(19) **RU** (11) **2 072 801** (13) **C1**

(51) МПК[6] **A 61 B 17/32**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 95113540/14, 04.08.1995

(46) Дата публикации: 10.02.1997

(56) Ссылки: **Николаев Г. А., Лощилов В. И. Ультразвуковая технология в хирургии.- М.: Медицина, 1980, с. 257, 258.**

(71) Заявитель:
Квашнин С.Е.,
Босова Э.В.,
Андреев В.А.

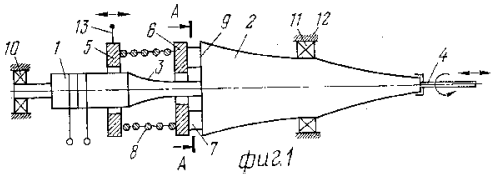
(72) Изобретатель: **Квашнин С.Е., Босова Э.В., Андреев В.А.**

(73) Патентообладатель:
Квашнин Сергей Евгеньевич,
Босова Элеонора Вячеславовна

(54) УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТРУМЕНТ

(57) Реферат:

Изобретение относится к области медицины и в частности может использоваться как хирургический инструмент для сверления и фрезерования костных и хрящевых тканей, а также для проведения спиц при фиксации костных переломов в травматологии. Новым в изобретении является то, что ультразвуковой преобразователь и концентратор выполнен в виде единого четвертьволнового колебательного вала, а привод вращения выполнен из основания, соединенного через пружинящий элемент с дисковым фланцем и упругими толкателями, которые одной стороной установлены на дисковом фланце под углом α_1,, а их свободный конец прижат к торцу концентратора с возможностью их фрикционного взаимодействия. 1 табл., 3 ил.



фиг.1

RU 2072801 C1

RU 2072801 C1

(19) **RU** (11) **2 072 801** (13) **C1**

(51) Int. Cl.[6] **A 61 B 17/32**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: **95113540/14, 04.08.1995**

(46) Date of publication: **10.02.1997**

(71) Applicant:
Kvashnin S.E.,
Bosova Eh.V.,
Andreev V.A.

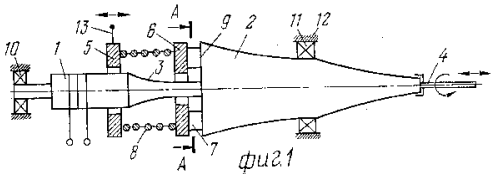
(72) Inventor: **Kvashnin S.E.,**
Bosova Eh.V., Andreev V.A.

(73) Proprietor:
Kvashnin Sergej Evgen'evich,
Bosova Ehleonora Vjacheslavovna

(54) ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT

(57) Abstract:

FIELD: medicine, surgery. SUBSTANCE: ultrasonic converter and concentrator are made in form of integral quarter-wave-length rocking shaft, and rotation-imparting drive is combined with base plate connected, via springy element, to disc flange and to resilient pushers, one end of which is attached to disc flange at angle α_1, while their free ends are pressed against axial face of concentrator for frictional cooperation. Instrument can be used for drilling and cutting osseous and cartilaginous tissues, and for inserting fixtures for fixation of bone fractures in traumatology. EFFECT: better and faster surgical effect. 3 dwg, 1 tbl



фиг.1

RU 2072801 C1

RU 2072801 C1

Изобретение относится к области медицины и в частности может использоваться как хирургический инструмент для сверления и фрезерования костных и хрящевых тканей, а также для проведения спиц и стержней при фиксации костных переломов в травматологии.

Общеизвестны и широко применяются на практике электрические дрели для сверления и фрезерования костных и хрящевых тканей.

При применении такого типа инструмента для сверления плотных биологических тканей требуются значительные усилия, что не позволяет засверливать мелкие осколки костей при проведении спиц, причем в процессе сверления на поверхности рабочего наконечника возникают температуры до 80 °С, что приводит к некрозу ткани.

