

Способ, обозначенный В, определения приближения насадки к компактной костной ткани или приближения насадки к границе костной-мягкой ткани, при этом сверление костной ткани с помощью насадки включает в себя этапы, на которых обеспечивают изолирующее покрытие, проходящее от места вблизи режущего конца насадки к концу насадки, обращенному к ручному блоку, обеспечивают контакт насадки с трубчатым вкладышем; подают ограниченный по напряжению ток между насадкой и заземляющей пластиной по меньшей мере на одной частоте переменного тока; измеряют напряжение и фазу между насадкой и заземляющей пластиной, определяют импеданс по измеренному напряжению и фазе и генерируют сигнал, когда изменения импеданса указывают на приближение к границе губчатой-компактной кости или к границам костной-мягкой тканей.

Способ, обозначенный ВА, включающий в себя способ, обозначенный В, при этом ограниченный по напряжению ток подается на частоте 100-100000 Гц.

Закключение.

В вышеописанных методах и системах могут быть сделаны изменения без выхода за границы их объема. Таким образом, следует заметить, что объект, содержащийся с вышеприведенном описании или представленный на сопроводительных чертежах, следует истолковывать в иллюстративном, а не в ограничительном смысле. Нижеприведенная формула предназначена для охвата всех описанных в нем общих и частных признаков, а также всех утверждений формулы представленного способа и системы, которые, с точки зрения языка, могут считаться находящимися в их рамках.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Стоматологическая система для сверления с определением электрического импеданса (EIS), выполненная с возможностью указания приближения насадки системы для сверления к границе губчатой и компактной костной ткани или к границе костной и мягкой тканей, содержащая

бормашину, имеющую в своем ручном блоке трубчатую насадку, при этом трубчатая насадка имеет изолирующее покрытие, проходящее от места вблизи режущего конца насадки к концу насадки, обращенному к ручному блоку,

трубчатый вкладыш, электрически соединенный с неизолированной внутренней стороной трубки трубчатой насадки,

блок измерения и вычисления EIS, выполненный с возможностью измерения импеданса между трубчатым вкладышем и заземляющей пластиной, и

систему обработки данных, выполненную с возможностью определения приближения насадки системы для сверления к границе губчатой-компактной костной ткани или к границе костной и мягкой тканей.

2. Стоматологическая система для сверления по п.1, в которой электрически изолированный участок сверлящей насадки изолирован алмазоподобным углеродным (DLC) покрытием.

3. Стоматологическая система для сверления по п.1, в которой блок измерения и вычисления EIS обеспечивает ограниченный по напряжению ток на каждой из множества частот и измеряет результирующие напряжение и фазу.

4. Стоматологическая система для сверления по п.1, в которой блок измерения и вычисления EIS выполнен с возможностью обеспечения визуального и/или звукового сигналов при приближении сверлящей насадки к компактной костной ткани.

5. Стоматологическая система для сверления по пп.1-3 или 4, в которой блок измерения и вычисления EIS выполнен с возможностью измерения импеданса по меньшей мере на двух частотах в диапазоне 100-100000 Гц.

6. Способ определения приближения насадки к компактной костной ткани или приближения насадки к границе костной и мягкой тканей при сверлении кости насадкой при использовании системы по п.1, причем способ содержит этапы, на которых

формируют изолирующее покрытие, проходящее от места вблизи режущего конца насадки к концу насадки, обращенному к ручному блоку;

приводят насадку в контакт с трубчатым вкладышем;

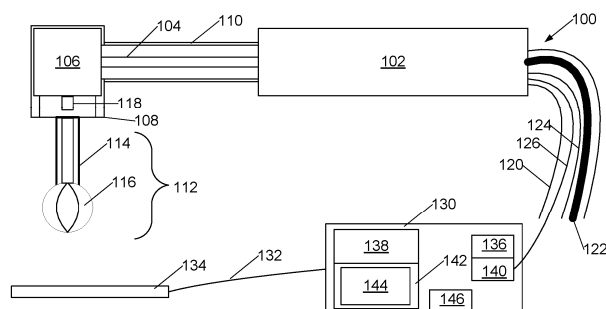
подают ограниченный по напряжению ток между насадкой и заземляющей пластиной по меньшей мере на одной частоте переменного тока;

измеряют напряжение и фазу между насадкой и заземляющей пластиной;

