



СОЮЗ СОВЕТСКИХ
СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ
РЕСПУБЛИК

(19) **SU** (11) **1563684** **A1**

(51) 5 A 61 B 17/36

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ
ПО ИЗОБРЕТЕНИЯМ И ОТКРЫТИЯМ
ПРИ ГИИТ СССР

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ

ВСЕСОЮЗНАЯ
ПАТЕНТНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ
БИБЛИОТЕКА

(21) 4067037/28-14

(22) 26.05.86

(46) 15.05.90. Бюл. № 18

(71) Томский государственный медицинский институт и Сибирский физико-технический институт при Томском государственном университете

(72) Г.И.Тюльков, Б.И.Альперович, Л.М.Парамонова, В.И.Соловьев и А.И.Парамонов

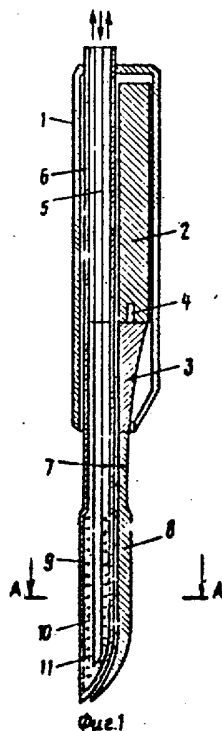
(53) 615.475 (088.8)

(56) Авторское свидетельство СССР № 1417868, 1985.

(54) КРИОУЛЬТРАЗВУКОВОЙ СКАЛЬПЕЛЬ

(57) Изобретение относится к хирургическим ультразвуковым инструментам

и позволяет повысить скорость рассеечения ткани с уменьшением кровопотери. Для этого в скальпеле в лезвии и шейке 7 лезвия выполнен по всей длине продольный паз между обухом 9 и режущей частью 8. Обухок 9 имеет клиновидную форму и снабжен трубчатым теплообменником 10, по которому хладагент поступает к обуху 9 лезвия, охлаждая его. Включают ультразвуковой преобразователь 2. Скальпель оказывает на рассекаемую ткань криогенное и ультразвуковое воздействие, которое усиливается за счет сквозного продольного паза. 4 з.п. ф-лы, 3 ил.



(19) **SU** (11) **1563684** **A1**

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к хирургическим криоультразвуковым инструментам.

Цель изобретения - повышение скорости рассечения тканей с уменьшением кровопотери.

На фиг.1 изображен криоультразвуковой скальпель, общий вид; на фиг.2 - сечение А-А на фиг.1 (лезвие скальпеля); на фиг.3 - вид Б-Б на фиг.2 (обушок лезвия).

Криоультразвуковой скальпель содержит корпус 1, в котором установлены ультразвуковой преобразователь 2, трансформатор 3 и датчик 4 ультразвука, трубопроводы подвода 5 и отвода 6 хладагента, шейку 7 лезвия и лезвие, состоящее из режущей части 8, выполненной обоюдоострой, и обушка 9, выполненного клинообразным с трубчатым теплообменником 10, в котором на стенках в шахматном порядке выполнены выступы 11, отношение толщины которых к высоте равно 0,1 - 0,2, что обусловлено получением высокой холодопроизводительности теплообменника, необходимой для получения гемостаза на паренхиматозных органах. Выступы с такими размерами обеспечивают повышенную холодопроизводительность за счет анизотропии, теплопереноса, которая проявляется в преимущественном теплопереносе вдоль выступов к стенкам полости теплообменника, при этом образующаяся за счет интенсивного испарения жидкого хладагента на стенках полости теплообменника газовая прослойка, имеющая низкую теплопроводность, не снижает холодопроизводительности, так как толщина этой прослойки меньше длины выступов. Основной поток холода к стенкам теплообменника осуществляется через выступы. Подбор указанного соотношения размеров выступов проведен экспериментально. Выбор соотношения $>0,2$ приводит к снижению холодопроизводительности, так как при выступах малой длины сказывается влияние газовой прослойки.