Наиболее близким по технической сущности к предлагаемому изобретению ультразвуковой хирургический инструмент относится дрель ультразвуковая хирургическая, содержащая ультразвуковой преобразователь, привод вращения, соединенный с концентратором, на рабочей части которого закреплен сменный рабочий наконечник [1]

Описанный прототип из-за значительного объема и веса вызывает быструю утомляемость оператора, ограничивает его подвижность в процессе работы, создает неудобства и ограничивает возможность доступа к отдельным местам тела пациента при его ограниченной подвижности.

Достигаемым техническим результатом заявляемого изобретения является расширение диапазона его применения и улучшение качества выполняемых работ.

Технический результат достигается применением предлагаемого ультразвукового хирургического инструмента, содержащего ультразвуковой преобразователь и привод вращения, соединенные с концентратором, на рабочей части которого закреплен сменный рабочий наконечник, в котором ультразвуковой преобразователь и концентратор выполнены в виде единого четвертьволнового колебательного вала, а привод вращения выполнен из основания, соединенного через пружинящий элемент с дисковым фланцем и упругими толкателями, причем основание имеет возвратно-поступательное продольное перемещение, пружинящий элемент жестко соединена с основанием и дисковым фланцем, а упругие толкатели одной стороной жестко установлены под углом α_1 к торцевой поверхности дискового фланца, а их свободные концы прижаты к торцу концентратора с возможностью их фрикционного взаимодействия, при этом длину толкателей L выбирают из условия $0{,}1\ \lambda \leq L \leq 10\ \lambda$, , где λ длина волны изгибных колебаний в материале толкателей, угол a_1 выбирают по отношению к углу α_2 максимального наклона толкателей в пределах $1{,}01 \leq \alpha_1/\alpha_2 \leq 2{,}0$ с таким расчетом, что радиус r наружных частей толкателей от оси вращения вала по отношению к радиусу R торча концентратора выбирают в пределах $0{,}4 \leq r/R \leq 1{,}0$, а торцевая рабочая площадь S_1 всех толкателей по отношению к площади S_2 кольца, имеющего ширину рабочей части толкателей, на торце концентратора выбирают в пределах $0{,}01 \leq S_1/S_2 \leq 0{,}95$.

Для лучшего понимания технической сущности изобретения ультразвукового хирургического инструмента к описанию прилагается схема устройства на трех фигурах. На фиг.1 принципиальная схема ультразвукового хирургического инструмента согласно изобретения: на фиг.2 схема взаимодействия дискового фланца, упругого толкателя и концентратора; на фиг.3 сечение А-А1 фиг.1, показывающее размещение упругих толкателей по площади торца концентратора.

Ультразвуковой хирургический инструмент включает (см. фиг.1) преобразователь звуковых колебаний 1, концентратор 2 в виде волновода, жестко связанных между собой соединительным узлом 3, а также сменным рабочим наконечником 4, например, фрезы, долота, сверла и т.п. устанавливаемого на рабочей части концентратора 2, привод вращения, состоящий из основания 5, дискового фланца 6, упругих толкателей 7 и пружинящего элемента 8, в качестве которого может использоваться пружина, имеющая низкую осевую и высокую крутильную жесткость.

Основание 5 зафиксировано от осевого поворота и может перемещаться только в осевом направлении, дисковый фланец 6 связан одной стороной с пружинящим элементом 8, а другой стороной с упругими толкателями 7, установленными на фланце под углом α_1,, другой конец которых прижат через пружинящий элемент 8 к торцу 9 фрикционного концентратора 2. Пружинящий элемент 8 соединен с основанием 5 и дисковым фланцем 6. Вращение инструмента осуществляется в подшипниках 10 и 11, установленных в корпусе 12 ультразвукового хирургического инструмента. Регулировка оборотов инструмента выполняется рычагом 13.

