УКРАЇНА

(19) UA (11) 77064 (13) C2

(51) МПК (2006)
A61B 18/18
A61B 18/12

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) СПОСІБ ЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ, СПОСІБ КЕРУВАННЯ ЗВАРЮВАННЯМ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ (ВАРІАНТИ) І ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЗВАРЮВАННЯ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ (ВАРІАНТИ)

1

(21) 20040907571
(22) 13.02.2003
(24) 16.10.2006
(86) PCT/US03/04679, 13.02.2003
(31) 10/078,828
(32) 19.02.2002
(33) US
(46) 16.10.2006, Бюл. № 10, 2006 р.
(72) Патон Борис Е., Лебедев Володимир К., Лебедев Олексій В., Іванова Ольга Н., Захараш Михайло П., Фурманов Юрій А., Масалов Юрій А.
(73) ЛІВ ТІШ'Ю КОННЕКТ, ІНК., US
(56) US 6228080 08.05.2001
US 6083223 04.07.2000
US 6033399 07.03.2000
US 5817093 06.10.1998

(57) 1. Спосіб зварювання біологічної тканини, що включає:
(a) подачу напруги високої частоти, протягом першої стадії, до електродів інструмента для зварювання тканини;
(b) контроль повного опору тканини і визначення мінімального значення повного опору тканини, протягом першої стадії;
(c) визначення відносного повного опору тканини як відношення повного опору тканини до мінімального значення повного опору тканини;
(d) виявлення моменту, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини;
(e) ініціювання другої стадії при досягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини;
(f) розрахунок тривалості другої стадії в залежності від тривалості першої стадії і
(g) подачу напруги високої частоти, протягом другої стадії, до електродів інструмента для зварювання тканини.

2. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що напругу високої частоти, яку подають протягом першої стадії, підвищують за наступною формулою:
$U = u_s \times t^k$, де:
U - напруга,
u_s - постійна,
t – час,
k - постійна, де $k < 1$.

2

3. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що контроль повного опору тканини на кроці (b) включає вимірювання напруги високої частоти і електричного струму між електродами інструмента для зварювання тканини і розрахунок повного опору тканини діленням значення напруги на значення електричного струму.

4. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що попередньо визначене значення відносного повного опору тканини розраховують в залежності від напруги високої частоти, яку подають протягом першої стадії.

5. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що попередньо визначене значення відносного повного опору тканини вибирають в межах 1-1,5.

6. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, розраховують в залежності від напруги високої частоти, яку подають наприкінці першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

7. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що значення напруги високої частоти, яку подають протягом другої стадії, вибирають в межах 50-100% значення напруги високої частоти, яку подають наприкінці першої стадії.

8. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що подача напруги високої частоти протягом другої стадії включає стабілізацію напруги високої частоти, яку подають протягом другої стадії.

9. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що додатково включає модуляцію імпульсами напруги високої частоти, які подають протягом першої й другої стадій.

10. Спосіб за п.9, який **відрізняється** тим, що подають імпульси, що мають частоту в межах 100Гц-60кГц і коефіцієнт послідовності імпульсів у межах 10-90%.

11. Спосіб за п.9, який **відрізняється** тим, що частоту вказаних імпульсів протягом першої й другої стадій змінюють.

12. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що додатково включає модуляцію напруги високої частоти, яку подають протягом першої й другої стадій, імпульсами частотою 100Гц-60кГц і подальшу мо-

(19) UA (11) 77064 (13) C2

дуляцію напруги високої частоти, яку подають протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами.

13. Спосіб за п.12, який **відрізняється** тим, що додатково включає стабілізацію амплітуди напруги високої частоти, яку подають протягом другої стадії, а амплітуду напруги високої частоти розраховують у залежності від значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії.

14. Спосіб за п.12, який **відрізняється** тим, що частоту вказаних низькочастотних імпульсів визначають у залежності від тривалості першої стадії.

15. Спосіб за п.12, який **відрізняється** тим, що частоту вказаних низькочастотних імпульсів визначають так, щоб число імпульсів протягом другої стадії знаходилось в межах 5-10.

16. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що подача напруги високої частоти протягом другої стадії включає зміну напруги високої частоти в залежності від відносного повного опору тканини.

17. Спосіб за п.16, який **відрізняється** тим, що додатково включає стабілізацію відносного повного опору тканини на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому наприкінці першої стадії.

18. Спосіб за п.16, який **відрізняється** тим, що напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, змінюють у залежності від відносного повного опору тканини шляхом зниження напруги високої частоти, коли відносний повний опір тканини стає більше попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини, і шляхом підвищення напруги високої частоти, коли відносний повний опір тканини стає менше попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

19. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що подача напруги високої частоти протягом другої стадії включає зміну напруги високої частоти для зміни відносного повного опору тканини за заданою програмою.

20. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що включає модуляцію напруги високої частоти, яку подають протягом першої й другої стадій, імпульсами з частотою 100Гц-60кГц і подальшу модуляцію напруги високої частоти, яку подають протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами, і далі стабілізацію відносного повного опору тканини на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому наприкінці першої стадії.

21. Спосіб за п.20, який **відрізняється** тим, що частоту вказаних низькочастотних імпульсів визначають у залежності від тривалості першої стадії.

22. Спосіб за п.20, який **відрізняється** тим, що частоту низькочастотних імпульсів визначають так, щоб число імпульсів протягом другої стадії дорівнювало 5-10.

23. Спосіб за п.20, який **відрізняється** тим, що стабілізацію відносного повного опору тканини здійснюють системою регулювання.

24. Спосіб за п.23, який **відрізняється** тим, що відносний повний опір тканини стабілізують системою регулювання, змінюючи напругу високої частоти на попередньо визначену величину, причому зміна напруги високої частоти залежить від напряму зміни відносного повного опору тканини.

25. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що додатково включає модуляцію напруги високої частоти, яку подають протягом першої і другої стадій, імпульсами з частотою 100Гц-60кГц і подальшу модуляцію напруги високої частоти, яку подають протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами, і подальшу зміну напруги високої частоти для зміни відносного повного опору тканини за заданою програмою.

26. Спосіб за п.25, який **відрізняється** тим, що зміну відносного повного опору тканини здійснюють системою регулювання.

27. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що включає контроль зварювання тканини і припинення зварювання тканини й подачу користувачеві сигналу при досягненні напруги високої частоти, яку подають протягом першої стадії, заданого рівня напруги високої частоти і (або) недосягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

28. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що включає контроль зварювання тканини і припинення зварювання тканини й подачу користувачеві сигналу при досягненні повним опором тканини повного опору ланцюга короткого замикання електродів інструмента для зварювання тканини.

29. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що включає контроль зварювання тканини і припинення зварювання тканини й подачу користувачеві сигналу при завершенні зварювання тканини наприкінці другої стадії і після того, як зварена тканина достатньо охолола.

30. Спосіб керування зварюванням біологічної тканини, що включає:

(a) подачу напруги високої частоти, що підвищується, до електродів інструмента для зварювання тканини протягом першої стадії;

(b) вимірювання значень напруги високої частоти й електричного струму, що проходить через тканину, і тривалості першої стадії;

(c) розрахунок значень повного опору тканини діленням значень напруги високої частоти на значення електричного струму;

(d) визначення мінімального значення повного опору тканини;

(e) запам'ятовування мінімального значення повного опору тканини;

(f) розрахунок значень відносного повного опору тканини діленням значень повного опору тканини на мінімальне значення повного опору тканини;

(g) припинення першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини, розрахованого в залежності від відносного повного опору тканини;

(h) запам'ятовування тривалості першої стадії й значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії;

(i) розрахунок рівня напруги високої частоти для другої стадії у залежності від значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії;

(j) розрахунок тривалості другої стадії у залежності від тривалості першої стадії і

(k) подачу протягом другої стадії напруги високої частоти з рівнем, розрахованим на кроці (i).