Увеличение длины выступов, т.е. выбор отношения $<0,1$, практически не влияет на холодопроизводительность, но существенно увеличивает массу инструмента или же снижает его надежность в связи со снижением прочности выступов. Отношение общей площади боковых поверхностей выступов к пло-

щади стенок полости теплообменника равно 5-15. Данное соотношение подобрано экспериментально и соответствует случаю, когда холодопроизводительность теплообменника превышает теплопритоки к лезвию от оперируемого органа. При отношении площадей <5 скальпель имеет дефицит холодопроизводительности и происходит его залипание в ткани, при отношении >15 плотность установки выступов становится столь большой, что за счет высокого гидросопротивления для хладагента ухудшаются условия теплообмена, а также происходит залипание в ткани.

В лезвии и шейке по всей их длине выполнен сквозной продольный паз между обушком 9 и режущей частью 8. Параметры лезвия выбираются из соотношения

$$b/a = H/2(H + h),$$

где a - толщина узкого торца клиновидного профиля обушка лезвия;

b - толщина профиля режущей части;

H - ширина профиля режущей части;

h - ширина продольного паза.

Указанное соотношение учитывает анатомические особенности паренхиматозных органов, заключающиеся в большой подвижности ткани на границе разреза. Ткань, рассеченная режущей частью лезвия, выбранной обоюдоострой, вступает в контакт с обушком практически без временной задержки за счет затекания к верхней кромке режущей части. Это обеспечивает промежуточную зону криовоздействия и повышает скорость рассечения тканей с уменьшением кровопотери. Экспериментальная вариация размеров a , b , H и h показала, что наиболее высокий уровень гемостаза наблюдается при выполнении лезвия по указанному соотношению. Кроме того, клиновидная форма снижает усилие рассечения ткани и устраняет травматические повреждения при операциях.

Обушок 9 с теплообменником 10 присоединен к трубопроводам подвода 5 и отвода 6 хладагента. Режущая часть 8 соединена с ультразвуковым преобразователем 2 через трансформатор 3. Датчик 4 ультразвука установлен на ультразвуковом преобразователе

2. В теле обушка 9 выполнены два продольных отдельных сквозных канала 12 и 13. В канале 13, сечение которого может быть произвольным, установлен датчик 14 температуры с выводами 15. В канале 12, выполненном цилиндрическим, на входе герметично установлена диэлектрическая вставка 16 с глухим отверстием со стороны канала глубиной, равной 1-2 его диаметрам. В канале 12 также установлена соосно ему на диэлектрических опорах 17 коаксиальная линия 18, выступающий центральный проводник 19 которой введен в глухое отверстие вставки 16.

Криоультразвуковой скальпель работает следующим образом.

Трубопроводы подвода 5 и отвода 6 хладагента присоединяются к системе питания хладагентом, ультразвуковой преобразователь 2 подключают к внешнему генератору электрических ультразвуковых колебаний с системой автоподстройки частоты, на вход которой подключают датчик 4 ультразвука. Датчик 14 температуры подключают к внешнему индикатору, а коаксиальную линию 18 датчика глубины промораживания ткани - к внешнему регистрирующему устройству.

При включении системы питания хладагентом в теплообменник 10 по трубопроводу 5 поступает хладагент, и происходит охлаждение обушка лезвия. Отработанный хладагент в виде газожидкостной смеси выводится из теплообменника по трубопроводу 6. Время выхода инструмента на рабочую температуру при использовании хладагента (жидкого азота) и избыточном давлении в системе питания (0,3 - 0,5 атм) составляет 1,5-3 мин. Температура обушка 9 лезвия в процессе охлаждения контролируется с помощью датчика 14 температур по внешнему индикатору. При достижении рабочей температуры 80 - 120 К на источник 2 ультразвука подается напряжение питания от внешнего устройства (генератора), частота которого подстраивается на резонанс колебаний автоматически с помощью ультразвукового датчика 4.

В процессе операции предлагаемый скальпель оказывает на рассекаемую ткань ультразвуковое и криогенное воздействие. При этом гемостатичес-

кий эффект ультразвука усиливается действием низкой температуры, так как рассекаемая режущей частью 8 лезвия ткань подвергается затем глубокому (криогенному) охлаждению при контакте с обушком 9, отделенным от режущей части сквозным продольным пазом. Выполнение режущей части лезвия обоюдоострой, а обушка - клинообразным с размерами, удовлетворяющими упомянутой пропорции, обеспечивает протяженную зону криовоздействия на рассекаемую ткань и повышает гемостатический эффект.