Работает ультразвуковой хирургический инструмент следующим образом. Ультразвуковой хирургический инструмент подключается к электросети и в преобразователе ультразвуковых колебаний 1 возникает переменное электрическое поле, которое за счет пьезоэффекта переменных механических деформаций смещается вдоль преобразователя 1, причем амплитуда продольных смещений усиливается концентратором 2. При этом фрикционный торец 9 концентратора 2, из положения В (см. фиг.2) начинает совершать колебания вдоль продольной оси инструмента, и двигаясь по направлению к дисковому фланцу 6 начинает сгибать прижимающиеся к нему толкатели 7, увеличивая их упругость, уменьшая угол α_2 за счет максимального наклона в положении B_1 толкателей 7. При обратном движении концентратора 2 упругие усилия, накопившиеся в толкателях 7 при наличии первоначального значительного трения с фрикционной поверхностью торца 9 концентратора 2 создают резкий импульс вращательного движения концентратору 2. Но по мере того как торец 9 концентратора 2 приближается к крайнему удаленному положению B_2 от основания 5 трение между толкателями 7 и торцом 9 концентратора 2 достигает минимальной величины, что способствует удержанию концентратором 2

RU 2072801 C1

RU 2072801 C1

полученного импульса вращения. В момент максимального сжатия упругих толкателей 7 основание 5 находится в крайнем правом положении, а пружинящий элемент 8 в сжатом состоянии. При движении концентратора 2 в максимально удаленное положение от основания 5 пружинящий элемент 8 разжимается и вводит основание 5 в крайнее левое положение, а дисковый фланец 6 в крайнее правое положение. Упругие толкатели 7 располагаются на дисковом фланге 6 равномерно (см.фиг.3). Далее таким образом процесс повторяется и происходит вращение концентратора 2 вместе с рабочими наконечниками 4, которые кроме возвратно-поступательных движений совершают вращательное движение. Регулировка скоростью вращения осуществляется с помощью рычага 13 с перемещением основания 5 и сжатия или расжатия пружинящего элемента 8.

Расчеты показывают, что длина 1 шага поворота концентратора за одно его колебание, количество N колебаний в секунду и количество n за один оборот концентратора 2, а также коэффициент трения $K_{тр}$ фрикционных материалов толкателей 7 и концентратора 2 и усилие сжатия пружинящего элемента - определяют в совокупности скорость вращения рабочего наконечника.

Как показали проведенные исследования указанный технический результат достигается только при взаимосвязанном использовании всей совокупности существенных признаков заявленного объекта. Это подтверждается, в частности, примерами их практической реализации, при описании которых нецелесообразно повторять в каждом примере общую для них информацию, отраженную в формуле и описании изобретения. Целесообразно привести при описании примеров практического выполнения заявленного объекта только количественную информацию, отличающую один пример от другого, которую целесообразно для удобства сопоставления изложить в виде таблицы. Для сопоставления возможностей достижения указанного технического результата в каждом из примеров оказалось целесообразным использовать параметр ξ,, характеризующий расширение диапазона применения хирургического инструмента и улучшение качества выполняемых им работ в процессе сверления, долбления и фрезерования костных и хрящевых тканей, а также для проведения спиц и стержней при фиксации костных переломов в процессе экспериментального осуществления заявляемого технического решения и прототипа.

Рассмотрим примеры проведенных исследований, отраженных в таблице. Нижние и верхние значения заявляемых пределов были получены на основании статистической обработки экспериментальных данных преимущественно исходя из условия приближения параметра ξ к единице (ξ_1=1,01, ξ_2=1,03),, а также с учетом других известных обстоятельств, накладывающих ограничения на заявляемые пределы. В оптимальном примере 3 практической реализации заявляемого объекта было достигнуто наиболее высокое значение параметра (ξ_3=4,2)..

При выходе за нижние (пример 5) и верхние (пример 6) значения заявляемых пределов указанный технический результат, как следует из таблицы, не достигается (ξ_5=0,99, ξ_6=0,97). В произвольном примере 4 при использовании значений существенных параметров внутри заявляемых пределов было получено промежуточное значение технического результата (ξ_4=3,5)..