31. Спосіб керування зварюванням біологічної

тканини, що включає:
(a) подачу напруги високої частоти, що підвищується, до електродів інструмента для зварювання тканини протягом першої стадії;
(b) вимірювання значень напруги високої частоти й електричного струму, що проходить через тканину, і тривалості першої стадії;
(c) розрахунок значень повного опору тканини діленням значень напруги високої частоти на значення електричного струму;
(d) визначення мінімального значення повного опору тканини;
(e) запам'ятовування мінімального значення повного опору тканини;
(f) розрахунок значень відносного повного опору тканини діленням значень повного опору тканини на мінімальне значення повного опору тканини;
(g) припинення першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини, розрахованого в залежності від відносного повного опору тканини;
(h) запам'ятовування тривалості першої стадії й значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії;
(i) розрахунок рівня напруги високої частоти для другої стадії у залежності від значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії;
(j) розрахунок тривалості другої стадії у залежності від тривалості першої стадії;
(k) розрахунок частоти модуляції у залежності від тривалості першої стадії і
(l) подачу протягом другої стадії напруги високої частоти з рівнем напруги високої частоти, розрахованим на кроці (i) для тривалості другої стадії, розрахованої на кроці (j), і модуляцію напруги високої частоти імпульсами з частотою модуляції, розрахованою на кроці (k).

32. Спосіб керування зварюванням біологічної тканини, що включає:
(a) подачу напруги високої частоти, що підвищується, до електродів інструмента для зварювання тканини протягом першої стадії;
(b) вимірювання значень напруги високої частоти й електричного струму, що проходить через тканину, і тривалості першої стадії;
(c) розрахунок значень повного опору тканини діленням значень напруги високої частоти на значення електричного струму;
(d) визначення мінімального значення повного опору тканини;
(e) запам'ятовування мінімального значення повного опору тканини;
(f) розрахунок значень відносного повного опору тканини діленням значень повного опору тканини на мінімальне значення повного опору тканини;
(g) припинення першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини, розрахованого в залежності від відносного повного опору тканини;
(h) запам'ятовування тривалості першої стадії й значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії;
(i) розрахунок тривалості другої стадії у залежності від тривалості першої стадії і
(j) подачу протягом другої стадії напруги високої частоти, причому напругу високої частоти змінюють у залежності від відносного повного опору тканини протягом другої стадії.

33. Спосіб керування зварюванням біологічної тканини, що включає:
(a) подачу напруги високої частоти, що підвищується, до електродів інструмента для зварювання тканини протягом першої стадії;
(b) вимірювання значень напруги високої частоти й електричного струму, що проходить через тканину, і тривалості першої стадії;
(c) розрахунок значень повного опору тканини діленням значень напруги високої частоти на значення електричного струму;
(d) визначення мінімального значення повного опору тканини;
(e) запам'ятовування мінімального значення повного опору тканини;
(f) розрахунок значень відносного повного опору тканини діленням значень повного опору тканини на мінімальне значення повного опору тканини;
(g) припинення першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини, розрахованого в залежності від відносного повного опору тканини;
(h) запам'ятовування тривалості першої стадії й значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії;
(i) розрахунок початкового рівня напруги високої частоти для другої стадії у залежності від значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії;
(j) розрахунок тривалості другої стадії у залежності від тривалості першої стадії;
(k) розрахунок частоти модуляції у залежності від тривалості першої стадії і
(l) подачу протягом другої стадії напруги високої частоти для тривалості другої стадії, розрахованої на кроці (j), при початковому завданні амплітуди напруги високої частоти з початковим рівнем напруги високої частоти, розрахованим на кроці (i), модуляцію напруги високої частоти імпульсами з частотою модуляції, розрахованою на кроці (k), і зміну амплітуди напруги високої частоти в залежності від відносного повного опору тканини.

34. Спосіб за п.33, який **відрізняється** тим, що додатково включає стабілізацію відносного повного опору із значенням кінцевого відносного повного опору тканини.

35. Спосіб за п.34, який **відрізняється** тим, що стабілізацію відносного повного опору тканини здійснюють системою регулювання, яка стабілізує відносний повний опір тканини, змінюючи амплітуду імпульсів напруги високої частоти на попередньо визначену величину, причому напругу високої частоти змінюють у залежності від зміни відносного повного опору тканини.

36. Спосіб за п.33, який **відрізняється** тим, що зміна відносного повного опору тканини на кроці (l) включає в себе зміну напруги високої частоти для зміни відносного повного опору за заданою програмою.

37. Пристрій для зварювання тканини, що містить: хірургічний інструмент, що має електроди, адаптовані для контакту з тканиною, що зварюється, джерело живлення, підключене до вказаних електродів для подачі напруги високої частоти, причо-

му вказане джерело живлення містить один або декілька датчиків для вимірювання напруги високої частоти й струму між електродами, і керуючий пристрій, підключений до вказаного джерела живлення, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керування джерелом живлення для подачі напруги високої частоти на електроди протягом першої стадії, контролювання повного опору, визначення мінімального значення повного опору тканини, визначення відносного повного опору тканини як відношення виміряного повного опору тканини і мінімального значення повного опору тканини, виявлення, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення повного опору тканини протягом першої стадії, і керування джерелом живлення для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії, причому тривалість другої стадії розраховується вказаним керуючим пристроєм в залежності від тривалості першої стадії.

38. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керування джерелом живлення для подачі напруги високої частоти протягом першої стадії таким чином, що напруга високої частоти підвищується, причому вказане підвищення напруги високої частоти описується наступною формулою:

$U = u_s \times t^k$, де:

U - напруга,

u_s - постійна,

t - час,

k - постійна, де $k < 1$.

39. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що вказаний керуючий пристрій має можливість розрахунку повного опору тканини в залежності від часу діленням напруги високої частоти на електричний струм.

40. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що попередньо визначене значення відносного повного опору тканини розраховане в залежності від зміни напруги високої частоти протягом першої стадії.

41. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що попередньо визначене значення відносного повного опору тканини знаходиться в межах від 1 до 1,5.

42. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що вказаний керуючий пристрій має можливість розрахувати напругу високої частоти, що подається протягом другої стадії, в залежності від значення напруги високої частоти, що подається протягом першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

43. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що напруга високої частоти, що подається протягом другої стадії, дорівнює 50-100% значення напруги високої частоти, що подається протягом першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

44. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керування джерелом живлення з можливістю стабілізації напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії.

45. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керування джерелом живлення з можливістю модулювання напруги високої частоти, що подаються протягом першої й другої стадій, імпульсами.

46. Пристрій за п.45, який **відрізняється** тим, що вказані імпульси мають частоту в межах від 100Гц до 60кГц і коефіцієнт послідовності імпульсів - 10-90%.

47. Пристрій за п.45, який **відрізняється** тим, що протягом першої й другої стадій частота імпульсів змінюється.

48. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керування джерелом живлення з можливістю модулювання напруги високої частоти, що подається протягом першої й другої стадій, імпульсами частотою 100Гц-60кГц і, крім того, модулювання напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами.

49. Пристрій за п.48, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керування джерелом живлення з можливістю стабілізації амплітуди напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, причому амплітуда вказаної напруги високої частоти розраховується в залежності від значення напруги високої частоти, що подається протягом першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

50. Пристрій за п.48, який **відрізняється** тим, що частота вказаних низькочастотних імпульсів визначена в залежності від тривалості першої стадії.

51. Пристрій за п.48, який **відрізняється** тим, що частота низькочастотних імпульсів визначена так, що число імпульсів протягом другої стадії становить від 5 до 10.

52. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керування джерелом живлення з можливістю зміни напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, в залежності від відносного повного опору тканини.

53. Пристрій за п.52, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керування джерелом живлення з можливістю зміни напруги високої частоти протягом другої стадії так, щоб стабілізувати відносний повний опір тканини на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому наприкінці першої стадії.

54. Пристрій за п.52, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керувати джерелом живлення з можливістю зміни напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, в залежності від відносного повного опору тканини шляхом зниження напруги високої частоти при перевищенні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини й підвищення напруги високої частоти, коли відносний повний опір тканини менше попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

55. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керувати джерелом живлення для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії з можливістю регулювання відносного повного опору тканини.

56. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керувати джерелом живлення з можливістю модулювання напруги високої частоти, що подається протягом першої й другої стадій, імпульсами частотою від 100Гц до 60кГц і, крім того, модулювання напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами, а керуючий пристрій має можливість керувати джерелом живлення для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії з можливістю стабілізувати відносний повний опір тканини на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому наприкінці першої стадії.

57. Пристрій за п.56, який **відрізняється** тим, що частота вказаних низькочастотних імпульсів визначена в залежності від тривалості першої стадії.

58. Пристрій за п.56, який **відрізняється** тим, що частота низькочастотних імпульсів визначена так, що число імпульсів протягом другої стадії становить 5-10.

59. Пристрій за п.56, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій містить також систему регулювання для стабілізації відносного повного опору тканини.

60. Пристрій за п.59, який **відрізняється** тим, що система регулювання має можливість стабілізувати відносний повний опір тканини шляхом зміни напруги високої частоти на попередньо визначену величину, причому напруга високої частоти змінюється в залежності від напряму зміни відносного повного опору тканини.

61. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керувати джерелом живлення з можливістю модулювання напруги високої частоти, що подається протягом першої й другої стадій, імпульсами частотою в межах від 100Гц до 60кГц і, крім того, модулювання напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами, а керуючий пристрій має можливість керувати джерелом живлення для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії з можливістю регулювання відносного повного опору тканини.

62. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що містить систему регулювання відносного повного опору тканини шляхом зміни напруги високої частоти на попередньо визначену величину, причому напруга високої частоти змінюється в залежності від напряму зміни відносного повного опору тканини.

63. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій містить також пристрій для контролю зварювання тканини, припинення зварювання тканини й подачі користувачеві сигналу при досягненні напруги високої частоти, що подається протягом першої стадії, заданого рівня напруги високої частоти і (або) недосягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

64. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій містить також пристрій для контролю зварювання тканини й припинення зварювання тканини й подачі користувачеві сигналу при досягненні повним опором тканини повного опору ланцюга короткого замикання електродів інструмента для зварювання тканини.

65. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій містить також пристрій для контролю зварювання тканини й подачі користувачеві сигналу при завершенні зварювання тканини наприкінці другої стадії і після того, як зварена тканина достатньо охолола.

66. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій містить також пристрій для контролю зварювання і, якщо повний опір тканини перевищує задане значення і (або) тривалість першої стадії перевищує задану тривалість, керуючий пристрій має можливість підтримувати напругу високої частоти на постійному рівні протягом заданого періоду і зупиняти зварювання тканини і подавати сигнал користувачеві, якщо відносний повний опір тканини не досяг попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

67. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керувати джерелом живлення з можливістю апроксимації напруги високої частоти, що поступово підвищується, декількома прямолінійними ділянками.

68. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій містить також фільтр для фільтрування значень повного опору тканини.

69. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керувати тривалістю першої стадії у залежності від відносного повного опору тканини.

70. Пристрій за п.45, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість регулювати частоту імпульсів модуляції у межах 100Гц-60кГц для забезпечення мінімального опору тканини.

71. Пристрій за п.45, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість регулювати коефіцієнт послідовності імпульсів модуляції при зварюванні тканини так, що зменшує витрату енергії на руйнування і нагрів тканини.

72. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість керувати також джерелом живлення так, що у проміжки часу між сеансами зварювання подає на електроди пачки модульованих імпульсів напруги високої частоти, причому тривалість пачки імпульсів становить від 2 до 15 мс, частота пачки імпульсів становить 3-15Гц, причому зварювання ініціюється, якщо середній опір між електродами нижче заданого значення.

73. Пристрій за п.37, який **відрізняється** тим, що керуючий пристрій має можливість розраховувати під час зварювання температуру електродів, температуру тканини, що знаходиться між електродами, і міру коагуляції тканини за допомогою математичної моделі на основі відомих значень електричного струму й напруги високої частоти.

74. Пристрій за п.73, який **відрізняється** тим, що розраховані значення використані для регулювання швидкості підвищення напруги високої частоти протягом першої стадії й тривалості зварювання тканини.

75. Пристрій для зварювання біологічної тканини, що містить:

(а) засіб для подачі напруги високої частоти протягом першої стадії до електродів інструмента для

зварювання тканини;
(b) засіб для контролю повного опору тканини й визначення мінімального значення повного опору тканини протягом першої стадії;
(c) засіб для визначення відносного повного опору тканини, причому відносний повний опір тканини дорівнює відношенню повного опору тканини до мінімального значення повного опору тканини;
(d) засіб для виявлення моменту, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення повного опору тканини;
(e) засіб для ініціювання другої стадії при досягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини;
(f) засіб для розрахунку тривалості другої стадії у залежності від тривалості першої і
(g) засіб для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії до електродів інструмента для зварювання тканини.
76. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що амплітуда напруги високої частоти, що подається протягом першої стадії, підвищена за наступною формулою:
$U = u_s \times t^k$, де:
U - напруга,
u_s - постійна,
t - час,
k - постійна, де $k < 1$.
77. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що засіб для контролю повного опору тканини містить засіб для вимірювання напруги високої частоти і електричного струму між електродами інструмента для зварювання тканини й розрахунку повного опору тканини діленням напруги на електричний струм.
78. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що попередньо визначене значення відносного повного опору тканини розраховане в залежності від напруги високої частоти протягом першої стадії.
79. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що попередньо визначене значення відносного повного опору тканини знаходиться в межах від 1 до 1,5.
80. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що напруга високої частоти, що подається протягом другої стадії, розрахована в залежності від значення напруги високої частоти, що подається протягом першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.
81. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що напруга високої частоти, що подається протягом другої стадії, становить 50-100% значення напруги високої частоти, що подається наприкінці першої стадії.
82. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що засіб для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії містить засіб для стабілізації напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії.
83. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що містить засіб для модуляції напруги високої частоти протягом першої й другої стадій імпульсами.
84. Пристрій за п.83, який **відрізняється** тим, що імпульси мають частоту в межах 100Гц-60кГц, а коефіцієнт послідовності імпульсів становить від 10% до 90%.
85. Пристрій за п.83, який **відрізняється** тим, що протягом першої й другої стадій частота імпульсів змінюється.
86. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що містить засіб для модуляції напруги високої частоти, що подається протягом першої й другої стадій, імпульсами частотою в межах 100Гц-60кГц і, крім того, модуляції напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами.
87. Пристрій за п.86, який **відрізняється** тим, що містить засіб для стабілізації амплітуди напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, а амплітуда вказаної напруги високої частоти розрахована в залежності від значення напруги високої частоти наприкінці першої стадії.
88. Пристрій за п.86, який **відрізняється** тим, що частота низькочастотних імпульсів визначена в залежності від тривалості першої стадії.
89. Пристрій за п.86, який **відрізняється** тим, що частота низькочастотних імпульсів визначена так, що число імпульсів протягом другої стадії становить 5-10.
90. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що засіб для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії містить засіб для зміни напруги високої частоти в залежності від відносного повного опору тканини.
91. Пристрій за п.90, який **відрізняється** тим, що містить засіб для стабілізації відносного повного опору тканини на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому наприкінці першої стадії.
92. Пристрій за п.90, який **відрізняється** тим, що напруга високої частоти, що подається протягом другої стадії, змінюється в залежності від відносного повного опору тканини шляхом зниження напруги високої частоти при перевищенні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини й підвищення напруги високої частоти, коли відносний повний опір тканини менше попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.
93. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що засіб для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії містить засіб для зміни напруги високої частоти для зміни відносного повного опору тканини за заданою програмою.
94. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що містить засіб для модуляції напруги високої частоти, що подається протягом першої й другої стадій, імпульсами частотою 100Гц-60кГц і, крім того, модуляції напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами і тим, що містить також засіб для стабілізації відносного повного опору тканини на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому наприкінці першої стадії.
95. Пристрій за п.94, який **відрізняється** тим, що частота низькочастотних імпульсів визначена в залежності від тривалості першої стадії.
96. Пристрій за п.94, який **відрізняється** тим, що частота низькочастотних імпульсів визначена так, що число імпульсів протягом другої стадії дорівнює 5-10.
97. Пристрій за п.94, який **відрізняється** тим, що

стабілізація відносного повного опору тканини здійснена засобом системи регулювання.