В данном скальпеле можно управлять как амплитудой ультразвуковых колебаний режущей части лезвия, так и температурой его обушка, что позволяет выбрать оптимальный уровень криоультразвукового воздействия на оперируемую ткань. Оптимальное значение амплитуды ультразвуковых колебаний режущей части лезвия, установленное для каждого оперируемого органа опытным путем, задается уровнем возбуждения ультразвукового преобразователя 2 и поддерживается в процессе операции на этом уровне автоматически с помощью датчика 4. Температура обушка, контролируемая датчиком 14, регулируется изменением давления хладагента в трубопроводе 6. Оптимальное значение температуры также подбирается опытным путем для каждого оперируемого органа. Высокая производительность теплообменника 10, достигнутая за счет установки в полости теплообменника выступов с указанными соотношениями размеров, обеспечивает криогенный уровень температуры обушка 9 при глубоком рассекаении паренхиматозных органов. Возможность обеспечения оптимальных крио- и ультразвуковых воздействий на рассекаемую ткань также повышает лечебный гемостатический эффект скальпеля.

Скорость рассекающей ткани зависит от заданной глубины криовоздействия. В процессе операции глубина промораживания определяется с помощью датчика глубины промораживания, представляющего собой емкостный преобразователь, образованный коаксиальной линией 13, установленной в цилиндрическом канале 12 на диэлектрических опорах 17, центральный проводник которой введен в глухое отверстие

вставки 16. Принцип работы датчика основан на регистрации изменения диэлектрической проницаемости оперируемой ткани при ее охлаждении (диэлектрическая проницаемость ткани при положительных температурах равна 80, тогда как при отрицательных температурах не превышает 5). Датчик обеспечивает экспрессный контроль глубины промораживания ткани до 5 мм. При операциях на паренхиматозных органах со скоростью рассечения обычного скальпеля глубина промораживания составляет 1-2 мм, что обеспечивает повышение лечебного гемостатического эффекта.

Датчик работает следующим образом.

По внешней коаксиальной линии подается сверхвысокочастотный сигнал определенной частоты, который за счет электрических свойств зонда 19 передается во внутреннюю линию. На выходе последней установлен измеритель уровня сверхвысокочастотного сигнала, величина которого зависит (как указано) от диэлектрических свойств ткани, контактирующей со вставкой 16. При замораживании ткани ее диэлектрическая проницаемость изменяется от значений 80 ед. при положительных температурах до значения 4-6 ед. при отрицательных температурах. Поскольку сверхвысокочастотное поле датчика проникает в ткань на определенную глубину, то выходной сигнал датчика связан с глубиной промерзания ткани. Таким образом, определение глубины промораживания ткани сводится к измерению уровня сверхвысокочастотного сигнала на выходе датчика и сопоставлению его с тарировочной зависимостью.

Выбор сверхвысокочастотного диапазона для работы датчика связан с тем, что на сверхвысоких частотах удается реализовать неразрушающий локальный контроль глубины промораживания ткани.

Диэлектрические свойства биологической ткани паренхиматозных органов таковы, что требуется выполнение определенных условий как при выборе рабочей частоты датчика, так и размеров зонда внутренней коаксиальной линии. В предлагаемом инструменте частота сверхвысокочастотного сигнала составляет 1,25 ГГц, что позволяет реализовать высокую чувствительность датчика, а длина зонда датчи-

ка, соответствующая глубине глухого отверстия во вставке 16, составляет 1-2 диаметра канала 12. Этот интервал длины зонда оказывается оптимальным для датчика предлагаемой конструкции. Использование более коротких зондов существенно снижает чувствительность датчика за счет уменьшения величины связи коаксиальных линий, при этом уменьшается диапазон контролируемой глубины промораживания ткани. Зависимость последнего параметра от длины зонда нелинейная, быстро спадающая при отношении длины зонда к диаметру канала < 1 . Увеличение длины зонда, так что указанное отношение становится больше 2, приводит к росту неконтролируемых потерь сверхвысокочастотного поля датчика и резкому снижению точности определения глубины промораживания ткани. Кроме того, при определенных длинах зонда для упомянутого соотношения > 2 наблюдается неоднозначность измерений, что затрудняет контроль глубины промораживания ткани.

