



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561830 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780049654.5

(22)申请日 2017.07.19

(30)优先权数据

62/363,854 2016.07.19 US

15/653,429 2017.07.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/042696 2017.07.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/017632 EN 2018.01.25

(71)申请人 J·斯特雷冈德森

地址 美国犹他州

申请人 S·T·维纶

(72)发明人 J·斯特雷冈德森 S·T·维纶

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐东升 李尚颖

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0225(2006.01)

A61H 1/00(2006.01)

A63B 22/00(2006.01)

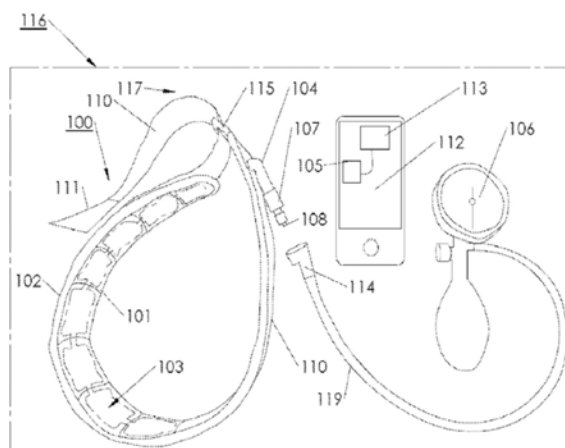
A63B 71/00(2006.01)

(54)发明名称

基于功效的血流限制训练反馈系统

(57)摘要

一种在血流限制训练(BFR)系统中使用的可充气带100,该可充气带具有外部带材料102,该外部带材料沿周边气密地密封到内部带材料101,从而形成至少一个可充气腔室103,该可充气腔室具有用于将气体接收到该腔室中的输入端口104,该可充气带还包括与该外部带材料连通的第一紧固装置110,用于附接到与该外部带材料连通的第二紧固装置111,从而在该可充气带包在用户肢体周围时锁定该可充气带的周长,用于采集功效反馈数据205的功效反馈装置200,该可充气带用于基于对该功效反馈数据的评估来规定、监测和调整BFR训练阶段和/或程序的一个或多个训练参数。



1. 一种用于连续监测和规定血流限制训练程序的个体化血流限制系统,所述系统包括:

一根或多根带,其用于限制血液流过用户的一个或多个肢体,

一个或多个功效反馈装置,其用于采集功效反馈数据以探知已完成的血流限制训练阶段的功效水平,

处理装置,其用于处理所述功效反馈并确定如何调整 and 规定后续血流限制训练阶段的一个或多个训练参数,

以及通信装置,其用于将所述后续血流限制训练阶段传输给所述用户。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述功效反馈装置包括重复计数装置。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述训练参数受到由所述用户设定的一个或多个结果目标的影响。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中所述功效水平与所述用户的一个或多个心理属性相结合,以确定所述训练参数中的一个或多个。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述功效反馈装置包括心率传感器。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中所述功效反馈装置包括用于采集表征所述用户的疲劳响应的用户输入的调查问卷。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述血流限制训练程序是在所述训练参数基于所述用户的一个或多个生物特征属性被确定为处于预期对所述用户安全的水平的情况下启动的。

8. 一种用于连续监测当前血流限制训练阶段的个体化血流限制系统,所述系统包括:

一根或多根带,其用于限制血液流过用户的一个或多个肢体,

一个或多个功效反馈装置,其用于采集功效反馈数据以探知所述当前血流限制训练阶段的功效水平,

处理装置,其用于处理所述功效反馈并评估如何调整 and 规定所述当前血流限制训练阶段的一个或多个训练参数,

以及通信装置,其用于向所述用户传输对所述当前血流限制训练阶段的所述训练参数的任何调整,所述训练参数调整是基于所述评估进行的。

9. 一种监测个体化血流限制训练程序的方法,所述方法包括:

提供一根或多根带,用于限制用户的一个或多个肢体中的血流,

最初收集关于所述用户的一条或多条生物特征信息,

基于所述生物特征信息为所述用户规定一个或多个训练参数,

采集关于由所述用户执行的血流限制训练阶段的功效反馈数据,

基于所述功效反馈数据调整所述训练参数,以规定后续的血流限制训练阶段。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述生物特征信息与所述用户的身体状态相关。