98. Пристрій за п.97, який **відрізняється** тим, що вказаний засіб системи регулювання має можливість стабілізувати відносний повний опір тканини шляхом зміни напруги високої частоти на попередньо визначену величину, причому напруга високої частоти змінюється в залежності від напряму зміни відносного повного опору тканини.

99. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що містить засіб для модуляції напруги високої частоти, що подається протягом першої й другої стадій, імпульсами частотою 100Гц-60кГц і, крім того, модуляції напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами і містить засіб для зміни напруги високої частоти для зміни відносного повного опору тканини за заданою програмою.

100. Пристрій за п.99, який **відрізняється** тим, що зміна відносного повного опору тканини здійснена засобом системи регулювання.

101. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що містить засіб для контролю зварювання тканини, припинення зварювання тканини й подачі користувачеві сигналу при досягненні напруги високої частоти, що подається протягом першої стадії, заданого рівня напруги високої частоти і (або) недосягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

102. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що містить засіб для контролю зварювання тканини, припинення зварювання тканини й подачі користувачеві сигналу при досягненні повним опором тканини повного опору ланцюга короткого замикання електродів інструмента для зварювання тканини.

103. Пристрій за п.75, який **відрізняється** тим, що містить засіб для контролю зварювання тканини й подачі користувачеві сигналу при завершенні зварювання тканини наприкінці другої стадії і після того, як зварена тканина достатньо охолола.

Дана заявка є спорідненою заявці [на патент США №09/022 869 під назвою «Скріплення м'яких біологічних тканин шляхом пропущення через них електричного струму високої частоти», поданої 12 лютого 1998р.], зміст якої посиланням включається в цю заявку.

Даний винахід відноситься до скріплення або зварювання м'яких тканин і, зокрема, до способу керування зварюванням тканини і системи для його здійснення.

Високочастотний електрохірургічний інструментарій находить широке застосування в медицині для розрізання м'яких тканин, припинення кровотечі і різних процедур припікання. У біполярних електрохірургічних інструментах, що існують в цей час, звичайно використовуються два електроди протилежної полярності, що розміщуються по одному на кожній з протилежних губок, наприклад, затискача. При користуванні цим інструментом тканина утримується між електродами, і між електродами протікає змінний струм високої частоти, нагріваючи тканину. При досягненні температури тканини приблизно 50-55°С, в ній відбувається денатурація альбумінів. Денатурація альбумінів спричиняє «розмотування» глобулярних молекул альбуміну і їх подальше обмотування, що в свою чергу приводить до коагуляції тканин. Після такої обробки тканину можна розрізати в місці зварювання, не викликаючи при цьому кровотечі. Цей процес звичайно називають біполярною електрокоагуляцією.

Зварювання тканини звичайно включає у себе зведення кінців розрізу, які потрібно зв'язати, стиснення тканини за допомогою біполярного інструменту і нагрівання тканини протікаючим через неї електричним струмом високої частоти. Одне з основних відмінностей між процедурами зварювання тканин і коагуляцією для припинення кровотечі полягає в тому, що для зварювання тканини необхідні умови, що забезпечують утворення загального простору альбумінів між тканиною, що зв'язується, до початку коагуляції альбумінів. При відсутності таких умов станеться коагуляція без утворення надійного з'єднання.

Проблеми, які можуть виникнути в процесі зварювання тканини, - це теплове ураження прилеглих структур, перегрів тканини і недостатня коагуляція. Перегрів тканини приводить до повільного загоювання, надмірних шрамів, обвуглювання/руйнування тканини і прилипання тканини до електрохірургічного інструмента. При прилипанні тканини до електрохірургічного інструменту вона в місці зварювання може відірватися, що згубно відіб'ється на припиненні кровотечі і викличе нову рану. Недостатня коагуляція може статися в тому випадку, якщо до тканини прикладена недостатня енергія. Недостатня коагуляція приводить до слабких і ненадійних зварних швів тканини і неповного припинення кровотечі.

Точне керування процесом зварювання з недопущенням надмірного теплового ураження, перегріву або недостатньої коагуляції - це складний процес, особливо при спробі зварити тканину різної структури, товщини і повного опору. Проблема створення життєздатної автоматичної системи керування особливо важлива при зварюванні, мета якої полягає у відновленні фізіологічних функцій органів, що оперуються. Після припинення кровотечі судини або васкуляризовані частини тканини, які нагрівалися, звичайно не відновлюються і втрачають функціональні здібності.

Зроблені раніше спроби автоматизувати керування коагуляцією тканин принесли надто обмежений успіх. Однією із спроб уникнути перегріву є використання електрохірургічних інструментів із вбудованими пристроями вимірювання температури. Вбудовані пристрої вимірювання температури використовуються для вимірювання температури тканини, забезпечують зворотний зв'язок і тим самим запобігають перегріву. Однак, при використ-

танні вбудованих датчиків температури електрохірургічні інструменти стають громіздкими, даючи при цьому лише обмежену або неточну інформацію про стан внутрішніх шарів тканини між електродами, де потенційно повинно утворюватися з'єднання.

Щоб визначити точку, в якій коагуляція закінчилася і нагрівання тканини необхідно перервати, одні автори пропонують різні способи використання повного опору тканини і мінімального значення повного опору тканин. Інші автори для виявлення точки коагуляції пропонують використати залежність між повним опором тканини і частотою струму.

Однак, відомі способи не забезпечують такого розв'язання проблеми скріплення тканин, яке було б ефективним для використання в хірургічних процедурах, і, зокрема, не здатні пристосуватися по відношенню до різних видів і товщини тканин протягом процедури зварювання.

Виходячи з вищевикладеного, бажано створити електрохірургічну систему і спосіб, придатні як для скріплення тканин, так і для припинення кровотечі, які забезпечували б адаптацію до різних видів, структури, товщини і повного опору тканин без перегріву і разом з тим забезпечували б надійне з'єднання тканин. Такі система і спосіб значно скоротили б час, необхідний для хірургічних процедур, включаючи зварювання тканин, за рахунок усунення необхідності в настройці обладнання протягом процесу зварювання.

Приведений вище короткий опис, а також подальший докладний опис переважних варіантів здійснення винаходу стануть зрозумілі, якщо їх читати разом з прикладеними кресленнями. Для ілюстрації винаходу, на цих кресленнях показані варіанти здійснення, яким в цей час віддається перевага. Слід, однак, розуміти, що показаними конкретними пристроями і інструментарієм даний винахід не обмежується.

Фіг.1 являє собою блок-схему, що ілюструє один варіант здійснення даного винаходу;

на Фіг.2 показано графік зміни напруги за часом, що подається протягом першої стадії, для одного варіанту здійснення винаходу;

Фіг.3 являє собою графік зміни напруги за часом, повного опору тканини і відносного повного опору тканини протягом першої і другої стадій ще для одного варіанту здійснення винаходу;

Фіг.4 являє собою графік зміни напруги за часом і повного опору тканини протягом першої і другої стадій ще для одного варіанту здійснення винаходу;

Фіг.5 являє собою графік зміни напруги за часом, повного опору тканини і відносного повного опору тканини протягом першої і другої стадій ще для одного варіанту здійснення винаходу;

Фіг.6 являє собою графік зміни напруги за часом, повного опору тканини і відносного повного опору тканини протягом першої і другої стадій ще для одного варіанту здійснення винаходу.

Даний винахід може знайти застосування в самих різних медичних процедурах, в тому числі при з'єднанні або скріпленні тканини, для отримання міцних швів і зменшення теплового ураження навколишньої тканини, без чого загоєння рани затрималось би. Крім того, система і спосіб, що пропонуються, забезпечують автоматичну адаптацію і керування процесами зварювання і коагуляції для тканини різної структури, товщини і (або) повного опору без необхідності в настройці обладнання протягом процесів зварювання і коагуляції.

