



УКРАЇНА

(19) UA (11) 11688 (13) U
(51) МПК (2006)
A61B 17/94
B06B 1/02
A61N 7/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) МЕДИЧНИЙ ІНСТРУМЕНТ ДЛЯ ЛІКУВАЛЬНОГО ВПЛИВУ НА БІОЛОГІЧНУ ТКАНИНУ

1

(21) u200504445
(22) 12.05.2005
(24) 16.01.2006
(31) 202004007663.2
(32) 13.05.2004
(33) DE
(46) 16.01.2006, Бюл. № 1, 2006 р.
(72) Тее Уве, DE, Тее Зігфрід, DE
(73) Тее Уве, DE, Тее Зігфрід, DE
(57) 1. Медичний інструмент для лікувального впливу на біологічну тканину, що містить корпус (16) з підводом (3) повітря для пульсуючого потоку повітря, задіяного від потоку повітря ударним елементом (5) і напірним зондом (15) для введення хвиль тиску, що йдуть від ударного елемента (5) у біологічну тканину, причому напірний зонд (15)

2

містить демпфірувальний опір (18) для направле-ного на біологічну тканину руху, який **відрізняється** тим, що напірний зонд (15) виконаний з пластмаси і обладнаний опором (19) віддачі для направленого від біологічної тканини зворотного руху, причому демпфірувальний опір (18) і опір (19) віддачі розташовані таким чином, що вони без зазору затискають напірний зонд (15).
2. Медичний інструмент за п. 1, який **відрізняється** тим, що напірний зонд (15) обладнаний металевим передавальним елементом (6) для приймання поштовхових ударів, що йдуть від ударного елемента (5).
3. Медичний інструмент за п. 1, який **відрізняється** тим, що демпфірувальний опір (18) і опір (19) віддачі є гумовими кільцями.

Корисна модель відноситься до медичного інструмента для лікувального впливу на біологічну тканину з типовими ознаками, згідно з обмежувальною частиною пункту 1 формули винаходу. Такі інструменти використовуються, щоб підтримувати процес видужання, наприклад, після переломів кістки або при остеопатії, за допомогою їх функцій хвильових тисків і функцій ударних хвиль, а також для знеболювального лікування з функціями масажу у близькій до кісток ділянці м'яких тканин опорного і рухового апарату.

Відомі медичні інструменти для терапії біологічної тканини за допомогою обладнання для виробництва екстракорпоральних хвиль тиску і з передавальним елементом для введення хвиль тиску у тіло живої істоти.

Так, у документі DE 29834944 представляється медичний інструмент у формі ручного приладу, в якого в одному корпусі знаходиться пневматичний порожнистий циліндр з розташованою там ковзною металевою ударною деталлю у формі циліндра. Площина основи пневматичного порожнистого циліндра зв'язана з подачею стиснутого повітря. Інша площина основи пневматичного порожнистого циліндра замикає пневматичний підпі-

рний об'єм і конічний передавальний елемент, що всувається у пневматичний порожнистий циліндр. Конічний передавальний елемент виконаний з металу і має, при розгляді зсередини назовні, ущільнювальне кільце круглого перерізу, яке розміщене по периметру конічного передавального елемента - між ним і корпусом. Крім того, передавальний елемент має кільцевий буртик. Між кільцевим буртиком і стінкою корпусу в аксіальному напрямі у маленькій щілині розташована пружинно/демпферна секція. Передавальний елемент виступною суміжною поверхнею видається назовні з корпусу.