11. 根据权利要求9所述的方法,其中所述生物特征信息与所述用户的心理相关。

12. 根据权利要求9所述的方法,其中初始血流限制训练阶段的所述训练参数被确定为对于所述用户处于安全水平。

13. 根据权利要求9所述的方法,其中初始血流限制训练阶段还包括不限制血流。

14. 根据权利要求9所述的方法,其中所述监测还包括提供心率传感器,用于采集所述

功效反馈数据。

15. 根据权利要求9所述的方法, 其中所述监测还包括提供调查问卷, 用于采集表征所述用户的疲劳响应的用户输入。

16. 根据权利要求9所述的方法, 其中所述监测还包括提供重复计数装置, 用于采集所述功效反馈数据。

17. 一种准备用于限制用户肢体中的血流的可充气带的方法, 包括:

提供可充气带,

在所述用户穿戴上所述可充气带之前, 将所述可充气带充气至预先调节压力,

所述用户穿戴上所述可充气带。

18. 根据权利要求17所述的方法, 其中所述预先调节压力介于20mmHg至150mmHg之间。

19. 一种用于过滤有效锻炼的方法, 包括评估所述锻炼的持续时间并与最小值进行比较, 小于所述最小值则确定用户无法获得有效锻炼。

20. 一种血流限制训练方法, 包括:

将血流限制装置定位在肢体周围, 所述血流限制装置向所述肢体施加压力, 所述压力是可调整的; 以及

在用户进行训练运动期间用具有传感器的系统捕获数据, 所述传感器捕获数据以确定所述训练运动的功效。

21. 根据权利要求20所述的方法, 还包括:

将由所述传感器捕获的所述数据传输给处理器; 以及

由所述处理器使用所述传感器捕获的所述数据来确定使用所述血流限制装置进行所述训练运动的功效。

22. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述定位是在所述血流限制装置具有可调整的张力, 以改变由所述血流限制装置施加在所述肢体上的所述压力的情况下进行的。

23. 根据权利要求20所述的方法, 还包括:

在基线阶段期间收集所述用户的基线数据。

24. 根据权利要求23所述的方法, 还包括:

所述收集是在所述基线阶段期间, 在所述用户佩戴所述血流限制装置的情况下进行的。

25. 根据权利要求23所述的方法, 还包括:

所述收集是在所述血流限制装置的至少一个可充气腔室未充气的情况下进行的。

26. 根据权利要求23所述的方法, 还包括:

由所述处理器使用所述传感器捕获的所述数据和所述基线数据来确定使用所述血流限制装置进行所述训练运动的功效。

27. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述定位是在所述血流限制装置的至少一个可充气腔室具有可调整充气压力, 以改变由所述血流限制装置施加在所述肢体上的所述压力的情况下进行的。

28. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器捕获生理参数。

29. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器捕获数据, 以确定在血流限制下所述肢体中是否已经发生了稳态失衡。

30. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器捕获数据, 以确定大脑是否已经对血流限制下所述肢体中的稳态失衡作出了响应。

31. 根据权利要求20所述的方法, 还包括:

确定与所述稳态失衡相关联的第一时间事件, 并与预设时限进行比较, 以确定所述训练一直以来是否有效。

32. 根据权利要求31所述的方法, 其中:

执行所述确定, 使得如果所述第一时间小于所述预设时间, 则确定施加到所述肢体的所述压力过高。

33. 根据权利要求31所述的方法, 其中

所述确定是在存储于所述处理器中的第一时间事件表示感测到稳态失衡的时间的情况下进行的, 然后指示所述用户继续训练持续以下至少一者: 预设工作时间量, 或直到达到最大时限。

34. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器捕获数据, 以监测交感神经紧张度和副交感神经紧张度中的至少一者。

35. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器捕获数据, 以计算心率变异性。

36. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器监测心率变异性。

37. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器在心脏的任一侧都具有导联。

38. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器提供用于测量心跳之间的时间间隔的数据。

39. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的, 所述传感器提供用于计算从一次心跳到下一次心跳的时间变异性的数据。

40. 根据权利要求20所述的方法, 还包括:

使用所述处理器和来自所述传感器的所述数据确定心率变异性。

41. 根据权利要求40所述的方法, 其中:

所述确定计算所述心率变异性是否已经降低。

42. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述确定是利用所述处理器进行的, 所述处理器确定交感神经紧张度和副交感神经紧张度中的至少一者。

43. 根据权利要求20所述的方法, 其中:

所述确定是利用所述处理器进行的,所述处理器确定所述交感神经紧张度是否已经增加。

44. 根据权利要求20所述的方法,其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的,所述传感器被配置为测量心跳之间的所述时间间隔(R-R' 间隔)。

45. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

使用从所述传感器获得的数据估计训练强度;以及

计算与先前采样时间在时间上隔开一定时间间隔的采样时间处的累积的运动后过耗氧量,所述采样时间和所述先前采样时间都处于所述训练阶段期间,所述计算是使用在所述先前采样时间处的强度和运动后过耗氧量进行的。

46. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

确定随时间推移的累积运动后过耗氧量的变化率。

47. 根据权利要求46所述的方法,还包括:

将所述变化率与预定值进行比较;以及

基于所述比较选择训练参数的变化。

48. 根据权利要求47所述的方法,还包括:

在所述训练阶段期间将所述训练参数的所述变化传输给所述用户。

49. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

确定随时间推移的累积运动后过耗氧量的变化率是否具有正斜率。

50. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

在所述训练阶段期间将在所述采样时间处的所述累积运动后过耗氧量传输给所述用户。

51. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

响应于来自所述传感器的所述数据改变与所述训练阶段有关的参数。

52. 根据权利要求51所述的方法,还包括:

所述改变是自动进行的。

53. 根据权利要求51所述的方法,其中:

所述改变是使用所述参数进行的,所述参数是由所述血流限制装置施加到所述肢体的所述压力。

54. 根据权利要求51所述的方法,其中:

所述改变是使用所述参数进行的,所述参数是所述用户在所述训练运动期间使用的推荐负荷。

55. 根据权利要求51所述的方法,其中:

所述改变是使用与未来训练阶段有关的参数进行的。

56. 根据权利要求A1所述的方法,其中:

所述改变是使用选自一组参数的参数进行的,这组参数由下列各项组成:所述训练运动期间所使用的负荷、施加给所述肢体的所述压力、所述训练运动的重复频率、所述训练运动的重复数量、所述训练运动的组之间的休息间隔、添加第二训练运动,以及所述训练运动与所述第二训练运动之间的休息间隔。

57. 根据权利要求51所述的方法,还包括:

按偏好顺序对参数进行优先级排序、为一个或多个参数设定极限,以及基于所述偏好顺序调整一个或多个参数,由此将第一参数向上调整到第一参数极限然后再调整第二参数。

58. 根据权利要求51所述的方法,还包括:

所述改变针对除了与所述训练运动相关联的负荷之外的参数至少进行一次。

59. 根据权利要求51所述的方法,其中:

在调整与所述训练运动相关联的所述负荷之前,进行所述改变以改变由所述血流限制装置施加的所述压力。

60. 根据权利要求20所述的方法,其中:

基于与所述用户有关的生物特征数据设定初始参数。

61. 根据权利要求20所述的方法,其中:

所述设定是使用所述生物特征数据进行的,所述生物特征数据是来自由下列各项组成的数据组的数据:年龄、肢体围长、总体健康状况、CVD风险因素、DVT风险因素、AODM、HTN、健康水平和运动习惯。

62. 根据权利要求20所述的方法,其中:

设定通过所述血流限制装置施加于所述肢体的初始压力,所述初始压力是一般值。

63. 根据权利要求62所述的方法,其中:

所述设定是使用所述一般值进行的,所述一般值是所述血流限制装置的可充气腔室的充气压力。

64. 根据权利要求20所述的方法,其中:

设定施加于所述肢体的初始压力,所述初始压力低于在使用所述血流限制装置进行训练运动时达到功效所需的压力。

65. 根据权利要求20所述的方法,其中:

设定施加于所述肢体、且对血流无限制的初始压力。

66. 根据权利要求20所述的方法,其中:

设定施加于所述肢体、且不向所述血流限制装置的可充气腔室施加充气压力的初始压力。

67. 根据权利要求20所述的方法,其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的,所述传感器对重复计数。

68. 根据权利要求20所述的方法,其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的,所述传感器确定重复和移动的质量。

69. 根据权利要求20所述的方法,其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的,所述传感器包括惯性测量单元。

70. 根据权利要求20所述的方法,其中:

所述捕获是利用所述传感器进行的,所述传感器包括压力测量装置。

71. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

将所述用户报告的疲劳水平传输给所述系统,所述系统使用所述报告的疲劳水平来确定功效。

72. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

使用来自所述传感器的所述数据监测所述训练运动的功效;以及
基于同一训练阶段期间的所述监测,调整后续训练运动的参数。

73. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

使用来自所述传感器的所述数据监测所述训练运动的功效;以及
基于所述监测调整后续训练阶段的参数。

74. 一种用于确定血流限制运动的功效的系统,包括:

血流限制装置,所述血流限制装置被配置为围绕肢体定位,所述血流限制装置向所述肢体施加压力,所述压力是可调整的;

传感器,所述传感器捕获与使用所述血流限制装置进行训练运动有关的数据;

非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质在其上具有可执行的计算机指令,所述指令包括下列步骤:从所述传感器接收所述数据,以及使用来自所述传感器的所述数据确定所述训练运动的功效;以及

处理器,所述处理器执行所述可执行的计算机指令,所述处理器从所述传感器接收所述数据并确定所述功效。

75. 根据权利要求74所述的系统,还包括:

所述血流限制装置具有可调整张力,以改变由所述血流限制装置施加在所述肢体上的所述压力。

76. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述血流限制装置具有用于可充气腔室的可调整充气压力,以改变由所述血流限制装置施加在所述肢体上的所述压力。

77. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述传感器捕获生理参数。

78. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述传感器捕获数据以确定在血流限制下所述肢体中是否已经发生了稳态失衡。

79. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述传感器捕获数据以确定大脑是否已经对血流限制下所述肢体中的稳态失衡作出了响应。

80. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述传感器在基线阶段期间收集所述用户的基线数据。

81. 根据权利要求80所述的系统,其中:

所述传感器在所述基线阶段期间、在所述用户佩戴所述血流限制装置的情况下收集所述基线数据。

82. 根据权利要求80所述的系统,其中:

所述传感器在所述血流限制装置的可充气腔室未充气的情况下进行对基线数据的收集。

83. 根据权利要求80所述的系统,其中:

所述处理器使用所述传感器捕获的与所述训练运动有关的数据和所述基线数据来确定使用所述血流限制装置进行所述训练运动的所述功效。

84. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括确定与稳态失衡相关联的第一时间事件, 并将所述第一时间事件与预设时限进行比较, 以确定所述训练一直以来是否有效。

85. 根据权利要求84所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括确定所述第一时间小于所述预设时间。

86. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括确定存储在所述处理器中的第一时间事件, 所述第一时间事件表示感测到稳态失衡的时间, 然后指示所述用户继续训练持续以下至少一者: 预设工作时间量, 或直到达到最大时限。

87. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述传感器捕获数据, 以监测交感神经紧张度和副交感神经紧张度中的至少一者。

88. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述传感器捕获数据以计算心率变异性。

89. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述传感器监测心率变异性。

90. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述传感器在心脏两侧都具有导联。

91. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述传感器提供用于测量心跳之间的时间间隔的数据。

92. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述传感器提供用于计算从一次心跳到下一次心跳的所述时间变异性的数据。

93. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括使用来自所述传感器的所述数据确定心率变异性。

94. 根据权利要求93所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括确定所述心率变异性是否已经降低。

95. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述传感器提供数据以确定心跳之间的时间间隔 (R-R' 间隔)。

96. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括使用从所述传感器获得的数据估计训练强度, 计算与先前采样时间在时间上隔开一定时间间隔的采样时间处的累积的运动后过耗氧量, 所述采样时间和所述先前采样时间都处于所述训练阶段期间, 所述计算是使用在所述先前采样时间处的强度和运动后过耗氧量进行的。

97. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括确定随时间推移的累积运动后过耗氧量的变化率。

98. 根据权利要求97所述的方法, 还包括:

所述介质上的所述指令包括将所述变化率与预定值进行比较, 并且基于所述比较选择训练参数中的变化。

99. 根据权利要求97所述的方法, 还包括:

所述介质上的所述指令包括在所述训练阶段期间将所述训练参数的所述变化传输给

所述用户。

100. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括确定随时间推移的累积运动后过耗氧量的变化率是否具有正斜率并且超过阈值。

101. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括在所述训练阶段期间将在所述采样时间处的所述累积运动后过耗氧量传输给所述用户。

102. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括确定交感神经紧张度。

103. 根据权利要求103所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括确定所述交感神经紧张度是否已增加。

104. 根据权利要求74所述的系统, 还包括:

所述介质上的所述指令包括响应于来自所述传感器的所述数据改变与所述训练阶段有关的参数。

105. 根据权利要求105所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括使用所述参数进行所述改变, 所述参数是所述用户在所述训练运动期间使用的推荐负荷。

106. 根据权利要求105所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括改变与未来的训练阶段有关的参数。

107. 根据权利要求105所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括对所述参数的所述改变, 所述参数是选自一组参数的参数, 这组参数由下列各项组成: 所述训练运动期间所使用的负荷、施加给所述肢体的所述压力、所述训练运动的重复频率、所述训练运动的重复数量、所述训练运动的组之间的休息间隔、添加第二训练运动, 以及所述训练运动与所述第二训练运动之间的休息间隔。

108. 根据权利要求105所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括按偏好顺序对多个参数进行优先级排序、为每个参数设定极限, 以及基于所述偏好顺序调整一个或多个参数, 由此将第一参数向上调整到第一参数极限然后再调整第二参数。

109. 根据权利要求105所述的系统, 还包括:

所述介质上的所述指令包括自动地改变所述参数。

110. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括请求所述用户改变所述训练阶段的参数。

111. 根据权利要求74所述的系统, 其中:

所述介质上的所述指令包括响应于所述处理器使用来自所述传感器的所述数据确定功效, 而改变由所述血流限制装置施加于所述肢体的所述压力。

112. 根据权利要求74所述的系统, 还包括:

所述介质上的所述指令包括基于由所述处理器使用来自所述传感器的所述数据确定的功效来改变与未来训练阶段有关的参数。

113. 根据权利要求74所述的系统, 还包括:

所述介质上的所述指令包括响应于由所述处理器确定的功效来改变参数,所述参数选自一组参数,这组参数由下列各项组成:所述训练运动期间所使用的负荷、施加给所述肢体的所述压力、所述训练运动的重复频率、所述训练运动的重复数量、所述训练运动的组之间的休息间隔、添加第二训练运动,以及所述训练运动与所述第二训练运动之间的休息间隔。

114. 根据权利要求74所述的系统,还包括:

所述介质上的所述指令包括在改变所述负荷之前,将除了与所述训练运动相关联的负荷之外的参数至少改变一次。

115. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括在调整与所述训练运动相关联的所述负荷之前将由所述血流限制装置施加于所述肢体的所述压力至少改变一次。

116. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括基于所述用户的生物特征数据设定初始参数。

117. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括使用所述生物特征数据进行的所述设定,所述生物特征数据是来自由下列各项组成的数据组的数据:年龄、肢体围长、总体健康状况、CVD风险因素、DVT风险因素、AODM、HTN、健康水平和运动习惯。

118. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括设定通过所述血流限制装置施加于所述肢体的初始压力,所述初始压力是一般值。

119. 根据权利要求118所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括使用所述一般值进行的所述设定,所述一般值是所述血流限制装置的可充气腔室的充气压力。

120. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述传感器对重复进行计数。

121. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述传感器确定重复和移动的质量。

122. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述传感器包括惯性测量单元。

123. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述传感器包括压力测量装置。

124. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括接收所述用户报告的疲劳水平以确定功效。

125. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括使用来自所述传感器的所述数据监测所述训练运动的功效,并且基于在同一训练阶段期间的所述监测的功效调整后续训练运动的参数。

126. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括使用来自所述传感器的所述数据监测所述训练运动的功效,并且基于所述监测调整后续训练阶段的参数。