Фіг.1 ілюструє один варіант здійснення пристрою 10, що пропонується, який містить джерело живлення 100, до якого підключені електроди 310 хірургічного інструмента 300. Переважно, джерело живлення виконано таким чином, що може подавати на електроди 310 напругу високої частоти. Переважно, джерело живлення 100 містить також один або декілька датчиків для вимірювання напруги високої частоти і струму між електродами 310. Як показано на Фіг.1, датчиками переважно є датчик струму 130 і датчик напруги 150. Крім того, пристрій 10 містить керуючий пристрій 200. Переважно, керуючий пристрій 200 містить мікропроцесор 210, призначений для керування джерелом живлення 100 для подачі напруги високої частоти на електроди 310 хірургічного інструмента 300. Хоч керуючий пристрій 200 показано з мікропроцесором, керуючий пристрій 200 міг би мати будь-який інший тип програмованого пристрою, наприклад, мікроконтролер, цифровий сигнальний процесор або набір дискретних логічних пристроїв. Крім того, пристрій 10 може мати включаючий пристрій (не показано), пов'язаний з керуючим пристроєм 200 і призначений для включення керуючого пристрою 200 і джерела живлення 100. Крім того, пристрій 10 може мати в якості призначеного для користувача інтерфейсу панель керування або дисплей (не показані).

Керуючий пристрій 200 переважно адаптовано для наступних цілей: керування джерелом живлення 100 для подачі напруги високої частоти на електроди 310 протягом першої стадії; контроль повного опору тканини між електродами 310; визначення мінімального значення повного опору тканини; визначення відносного повного опору тканини як відношення виміряного повного опору тканини до мінімального значення повного опору тканини; виявлення, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення повного опору тканини протягом першої стадії (попередньо визначене значення повного опору тканини задається або розраховується в залежності від зміни напруги високої частоти протягом першої стадії); і керування джерелом живлення для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії.

Переважно, керуючий пристрій 200 керує джерелом живлення 100 для подачі напруги високої частоти протягом першої стадії таким чином, що напруга високої частоти підвищується із швидкістю, що поступово знижується (наприклад, з швидкістю підвищення напруги, що знижується у часі високої частоти). По одному переважному варіанту здійснення, підвищення напруги високої частоти описується наступною формулою:

$U=u_s \times t^k$,

де U - напруга, u_s - постійна, t - час і k - постійна, і де k<1. На Фіг.2 приведений графік напруги високої частоти (U), з поступовим підвищенням, що подається протягом першої стадії. Зміна на-

пруги високої частоти, як описано вище, дозволяє автоматично регулювати процес зварювання, якщо попадається тканина іншої товщини і (або) з іншими фізичними властивостями.

Крім того, керуючий пристрій 200 можна розробити з таким розрахунком, щоб керувати джерелом живлення 100 так, щоб апроксимувати поступово зростаючу напругу високої частоти, що подається протягом першої стадії. Вказана апроксимація показана на Фіг.2 пунктирною лінією, що складається з декількох прямолінійних відрізків.

Переважно, керуючий пристрій 200 розраховує повний опір Z тканини в залежності від часу діленням напруги високої частоти на електричний струм, визначає і запам'ятовує мінімальний повний опір Z_{min} тканини і потім розраховує відносний повний опір z тканини в залежності від часу діленням повного опору Z тканини на мінімальне значення Z_{min} повного опору тканини. Переважно, керуючий пристрій 200 використовує попередньо визначене значення відносного повного опору тканини або розраховує значення відносного повного опору тканини, при якому перша стадія завершується (показане на Фіг.3, 5 і 6 як значення A). Значення відносного повного опору тканини, при якому перша стадія завершується, далі по тексту іменується «попередньо визначеним» значенням відносного повного опору тканини, якщо воно розраховується, переважно розраховується в залежності від напруги високої частоти протягом першої стадії (наприклад, чим вище напруга високої частоти, тим нижче розраховане попередньо визначене значення відносного повного опору тканини). Переважно, попередньо визначене значення відносного повного опору тканини знаходиться в межах 1-1,5. Коли керуючий пристрій 200 керує джерелом живлення 100 так, щоб апроксимувати напругу високої частоти протягом першої стадії, попередньо визначене значення відносного повного опору тканини переважно розраховується або задається для кожної ділянки.

Переважно, керуючий пристрій 200 розраховує також напругу високої частоти, що подається протягом другої стадії, в залежності від напруги високої частоти, що подавалася на першій стадії, коли відносно повний опір тканини досяг попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини. Переважно, амплітуда напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії, рівна приблизно 50-100% значення напруги високої частоти, що подавалася в кінці першої стадії (наприклад, коли відносно повний опір тканини досяг попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини).

У ще одному переважному варіанті здійснення, показаному на Фіг.3, керуючий пристрій 200 переважно керує джерелом живлення 100 так, щоб стабілізувати напругу високої частоти, що подається протягом другої стадії. Тривалість другої стадії переважно розраховується керуючим пристроєм 200 в залежності від тривалості першої стадії.

Переважно, керуючий пристрій 200 керує джерелом живлення 100 ще і так, щоб модулювати напруги високої частоти, що подаються протягом першої і другої стадій, імпульсами. Імпульси переважно є прямокутними і мають частоту приблизно 100Гц-60кГц і коефіцієнт послідовності імпульсів приблизно 10-90%. Висока частота переважно вибирається так, щоб запобігти відновленню клітинних мембран в інтервалі між імпульсами. Крім того, протягом першої і другої стадій частота імпульсів може змінюватися.

У альтернативному варіанті здійснення, показаному на Фіг.4, керуючий пристрій 200 розроблено для керування джерелом живлення 100 так, щоб модулювати напруги високої частоти, що подаються протягом першої і другої стадій, як описано вище, імпульсами частотою приблизно 100Гц-60кГц, і, крім того, модулювати напругу високої частоти, що подається протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами частотою нижче приблизно 100Гц. Низькочастотні імпульси переважно є прямокутними. Більш переважно, керуючий пристрій 200 керує джерелом живлення 100 так, щоб стабілізувати амплітуду напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії. Переважно, керуючий пристрій 200 розраховує тривалість другої стадії в залежності від тривалості першої.

Амплітуда напруги високої частоти, що подається протягом другої стадії і показана на Фіг.4 як B, переважно розраховується в залежності від значення напруги високої частоти, що подається в кінці першої стадії (показаного на Фіг.4 як C).

Переважно, частота низькочастотних імпульсів, що далі модулюють напругу високої частоти протягом другої стадії, визначається в залежності від тривалості першої стадії. Більш переважно, частота низькочастотних імпульсів визначається так, щоб число імпульсів протягом другої стадії дорівнювало приблизно 5-10.

У ще одному альтернативному варіанті здійснення, показаному на Фіг.5, керуючий пристрій 200 керує джерелом живлення так, щоб змінювати напругу високої частоти, що подається протягом другої стадії, в залежності від відносного повного опору z тканини. Переважно, керуючий пристрій 200 керує джерелом живлення 100 для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії так, щоб стабілізувати відносний повний опір z тканини на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому в кінці першої стадії (показаному на Фіг.5 як A). Зокрема, керуючий пристрій 200 переважно розроблено для керування джерелом живлення 100 так, щоб змінювати напругу високої частоти, що подається протягом другої стадії, в залежності від відносного повного опору z тканини шляхом зниження напруги високої частоти при перевищенні відносним повним опором z тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини і підвищення напруги високої частоти, коли відносний повний опір z тканини менше попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини. Альтернативно, керуючий пристрій 200 може керувати джерелом живлення 100 для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії так, щоб змінювати відносний повний опір тканини по заданій програмі. Крім того, керуючий пристрій 200 переважно розраховує тривалість другої стадії в залежності від тривалості першої.