Подача стиснутого повітря у пневматичний порожнистий циліндр супроводжується пульсаціями стиснутого повітря у формі напірної фази і безнапірної фази. При цьому у напірній фазі ударник віджимається з його початкового положення в його робоче положення, де він з ударом наштовхується на передавальний елемент і утворює силу тиску. Внаслідок цього передавальний елемент по ширині щілини видається назовні, причому пружинно/демпферна секція стискується. Одночасно стискується повітря, витіснене з пневматичного порожнистого циліндра у пневматичний підпірний

(19) UA (11) 11688 (13) U

об'єм при русі ударника. При цьому розташоване по периметру передавального елемента кільце круглого перерізу служить для ущільнення стиснутого повітря у пневматичному порожнистому циліндрі. У наступній тепер безнапірній фазі ніяке стиснуте повітря не надходить до підводу повітря. Разом з тим, тиск повітря у напірній камері більший, ніж тиск повітря у підводі повітря, внаслідок чого ударник знову віджимается в його початкове положення. Тепер відсутня також сила тиску, що діє на передавальний елемент, так що передавальний елемент переміщується пружинно/демпферною секцією знову назад в його початкову позицію.

Цей загальний процес виконується з високою частотою повторення, так що виникає хвиля тиску. При застосуванні медичного інструмента ручний інструмент тримається таким чином, що суміжна виступна поверхня прилягає під прямим кутом до поверхні біологічної тканини. Тепер хвиля тиску через суміжну виступну поверхню передавального елемента переноситься на біологічну тканину.

Невигідно, що ударник у формі циліндра складається з металу. Звичайно, що тоді ударник має також відносно велику власну вагу, яка потребує високої кінетичної енергії. Через високу власну вагу ударника також пружинно/демпферна секція повинна бути обладнана пружиною з великою пружністю, щоб уловлювати досить високу кінетичну енергію. Тому висока власна вага ударника і висока пружність пружини пружинно/демпферної секції витрачають дуже велику кінетичну енергію, яка втрачається при введенні енергії у біологічну тканину. Це негативно відбивається на енергетичній ефективності медичного інструмента.

Невигідним також є, що масивний ударник при контакті з корпусом при зворотному русі викликає високі навантаження і спричиняє сильні шуми. Ці високі навантаження призводять при цьому до короткого терміну служби медичного інструмента. Рання, обумовлена використанням відмова може компенсуватися тільки ще більш стабільним виробництвом, внаслідок чого, однак, підвищуються вартості виготовлення.

Через високі навантаження пружинно/демпферна секція також передчасно втрачає свою еластичність.

Крім того, високі власні маси частин обумовлюють також відносно високу загальну масу, що ускладнює використання медичного інструмента. Він при цьому є громіздким. Через високі власні маси виникають сильні вібрації при маніпулюванні інструментом, які призводять до подразнень і судорог у руці оператора. Пов'язане з цим погане маніпулювання медичним інструментом допускає тільки дуже короткі терміни безпосереднього використання.

Наступним недоліком медичного інструмента є результуючі із загальної маси і процесу руху передавального елемента жорсткі ударні функції, які без ослаблень проводяться у біологічну тканину. Внаслідок цього при застосуванні бувають, передусім, на поверхнях шкіри над масивами кісток почервоніння і легкі припухлості.

Для усунення цих недоліків у документі DE

19929112 пропонувалося, щоб передавальний елемент був порожнистим і містив всередині наповнену рідиною циліндричну камеру. При цьому зі сторони ударника основа передавального елемента виконана з металу, а з протилежної сторони основа виконана з мембраною. Крім того, передавальний елемент з силовим замиканням зв'язаний з корпусом медичного інструмента.

У відомій досі формі ударник прискорюється стиснутим повітрям і ударяє по металевій основі передавального елемента. При цьому хвиля тиску індукується у рідину передавального елемента, яка розповсюджується від сторони співударяння аж до протилежної сторони передавального елемента. Тут хвиля тиску впливає на мембрану і може передаватися зі сторони виходу у прилеглу до мембрани біологічну тканину. Однак, недоліком цього винаходу є те, що мембрана під час використання схильна до високих навантажень. Внаслідок цього довговічність мембрани сильно обмежена, так що вона повинна замінюватися після відносно короткої тривалості експлуатації, що викликає надто високі витрати на утримання обладнання у справності. Крім того, існує небезпека того, що під час лікування виникають течі або мембрана надривається, або навіть рветься. Тоді рідина може витікати з передавального елемента і попадати на біологічну тканину. Тому до цієї рідини повинні ставитися особливі вимоги. Таким чином, рідина повинна, по можливості, мало перешкоджати поширенню хвиль тиску і при контакті бути нешкідливою для біологічної тканини. Це робить дану рідину дорогою. Також проблема ущільнення ставить високі вимоги при обробці передавального елемента, що підвищує вартість виготовлення. Через ці недоліки такі інструменти не були впроваджені на практиці.