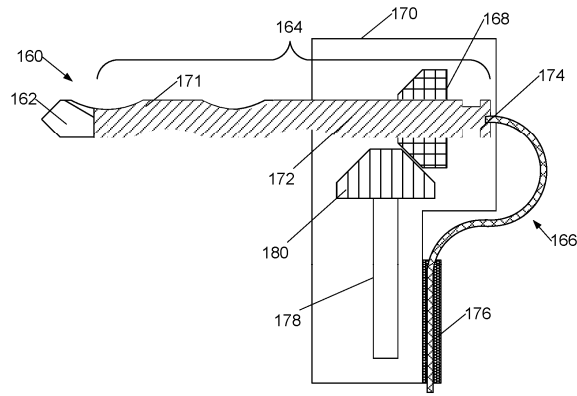
определяют импеданс по измеренному напряжению и фазе; и

генерируют сигнал, когда изменения импеданса указывают на приближение границы губчатой и компактной костной ткани или границы костной и мягкой тканей.

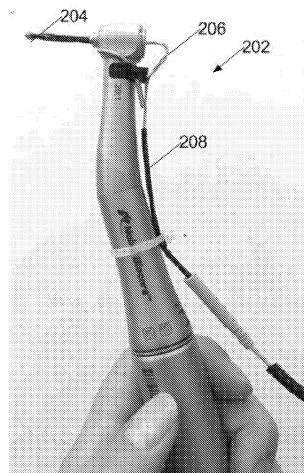
7. Способ по п.6, в котором ограниченный по напряжению ток подается на многих частотах между 100 и 1000000 Гц.



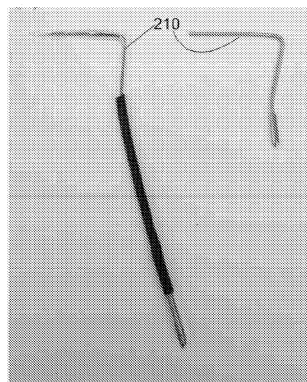
Фиг. 1



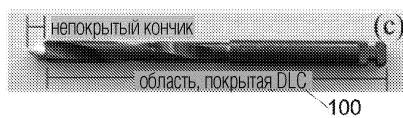
Фиг. 2



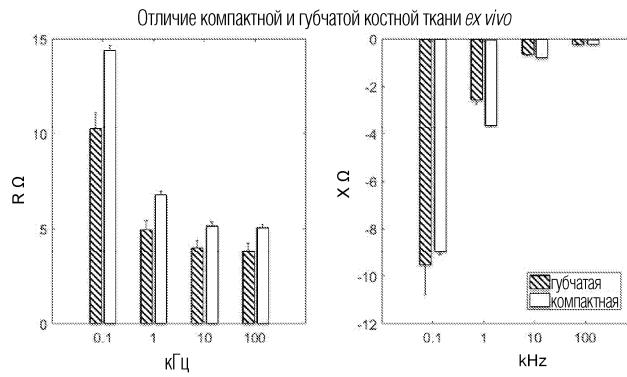
Фиг. 3



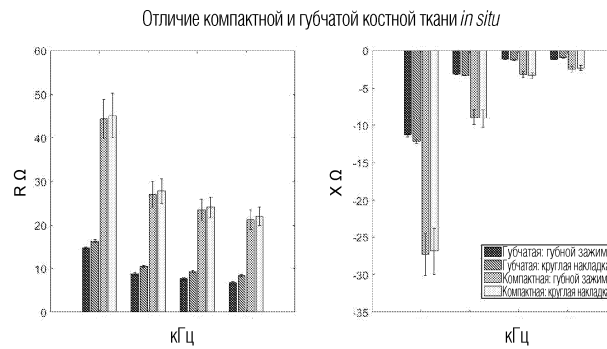
Фиг. 4



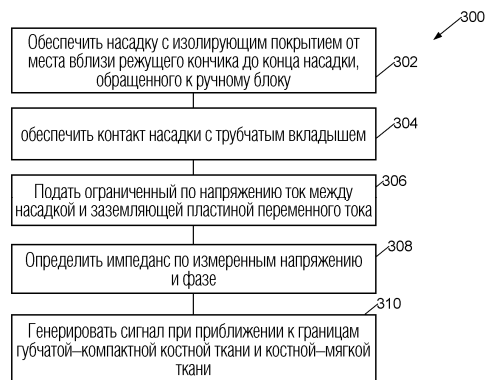
Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7



Фиг. 8