У ще одному альтернативному варіанті здійс-

нення, показаному на Фіг.6, керуючий пристрій 200 призначено для керування джерелом живлення 100 так, щоб модулювати напруги високої частоти, що подаються протягом першої і другої стадій, імпульсами частотою приблизно 100Гц-60кГц, і, крім того, модулювати напругу високої частоти, що подається протягом другої стадії, низькочастотними імпульсами. Керуючий пристрій 200 керує джерелом живлення 100 для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії так, щоб стабілізувати відносний повний опір z тканини на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому в кінці першої стадії (показаному на Фіг.6 як А). Альтернативно, керуючий пристрій 200 може керувати джерелом живлення 100 для подачі напруги високої частоти протягом другої стадії так, щоб змінювати відносний повний опір тканини по заданій програмі. Крім того, керуючий пристрій 200 переважно розраховує тривалість другої стадії в залежності від тривалості першої.

У кожному з описаних вище варіантів здійснення керуючий пристрій 200 можна переважно настроювати так, щоб він регулював частоту модулюючих імпульсів в межах приблизно 100Гц-60кГц, щоб забезпечити мінімальний опір тканини. Переважно використати для цієї мети відомі способи регулювання зовнішніми системами. Крім того, при зварюванні тканини керуючий пристрій 200 переважно регулює коефіцієнт послідовності модулюючих імпульсів з тим, щоб зменшити або звести до мінімуму витрату енергії на руйнування і нагрівання тканини. Переважно використати для цієї мети відомі способи регулювання зовнішніми самоналагоджуваними системами.

Крім того, керуючий пристрій 200 переважно здібний керувати джерелом живлення 100 так, щоб в проміжки часу між сеансами зварювання подавати на електроди пачки модульованих імпульсів напруги високої частоти. Тривалість пачки імпульсів переважно становить приблизно 2-15мс. Частота пачки імпульсів переважно рівна приблизно 3-15Гц. Переважно, зварювання тканини починається, якщо середній опір тканини між електродами нижче заданого значення.

Крім того, керуючий пристрій 200 переважно здібний розраховувати під час зварювання температуру електродів, температуру тканини, що знаходиться між електродами, і міру коагуляції тканини, наприклад, за допомогою математичної моделі, на основі відомих значень електричного струму і напруги високої частоти. Переважно, розраховані значення використовуються для регулювання швидкості підвищення напруги високої частоти протягом першої стадії і тривалості зварювання тканини. Переважно, регулювання швидкості підвищення напруги високої частоти і тривалості зварювання тканини здійснюється по відомих алгоритмах керуючих систем. Переважно, як модель використовуються відомі моделі коагуляції тканин. Переважно, регулювання здійснюється в межах приблизно ±15% від заданої швидкості підвищення напруги і заданої тривалості зварювання.

Частота низькочастотних імпульсів при модуляції напруги високої частоти протягом другої стадії переважно визначається в залежності від тривалості першої стадії. Більш переважно, частота низькочастотних імпульсів визначається так, щоб число імпульсів протягом другої стадії дорівнювало приблизно 5-10.

Переважно, керуючий пристрій 200 містить також систему регулювання (не показана), призначену для стабілізації або зміни відносного повного опору z тканини по заданій програмі. Зокрема, ця система регулювання стабілізує або змінює відносний повний опір z тканини шляхом зміни напруги високої частоти на попередньо визначену величину, причому напруга високої частоти змінюється в залежності від напряму зміни відносного повного опору z тканини.

Переважно, керуючий пристрій 200 містить також пристрій для контролю зварювання тканини і припинення зварювання тканини і подачі користувачеві сигналу при досягненні напругою високої частоти протягом першої стадії заданого рівня напруги високої частоти і (або) при не досягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

Переважно, керуючий пристрій 200 містить також пристрій для контролю зварювання тканини і припинення зварювання тканини і подачі користувачеві сигналу при досягненні повним опором тканини повного опору ланцюга короткого замикання електродів інструмента для зварювання тканини.

Переважно, керуючий пристрій 200 містить також пристрій для контролю зварювання тканини і подачі сигналу користувачеві при завершенні зварювання тканини в кінці другої стадії. Переважно, цей сигнал подається з витримкою часу, необхідною для охолонення звареної тканини.

Крім того, керуючий пристрій 200 переважно відключає напругу високої частоти і подає користувачеві відповідний сигнал, якщо повний опір тканини або тривалість зварювання перевищують порогові параметри.

Переважно, керуючий пристрій 200 містить також фільтр для фільтрування значень повного опору тканини. Крім того, керуючий пристрій 200 може бути розрахований на керування тривалістю першої стадії в залежності від відносного повного опору тканини.

По одному варіанту здійснення способу зварювання біологічної тканини, що пропонується, цей спосіб включає подачу напруги високої частоти протягом першої стадії до електродів інструмента для зварювання тканини; контроль повного опору тканини; визначення мінімального значення повного опору тканини протягом першої стадії; визначення відносного повного опору тканини; виявлення, коли відносний повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення повного опору тканини; ініціювання другої стадії при досягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини; розрахунок тривалості другої стадії в залежності від тривалості першої; і подачу напруги високої частоти протягом другої стадії до електродів інструмента для зварювання тканини.

Переважно, відносний повний опір тканини розраховують як відношення повного опору тканини до мінімального значення повного опору тканини. Напругу високої частоти, яка подається протягом

першої стадії, переважно підвищують з поступово знижуючою швидкістю, переважно, по наступній формулі:

$U=u_s \times t^k$, де U - напруга, u_s - постійна, t - час і k - постійна, і де k<1.

Переважно, контроль повного опору тканини включає вимірювання напруги високої частоти і електричного струму між електродами інструмента для зварювання тканини і розрахунок повного опору тканини діленням напруги на електричний струм.

Переважно, значення відносного повного опору тканини є попередньо визначеним або заданим значенням, або його визначають в залежності від напруги високої частоти, яке подають протягом першої стадії. Переважно, попередньо визначене значення відносного повного опору тканини знаходиться в межах 1-1,5.

Переважно, напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, розраховують в залежності від напруги високої частоти, яку подають в кінці першої стадії (тобто, коли відносно повний опір тканини досягає попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини). Переважно, напруга високої частоти, яку подають протягом другої стадії, дорівнює приблизно 50-100% значення напруги високої частоти, яку подають в кінці першої стадії.

По одному переважному варіанту здійснення способу, що пропонується, подача напруги високої частоти протягом другої стадії включає стабілізацію напруги високої частоти, що подається. Фіг.3 ілюструє цей спосіб, показуючи графік напруги високої частоти, яку подають протягом першої і другої стадій, повного опору Z тканини і відносного повного опору z тканини. Як показано на Фіг.3, напругу високої частоти, яку подають протягом першої стадії, поступово зменшують, поки відносний повний опір z тканини не досягне попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини, показаного на Фіг.3 як A. Як вже описувалося вище, попередньо визначене значення відносного повного опору тканини можуть попередньо задавати або визначати в залежності від напруги високої частоти, яку подають протягом першої стадії. При досягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини, протягом другої стадії подають стабілізовану напругу високої частоти. Переважно, напруги високої частоти, які подають протягом першої і другої стадій, модулюють імпульсами. Переважно, імпульси є прямокутними і мають частоту приблизно 100Гц-60кГц і коефіцієнт послідовності імпульсів приблизно 10-90%. Частоту імпульсів протягом першої і другої стадій можуть змінювати.

По альтернативному варіанту здійснення способу, що пропонується, напруги високої частоти, які подають протягом першої і другої стадій, модулюють імпульсами частотою приблизно 100Гц-60кГц, і напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, модулюють низькочастотними імпульсами. Фіг.4 ілюструє цей спосіб, показуючи графік напруги високої частоти, яку подають протягом другої стадії і модулюють низькочастотними імпульсами. Переважно, амплітуду напруги високої частоти, яку подають протягом другої стадії, стабілізують на рівні, показаному на Фіг.4 як B. Переважно, амплітуду напруги високої частоти розраховують в залежності від значення напруги високої частоти, яку подають в кінці першої стадії (показаної на Фіг.4 як C).

Переважно, низькочастотні імпульси є в основному прямокутними. Переважно, частоту низькочастотних імпульсів, що модулюють напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, визначають в залежності від тривалості першої стадії. Більш переважно, частоту низькочастотних імпульсів визначають так, щоб число імпульсів протягом другої стадії дорівнювало приблизно 5-10.