Тому в основі корисної моделі лежить задача покращити енергетичну ефективність відповідного типу медичного інструмента для лікування ущільненої тканини при виробництві хвиль тиску.

Ця задача вирішується, згідно з ознаками відмітної частини пункту 1 формули. Подальші можливості виконання приводяться у залежних підпунктах 2 і 3 формули.

Новий медичний інструмент для лікування біологічної тканини усуває згадані недоліки теперішнього стану техніки. При цьому основна перевага полягає у скороченні втрат енергії, що треба приписувати, зокрема, скороченню ваги напірного зонда. Однак скорочення маси робить також можливим зменшити силу пружності гумового кільця для демпфірування руху напірного зонда, що призводить до подальшого скорочення втрат енергії. Наступного скорочення втрат енергії досягають використанням опору віддачі для зворотного руху і затиском напірного зонда демпфірувальним опором і опором віддачі, оскільки внаслідок цього досягається більш гармонійне проходження постійних інверсій руху між ходом уперед і зворотним ходом напірного зонда.

Є доцільним, якщо напірний зонд виготовлений з пластмаси і виконаний з металевим передавальним елементом, оскільки при цьому підвищується довговічність напірного зонда, і, якщо

демпфірувальний опір і опір віддачі складаються з гумових кілець, оскільки внаслідок цього скорочується вартість виготовлення.

При цьому є перевагою те, що передавальний елемент обладнаний напірним зондом, що складається з пружного матеріалу, з виступною поверхнею, через яку м'які хвилі тиску проводяться у біологічну тканину.

Особливою перевагою служить те, що напірний зонд виготовлений з пластмаси, оскільки відповідно до виду пластмаси варіюються демпфірувальні властивості напірного зонда і таким чином пристосовуються до відповідного випадку застосування.

Особливою перевагою також є те, що пружинно/демпферна секція включає в себе, нарівні з демпфірувальним опором, також і опір віддачі, оскільки таким чином у безнапірній фазі спричинений демпфірувальним опором відкіт передавального елемента пом'якшується опором віддачі. Внаслідок цього ніякі вібрації на корпус медичного інструмента не передаються, так що дуже покращується маніпулювання.

Корисна модель повинна роз'яснюватися повніше за допомогою прикладу виготовлення.

Креслення показують:

Фіг.1 - ручний інструмент з функцією ударних хвиль, у поперечному розрізі,

Фіг.2 - ручний інструмент з функцією ударних хвиль у другій формі виготовлення, у поперечному розрізі, і

Фіг.3 - ручний інструмент з функцією ударних хвиль у третій формі виготовлення, у поперечному розрізі.

Представлений на Фіг.1 ручний інструмент 1 обладнаний металевим пневматичним порожнистим циліндром 2, який з одного боку має підвід 3 повітря і, з іншого боку, - напрямну 4 ударника, що має форму порожнистого циліндра, і в якому знаходиться ковзний циліндричний ударний елемент 5, а також металевий передавальний елемент 6. При цьому ударний елемент 5 складається з пластмасоподібної ковзної частини 7 і металевого ударника 8. Ударний елемент 5 ділить пневматичний порожнистий циліндр 2 на первинну імпульсну камеру 9 і вторинну імпульсну камеру 10. Величина обох камер залежить від позиції ударного елемента 5 у пневматичному порожнистому циліндрі 2. У той час як первинна імпульсна камера 9 знаходиться у безпосередньому з'єднанні з підводом 3 повітря, вторинна імпульсна камера 10 зв'язана з напрямною 4 ударника і - через отвір 11 бічної поверхні циліндра - з пневматичним підпірним об'ємом 12. При цьому пневматичний підпірний об'єм 12 утворюється з вибраного по зовнішньому обхвату порожнистого циліндра 2 заглиблення 13 і другого зовнішнього порожнистого циліндра 14.