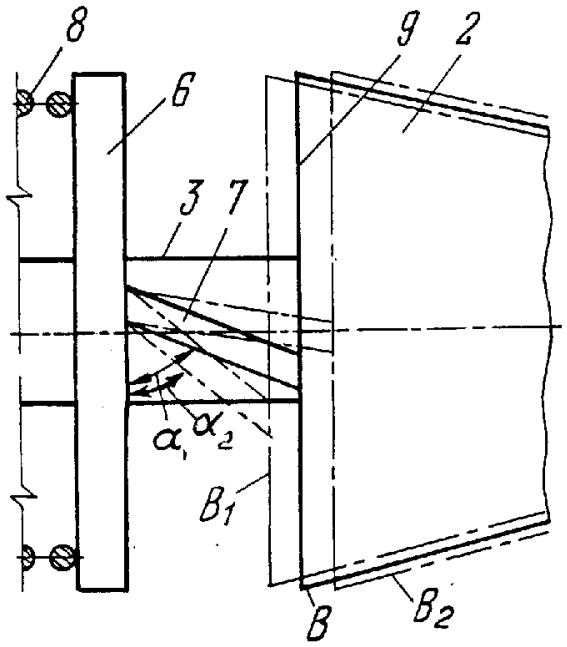
Формула изобретения:

Ультразвуковой хирургический инструмент, содержащий ультразвуковой преобразователь и привод вращения, соединенные с концентратором, на рабочей части которого закреплен сменный рабочий наконечник, отличающийся тем, что ультразвуковой преобразователь и концентратор выполнены в виде единого четвертьволнового колебательного вала, а привод вращения выполнен из основания, соединенного через пружинящий элемент с дисковым фланцем и упругими толкателями, причем основание имеет возвратно-поступательное продольное перемещение, пружинящий элемент жестко соединен с основанием и дисковым фланцем, а упругие толкатели одной стороной жестко установлены под углом α_1 к торцевой поверхности дискового фланца, а их свободные концы прижаты к торцу концентратора с возможностью их фрикционного взаимодействия, при этом длину толкателей L выбирают из условия $0,1\,\lambda \cong L \cong 10\lambda$, где λ длина волны изгибных колебаний в материале толкателей, угол l_1 выбирают по отношению к углу α_2 максимального наклона толкателей в пределах $1,01 \cong \alpha_1/\alpha_2 \cong 2,0$ с таким расчетом, что радиус r наружных частей толкателей от оси вращения вала по отношению к радиусу R торца концентратора выбирают в пределах $0,4 \cong r / R \cong 1,0$, а торцевую рабочую площадь S_1 всех толкателей по отношению к площади S_2 кольца, имеющего ширину рабочей части толкателей, на торце концентратора выбирают в пределах $0,01 \cong S_1 / S_2 \cong 0,95$.

RU 2072801 C1

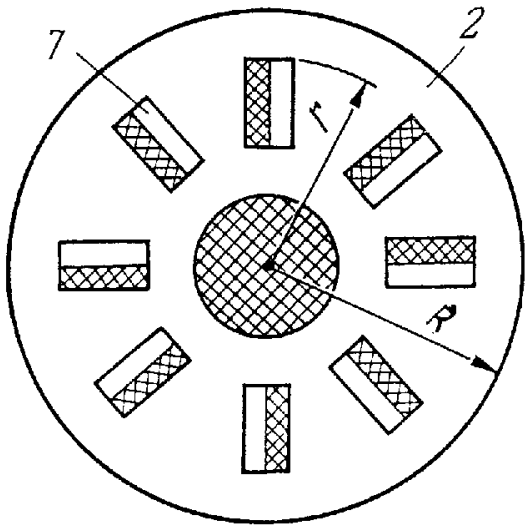
RU 2072801 C1

№№ п/п	Параметры	Порядковые номера проведенных исследований					
		1	2	3	4	5	6
1	L	0,1 λ	10 λ	1 λ	6 λ	0,095 λ	11 λ
2	α_1/α_2	1,01	2,0	1,4	1,8	1,009	2,1
3	r/R	0,4	1,0	0,6	0,8	0,35	1,1
4	S_1/S_2	0,01	0,95	0,35	0,65	0,009	0,97
	ε	1,01	1,03	4,2	3,5	0,99	0,97



фиг.2

A-A



фиг.3

RU 2072801 C1

RU 2072801 C1