По ще одному альтернативному варіанту здійснення способу, що пропонується, напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, змінюють в залежності від відносного повного опору тканини. Фіг.5 ілюструє цей спосіб, показуючи графік напруги високої частоти і відносного повного опору тканини протягом другої стадії.

Переважно, напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, змінюють в залежності від відносного повного опору тканини шляхом зниження напруги високої частоти, коли відносний повний опір тканини стає великим попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини, і шляхом підвищення напруги високої частоти, коли відносний повний опір тканини z стає меншим попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини. Більш переважно, відносний повний опір тканини стабілізують на рівні відносного повного опору тканини, досягнутому в кінці першої стадії. Альтернативно, напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, можуть змінювати для зміни відносного повного опору тканини по заданій програмі.

По ще одному альтернативному варіанту здійснення способу, що пропонується та ілюструється на Фіг.6, напруги високої частоти, які подають протягом першої і другої стадій, модулюють імпульсами частотою в межах приблизно 100Гц-60кГц, напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, далі модулюють низькочастотними імпульсами, і відносний повний опір тканини стабілізують на рівні, досягнутому в кінці першої стадії. Альтернативно, напругу високої частоти, яку подають протягом другої стадії, можуть змінювати для зміни відносного повного опору тканини по заданій програмі.

Переважно, низькочастотні імпульси є прямокутними. Частоту низькочастотних імпульсів переважно визначають в залежності від тривалості першої стадії. Більш переважно, частоту низькочастотних імпульсів визначають так, щоб число імпульсів протягом другої стадії дорівнювало приблизно 5-10. Стабілізацію відносного повного опору тканини переважно здійснюють системою регулювання шляхом зміни напруги високої частоти на попередньо визначену величину або один рівень, причому знак зміни напруги високої частоти протилежний знаку зміни відносного повного опору тканини.

Переважно, спосіб по кожному з вищевикладених варіантів здійснення включає також конт-

роль зварювання тканини і припинення зварювання тканини і подачу користувачеві сигналу при досягненні напруги високої частоти, яку подають протягом першої стадії, заданого рівня напруги високої частоти і (або) не досягненні відносним повним опором тканини попередньо визначеного значення відносного повного опору тканини.

Переважно, способи по вищевикладеним варіантам здійснення включають також контроль зварювання тканини і подачу користувачеві сигналу при досягненні повним опором тканини повного опору ланцюга короткого замикання електродів інструмента для зварювання тканини.

Переважно, способи по вищевикладеним варіантам здійснення включають також контроль зварювання тканини і подачу користувачеві сигналу при завершенні зварювання тканини в кінці другої стадії. Переважно, цей сигнал подають з витримкою часу, необхідної для охолодження звареної тканини.

Переважно, способи по вищевикладеним варіантам здійснення включають також контроль зварювання тканини і подачу користувачеві сигналу, якщо повний опір тканини або тривалість зварювання перевищують порогові параметри.

По ще одному варіанту здійснення даного винаходу пропонується спосіб керування зварюванням біологічної тканини, який включає подачу напруги високої частоти, що підвищується, переважно, з швидкістю підвищення, що поступово знижується, до електродів інструмента для зварювання тканини протягом першої стадії; вимірювання значень напруги високої частоти і електричного струму, що проходить через тканину, і тривалість першої стадії; розрахунок значень повного опору тканини діленням значень напруги високої частоти на значення електричного струму; визначення мінімального значення повного опору тканини; запам'ятовування мінімального значення повного опору тканини; розрахунок значень відносного повного опору тканини діленням значень повного опору тканини на мінімальне значення повного опору тканини; припинення першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини, розрахованого в залежності від відносного повного опору тканини; запам'ятовування тривалості першої стадії і значення напруги високої частоти в кінці першої стадії (тобто, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини); розрахунок рівня напруги високої частоти для другої стадії в залежності від значення напруги високої частоти в кінці першої стадії; розрахунок тривалості другої стадії в залежності від тривалості першої; і подачу напруги високої частоти з розрахованим вище рівнем протягом другої стадії.

По ще одному варіанту здійснення даного винаходу пропонується спосіб керування зварюванням біологічної тканини, який включає подачу напруги високої частоти, переважно, з швидкістю, що поступово знижується, до електродів інструмента для зварювання тканини протягом першої стадії; вимірювання значень напруги високої частоти і електричного струму, що проходить через тканину, і тривалості першої стадії; розрахунок значень повного опору тканини діленням значень напруги високої частоти на значення електричного струму; визначення мінімального значення повного опору тканини; запам'ятовування мінімального значення повного опору тканини; розрахунок значення відносного повного опору тканини діленням значень повного опору тканини на мінімальне значення повного опору тканини; припинення першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини, розрахованого в залежності від відносного повного опору тканини; запам'ятовування тривалості першої стадії і напруги високої частоти в кінці першої стадії; розрахунок рівня напруги високої частоти для другої стадії в залежності від значення напруги високої частоти в кінці першої стадії; розрахунок тривалості другої стадії в залежності від тривалості першої; розрахунок частоти модуляції в залежності від тривалості першої стадії; подачу напруги високої частоти з розрахованим вище рівнем протягом другої стадії; і модуляція напруги високої частоти імпульсами з частотою модуляції, розрахованою вище.

По ще одному варіанту здійснення даного винаходу пропонується спосіб керування зварюванням біологічної тканини, який включає подачу напруги високої частоти, переважно, з швидкістю, що поступово знижується, до електродів інструмента для зварювання тканини протягом першої стадії; вимірювання значень напруги високої частоти і електричного струму, що проходить через тканину, і тривалості першої стадії; розрахунок значень повного опору тканини діленням значень напруги високої частоти на значення електричного струму; визначення мінімального значення повного опору тканини; запам'ятовування мінімального значення повного опору тканини; розрахунок значення відносного повного опору тканини діленням значень повного опору тканини на мінімальне значення повного опору тканини; припинення першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини, розрахованого в залежності від відносного повного опору тканини; запам'ятовування тривалості першої стадії і значення напруги високої частоти в кінці першої стадії; розрахунок тривалості другої стадії в залежності від тривалості першої; і подачу напруги високої частоти протягом другої стадії, по якому напругу високої частоти змінюють в залежності від відносного повного опору тканини протягом другої стадії.

По ще одному варіанту здійснення даного винаходу пропонується спосіб керування зварюванням біологічної тканини, який включає подачу напруги високої частоти, переважно, з швидкістю, що поступово знижується, до електродів інструмента для зварювання тканини протягом першої стадії; вимірювання значень напруги високої частоти і електричного струму, що проходить через тканину; розрахунок значень повного опору тканини діленням значень напруги високої частоти на значення електричного струму; визначення мінімального значення повного опору тканини; запам'ятовування мінімального значення повного опору тканини; розрахунок значень відносного повного опору тканини діленням значень повного опору тканини на мінімальне значення повного опору тканини; при-