Передавальний елемент 6, що всувається у напрямну 4 ударника, має, поза напрямною 12 ударника, пластмасоподібний напірний зонд 15. Між напірним зондом 15 і корпусом 16 вставлена, крім того, пружинно/демпферна секція 17, яка складається з демпфірувального опору 18 і опору 19 віддачі, які пружно підтримують напірний зонд 15 у відношенні до корпусу 16 в аксіальному на-

прямі і без зазору затискають його. При цьому обидва опори 18 і 19 є, переважно, двома розміщеними по периметру напірного зонда 15 гумовими кільцями. Напірний зонд 15 має циліндричний зовнішній контур, який оточений, здебільшого, корпусом 16. Своєю лобовою стороною напірний зонд 15 видається з корпусу 16 і утворює тут опуклу виступну поверхню 20. Ця виступна поверхня 20 при безпосередньому контактуванні служить для передачі хвиль тиску на біологічну тканину.

У другому прикладі виготовлення ручного інструмента 1, згідно з Фіг.2, ударний елемент 5, відхиляючись від колишніх виконань, жорстко зв'язаний зі сферичною насадкою 21. Крім того, передавальний елемент 6 являє собою закріплену у напірному зонді 15 у напрямі ударника 8 металеву кулю.

У третьому прикладі виготовлення ручного інструмента 1, згідно з Фіг.3, ударний елемент 5, додатково до попереднього прикладу виготовлення, жорстко зв'язаний з передавальним елементом 6.

У всіх згаданих прикладах виготовлення хвиля тиску виробляється у ручному інструменті 1, в якому через підвід 3 повітря подається пульсуюче стиснуте повітря у первинну імпульсну камеру 9 і, разом з тим, - на ударний елемент 5. При цьому напірна і безнапірна фази постійно чергуються.

Оскільки тиск у первинній імпульсній камері 9 більший, ніж тиск у вторинній імпульсній камері 10, цей імпульс тиску спричиняє поштовхоподібний зсув ударного елемента 5 у напрямі вторинної імпульсної камери 10. При цьому ударник 8 вводиться у напрямну 4 ударника, де він потім з ударом наштовхується на передавальний елемент 6 і при цьому різко гальмується. Цей ударний імпульс переноситься передавальним елементом 6 на напірний зонд 15, причому демпфірувальний опір 18 пружинно/демпферної секції 17 стискається. Одночасно - у цій напірній фазі - первинна імпульсна камера 9 збільшується, а вторинна імпульсна камера 10 зменшується. При цьому повітря з вторинної імпульсної камери 10 витісняється через отвір 11 бічної поверхні циліндра у пневматичний підпірний об'єм 12 і там стискається. У подальшій безнапірній фазі у підводі 3 повітря приплив стиснутого повітря переривається. Тепер тиск повітря у вторинній імпульсній камері 10 і у пневматичному підпірному об'ємі 12 більший, ніж тиск повітря у первинній імпульсній камері 9. Внаслідок цього ударний елемент 5 відсувається назад в його початкову позицію. Одночасно вторинна імпульсна камера 10 знову збільшується, а первинна імпульсна камера 9 зменшується. Крім того, напірний зонд 15, внаслідок еластичності стиснутого демпфірувального опору 18 пружинно/демпферної секції 17, знову переміщується назад в його початкову позицію. При цьому опір 19 віддачі пом'якшує спричинену демпфірувальним опором 18 віддачу напірного зонда 15.

Ці описані досі процеси напірної і безнапірної фаз повторюються у вигляді швидкої серії імпульсів, так що виникають м'які хвилі тиску.