Введение в криоультразвуковой скальпель ультразвукового датчика и датчиков температуры и глубины промораживания ткани позволяет автоматизировать процесс поддержания его рабочих характеристик при операциях, что повышает скорость рассечения тканей с уменьшением кровопотери и снижает вероятность послеоперационных осложнений.

Ф о р м у л а и з о б р е т е н и я

1. Криоультразвуковой скальпель, содержащий корпус-рукоятку, в котором установлены ультразвуковой преобразователь, трансформатор и датчик ультразвуковых колебаний, трубопроводы подвода и отвода хладагента, шейку лезвия, лезвие с трубчатым теплообменником, отличающийся тем, что, с целью повышения скорости рассечения тканей с уменьшением кровопотери, в лезвии и шейке лезвия выполнен по всей длине продольный паз между обушком и режущей частью, при этом обушок имеет клиновидную форму, трубчатый теплообменник размещен в обушке и соединен с трубопроводами подвода и отвода хладагента, а режущая часть вы-

полнена обоюдоострой и соединена с ультразвуковым трансформатором.

2. Скальпель по п.1, отличающийся тем, что параметры лезвия удовлетворяют пропорции

$$b/a = H/2 (H + h),$$

где b - толщина профиля режущей части лезвия;

a - толщина узкого торца клиновидного профиля обушка лезвия;

H - ширина профиля режущей части лезвия;

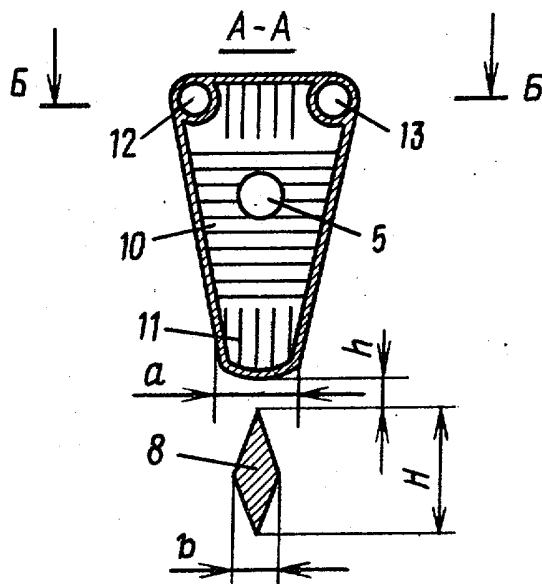
h - ширина продольного паза.

3. Скальпель по п.2, отличающийся тем, что на стенках полости теплообменника выполнены выступы, отношение толщины которых к высоте равно 0,1 - 0,2, а отношение общей площади их боковых поверхнос-

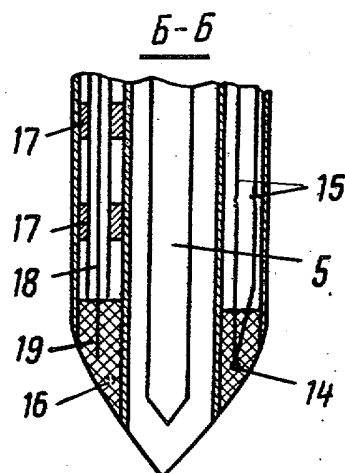
тей к площади стенок полости теплообменника равно 5-15.

4. Скальпель по п.3, отличающийся тем, что в теле обушка выполнены два продольных сквозных канала, скальпель снабжен датчиками температуры и глубины промораживания, установленными в указанных каналах.

5. Скальпель по п.4, отличающийся тем, что канал датчика глубины промораживания выполнен цилиндрическим, в нем вход герметично заглушен диэлектрической вставкой с глухим отверстием со стороны канала глубиной, равной 1-2 его диаметра, соосно каналу на диэлектрических опорах установлена коаксиальная линия, причем ее центральный проводник, введенный в отверстие вставки, является зондом датчика глубины промораживания.



Фиг.2



Фиг.3

Редактор М.Петрова

Составитель Л.Гохштейн
Техред Л.Сердюкова

Корректор О.Ципле

Заказ 1114

Тираж 545

Подписное

ВНИИПИ Государственного комитета по изобретениям и открытиям при ГКНТ СССР
113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., д. 4/5

Производственно-издательский комбинат "Патент", г. Ужгород, ул. Гагарина, 101