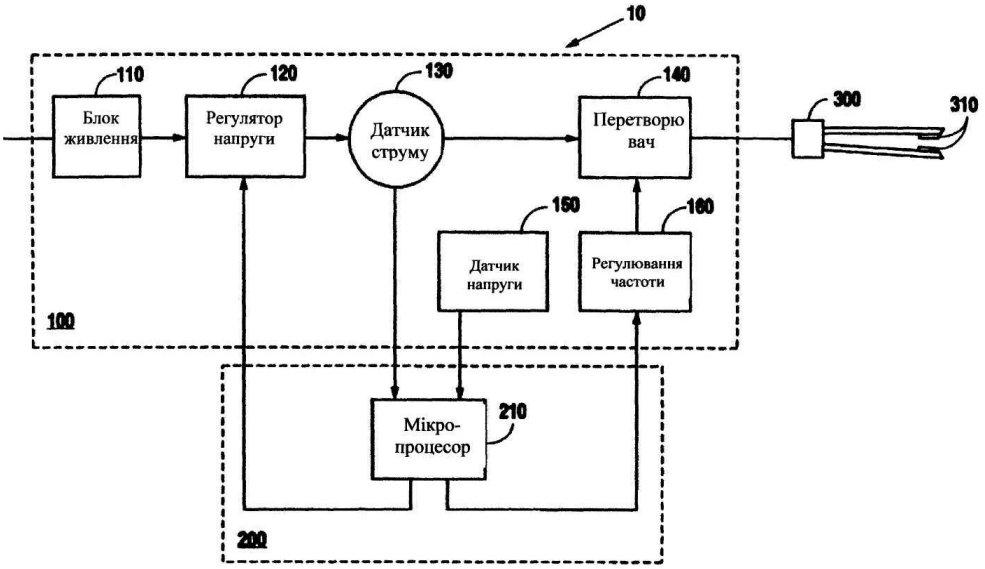
пинення першої стадії, коли відносний повний опір тканини досягає кінцевого значення повного опору тканини, розрахованого в залежності від відносного повного опору тканини; запам'ятовування тривалості першої стадії і значення напруги високої частоти в кінці першої стадії; розрахунок початкового рівня напруги високої частоти для другої стадії в залежності від значення напруги високої частоти в кінці першої стадії; розрахунок тривалості другої стадії в залежності від тривалості першої; розрахунок частоти модуляції в залежності від тривалості першої стадії; і подачу напруги високої частоти протягом другої стадії, тривалість якої розрахована вище, з початковим завданням амплітуди напруги високої частоти з початковим розрахованим вище рівнем напруги високої частоти; модуляція напруги високої частоти імпульсами з частотою модуляції, розрахованою вище; і зміна амплітуди напруги високої частоти в залежності від відносного повного опору тканини.

Переважно, спосіб включає також стабілізацію відносного повного опору тканини протягом другої стадії із значенням кінцевого відносного повного опору тканини. Стабілізацію відносного повного опору тканини переважно здійснюють системою регулювання, яка стабілізує відносний повний опір тканини, змінюючи імпульси напруги високої частоти на попередньо визначену кількість, причому напругу високої частоти змінюють в залежності від зміни відносного повного опору тканини. Переважно, система регулювання стабілізує відносний повний опір тканини, змінюючи імпульси напруги високої частоти на попередньо визначену кількість, починаючи з розрахованого початкового рівня.

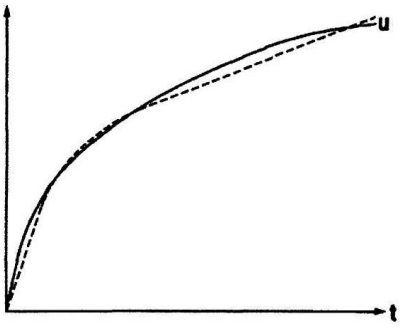
Переважно, спосіб включає також зміну відносного повного опору тканини по заданій програмі, причому цю зміну переважно здійснюють системою регулювання, яка змінює амплітуду імпульсів напруги високої частоти.

Даний винахід можна реалізувати з будь-яким поєднанням апаратних засобів і програмного забезпечення. При реалізації у вигляді комп'ютерного пристрою даний винахід реалізовується з використанням засобів для виконання всіх операцій і функцій, описаних вище. Крім того, даний винахід можна включити в готовий виріб (наприклад, один або декілька комп'ютерних програмних продуктів), який має, наприклад, оточення, придатне для використання комп'ютерами. Це оточення включає в себе, наприклад, програмний засіб, що читається комп'ютером, призначений для забезпечення і полегшення здійснення механізмів, що пропонуються. Вказаний готовий виріб може включатися як частина комп'ютерної системи і продаватися окремо.

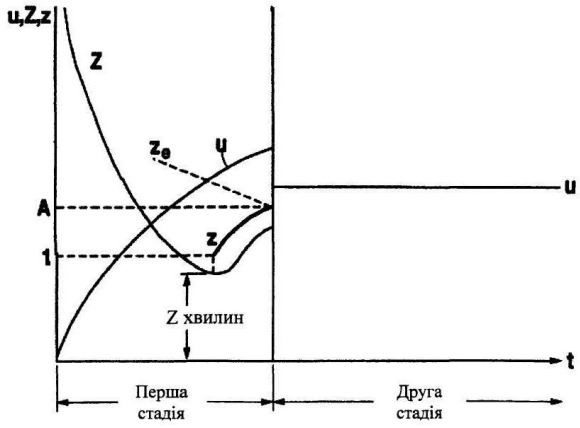
Фахівцям ясно, що в описані варіанти здійснення можна було б внести зміни без відступу від його широкої винахідницької ідеї. Тому зрозуміло, що винахід не обмежується розкритими конкретними варіантами здійснення, а охоплює будь-які варіанти в межах суті і об'єму винаходу, що визначаються прикладеною формулою винаходу.



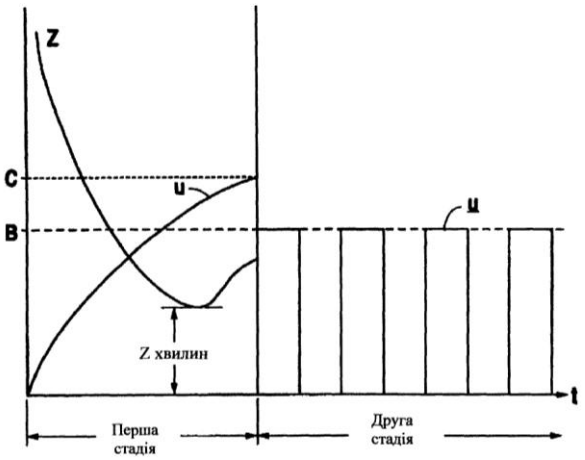
Фіг. 1



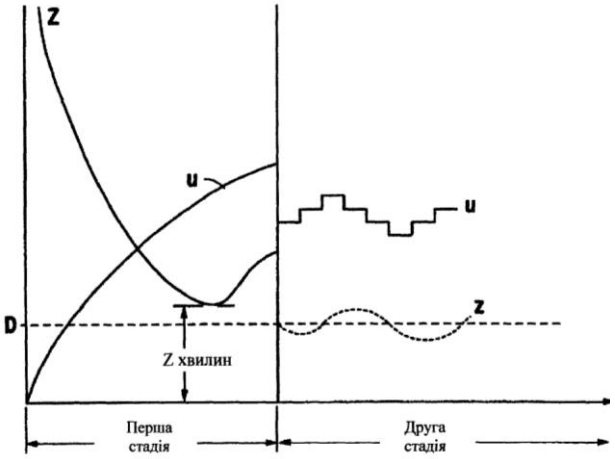
Фіг. 2



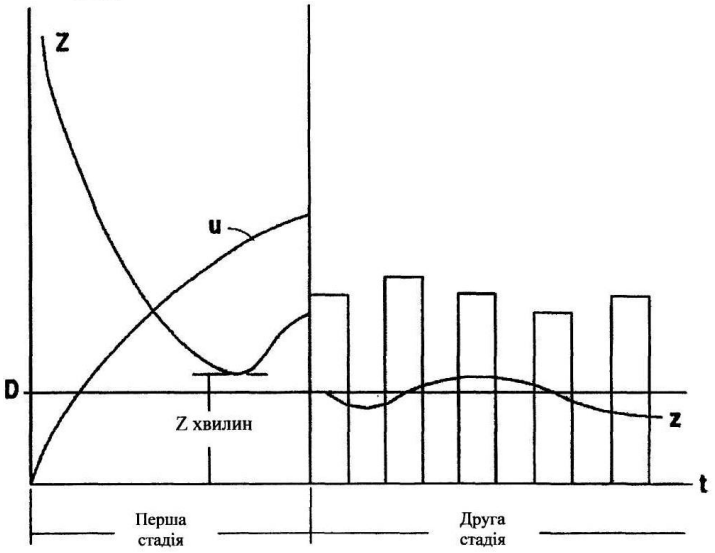
Фіг. 3



Фіг. 4



Фіг. 5



Фіг. 6

Комп'ютерна верстка Т. Чепелева Підписне Тираж 26 прим.

Міністерство освіти і науки України

Державний департамент інтелектуальної власності, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601