Оскільки ударний елемент 5 у другому прикладі виготовлення, згідно з Фіг.2, жорстко зв'яза-

ний зі сферичною насадкою 21, то сферична насадка 21 проходить такий же цикл руху, як і ударний елемент 5. Приймання імпульсу відбувається тут через виконаний як металева куля передавальний елемент 6. Також тут індуковані передавальним елементом 6 хвилі тиску передаються напірним зондом 15 у приглушеній формі на виступну поверхню 20 і, таким чином, м'яка хвиля тиску передається також у біологічну тканину.

У третьому прикладі виготовлення, згідно з Фіг.3, передавальний елемент 6 виконує ті ж рухи, що і ударний елемент 5. Приймання імпульсу відбувається тут безпосередньо між виступною поверхнею 20 і біологічною тканиною. Напірний зонд 15 знаходиться у вершині хвилі тиску при появі опорів тиску у формі кісток.

Перелік основних позначень

1 ручний інструмент

2 порожнистий циліндр

3 підвід повітря

4 напрямна ударника

5 ударний елемент

6 передавальний елемент

7 ковзна частина

8 ударник

9 первинна імпульсна камера

10 вторинна імпульсна камера

11 отвір бічної поверхні циліндра

12 пневматичний підпирний об'єм

13 заглиблення

14 зовнішній порожнистий циліндр

15 напірний зонд

16 корпус

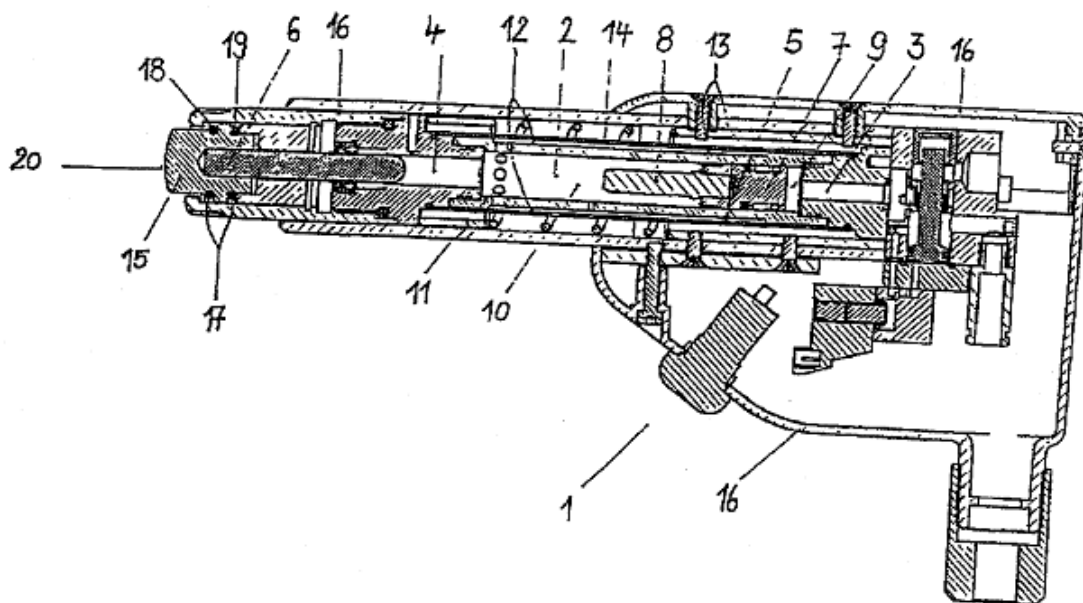
17 пружинно/демпферна секція

18 демпфірувальний опір

19 опір віддачі

20 виступна поверхня

21 сферична насадка



Фіг. 1

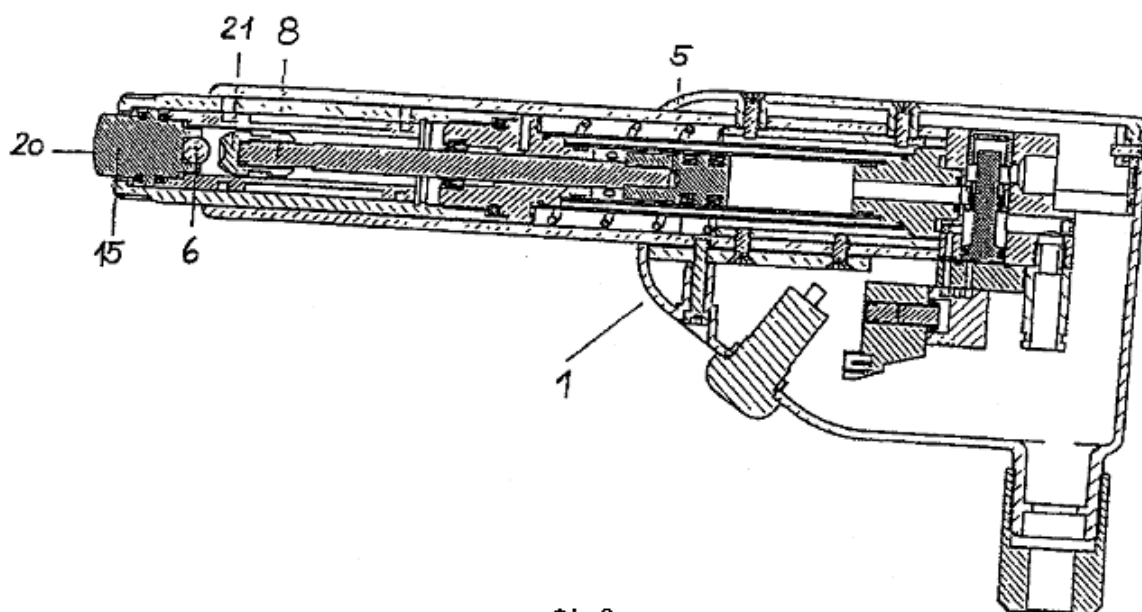


Fig. 2

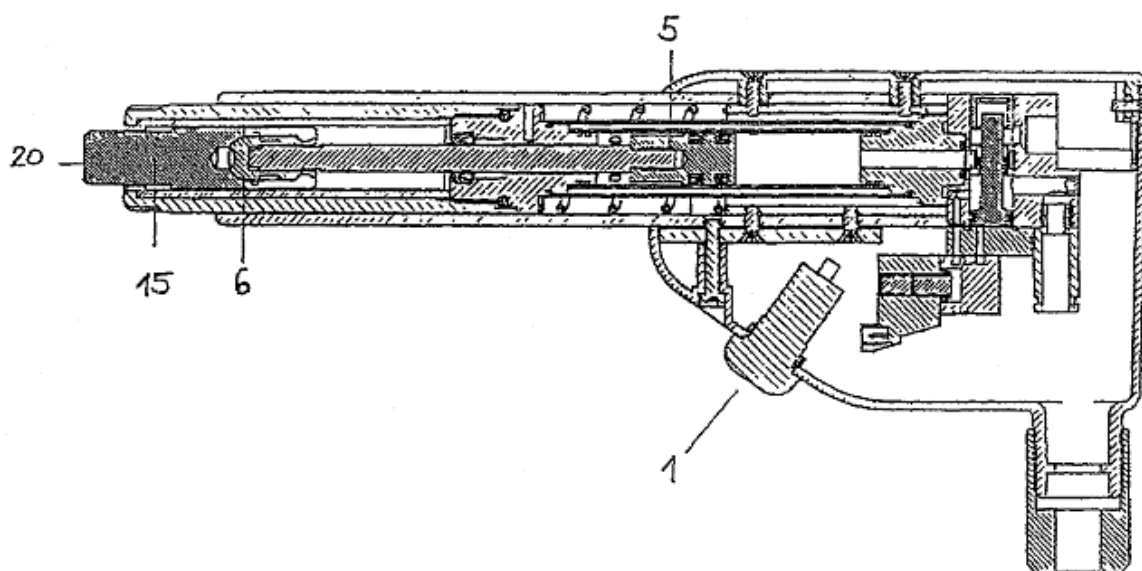


Fig. 3