127. 一种评估训练阶段的方法,包括:

在训练阶段期间将心率传感器联接到用户,以测量 $R-R'$ 间隔;

使用从所述心率传感器获得的数据估计训练强度;以及

计算与先前采样时间在时间上隔开一定时间间隔的采样时间处的累积的运动后过耗氧量,所述采样时间和所述先前采样时间都处于所述训练阶段期间,所述计算是使用在所述先前采样时间处的强度和运动后过耗氧量进行的。

128. 根据权利要求127所述的方法,还包括:

确定随时间推移的累积运动后过耗氧量的变化率。

129. 根据权利要求127所述的方法,还包括:

确定随时间推移的累积运动后过耗氧量的变化率是否具有正斜率。

130. 根据权利要求127所述的方法,还包括:

确定累积运动后过耗氧量的变化率是否具有在预定的极限带之外的正斜率。

131. 根据权利要求130所述的方法,其中:

如果所述变化率已经改变到位于所述预定极限带之外,则通知所述用户。

132. 根据权利要求128所述的方法,其中:

改变所述训练阶段的训练参数,以基于所述变化率降低所述强度。

133. 根据权利要求128所述的方法,其中:

改变所述训练阶段的训练参数,以基于所述变化率增大所述强度。

134. 根据权利要求127所述的方法,还包括:

在所述训练阶段期间将在所述采样时间处的所述累积运动后过耗氧量传输给所述用户。

135. 一种用于评估训练阶段的系统,包括:

传感器,所述传感器捕获与训练运动有关的数据;

非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质在其上具有可执行的计算机指令,所述指令包括下列步骤:从所述传感器接收所述数据,以及使用来自所述传感器的所述数据确定所述训练运动的功效。

136. 根据权利要求135所述的系统,还包括:

处理器,所述处理器执行所述可执行的计算机指令,所述处理器从所述传感器接收所述数据并确定所述功效。

137. 根据权利要求135所述的系统,还包括:

血流限制装置,所述血流限制装置被配置为围绕肢体定位,所述血流限制装置向所述肢体施加压力,所述压力是可调整的;

138. 根据权利要求135所述的系统,其中:

所述传感器联接到所述血流限制装置。

139. 根据权利要求135所述的系统,还包括:

所述传感器是心率传感器,所述心率传感器在训练阶段期间联接到用户,以测量 $R-R'$ 间隔。

140. 根据权利要求135所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括使用从所述心率传感器获得的数据估计训练强度,并且计算与先前采样时间在时间上隔开一定时间间隔的采样时间处的累积的运动后过耗氧量,所

述采样时间和所述先前采样时间都处于所述训练阶段期间,所述计算是使用在所述先前采样时间处的强度和运动后过耗氧量进行的。

141. 根据权利要求135所述的系统,还包括:

所述介质上的所述指令包括确定随时间推移的累积运动后过耗氧量的变化率。

142. 根据权利要求135所述的系统,还包括:

所述介质上的所述指令包括确定随时间推移的累积运动后过耗氧量的变化率是否具有正斜率。

143. 根据权利要求135所述的系统,还包括:

所述介质上的所述指令包括确定累积运动后过耗氧量的变化率是否具有在预定的极限带之外的正斜率。

144. 根据权利要求143所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括如果所述变化率已经改变到位于所述预定极限带之外,则通知所述用户。

145. 根据权利要求141所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括改变所述训练阶段的训练参数,以基于所述变化率降低所述强度。

146. 根据权利要求141所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括改变所述训练阶段的训练参数,以基于所述变化率增大所述强度。

147. 根据权利要求140所述的系统,还包括:

所述介质上的所述指令包括在所述训练阶段期间将在所述采样时间处的所述累积运动后过耗氧量传输给所述用户。

148. 根据权利要求20所述的方法,其中:

所述捕获是由所述传感器在训练阶段期间的一个或多个离散时间处完成的。

149. 根据权利要求20所述的方法,其中:

所述捕获是通过所述传感器执行的,所述传感器监测心率漂移。

150. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括在训练阶段期间的一个或多个离散时间期间捕获数据。

151. 根据权利要求74所述的系统,其中:

所述介质上的所述指令包括捕获数据以监测心率漂移。

基于功效的血流限制训练反馈系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请全文引用了之前提交的临时专利申请,即Whalen在2016年2月10日提交的标题为“Blood Flow Restriction Belts and System”的第62/293,536号申请,以及Whalen在2016年3月23日提交的标题为“Barrel Inflatable Belt”的第62/311,936号申请。本文中的一些概念在62/293,536和62/311,936中公开,并且在本申请中,作者既希望详细阐述这些概念,又希望引入新发明。除此之外,本申请全文引用了申请人提交的下列临时专利申请,并要求该临时专利申请的优先权:2016年7月19日提交的标题为“Efficacy Based Feedback System for Blood Flow Restriction Training”的第62/363,854。

[0003] 联邦政府资助的研究—不适用

[0004] 序列表或程序—不适用

背景技术

发明领域

[0005] 本发明涉及血流限制系统,更具体地涉及个体化血流限制监测系统,该个体化血流限制监测系统无需专家、训练员指导,也无需另一个个体加以干预,用于连续监测并规定对于每个个体用户的安全性和有效性最佳的血流限制训练程序。

[0006] 发明背景

[0007] 血流限制(BFR)训练正在全球范围内传播。然而,当前的技术和专业技能的各个方面限制了该技术的分布。BFR训练系统和在这些申请中描述的方法是独特的非常规训练系统和非常规方法,涉及在靠近臂和/或腿的顶部的位置处压缩臂和/或腿。

[0008] 设计独特且相对窄(4至10厘米)的气动带在臂上肱二头肌的主要凸起部分的近侧应用于肢体上的近侧位置处,在腿上则应用于尽可能与大腿一样高的位置。期望的效果是对从肢体流出的深静脉回流产生阻碍或妨碍。在可能的范围内,远侧肌肉中的静脉和毛细血管膨胀并充满血液。肌腹及其血管未被带子覆盖,从而允许一些血液灌注这些纤维。

[0009] 带子一旦就位,则将其充气到一定压力以改变四肢脉管系统中的循环,并且该特定压力水平对于该BFR技术的效力是至关重要的。

[0010] 对脉管系统的影响。

[0011] a. 表浅静脉—被充气带完全阻塞,导致表面静脉膨胀,并将血液重定向到深静脉系统中。

[0012] b. 深静脉—改变深静脉外流的模式,从流回中央循环的有节奏、温和稳定的血流改变为脉动效果更加明显的流动,这种流动在从有时无流动(0ml/s)到流动非常轻快(>100ml/s)并伴有远侧肌肉收缩的范围内。深静脉系统膨胀以容纳进入四肢的血流,该血流被暂时阻止或妨碍离开四肢,然后随着血液被肌肉收缩排空并被挤过深静脉阻塞而塌陷。

[0013] c. 毛细血管网络膨胀并且渗透性增加。

[0014] d. 动脉—可能流入量减少,但仍保持明显的流入量。

[0015] e. 小动脉—这是脉管阻力的主要控制因素,带的远侧完全扩张。

[0016] 在高带压下,深静脉暂时受阻,直到肌肉收缩将深静脉中的血液移出四肢为止。当发生这种情况时,来自动脉侧的血液填充回到四肢中。在这些情况下,动脉流入量取决于肌肉收缩排空深静脉的频率而增大和减小,从而为新鲜的氧合动脉血液腾出更多空间。在较低压力下,动脉流入量根本没有减小,但在越来越高的压力下,由于不能克服深静脉阻塞和压力本身,动脉流入量减小,但并未消除。

[0017] 循环的变化有以下影响:

[0018] 1. 通过以某种方式妨碍和调节血流,导致下列现象:

[0019] i. 血管生成—由于对脉管系统的影响,释放NO、毛细血管和静脉膨胀,以及深静脉的周期性冲洗和排空,所有这些都有助于刺激血管生成级联和用于各种血管生成因子的mRNA的释放,其中血管生成级联的释放由循环VEGF增加而记录。

[0020] ii. 这种减小且经调节的血流不足以由原本简单、可持续的努力使活动肌肉恢复。随着募集的初始纤维无法维持其工作率,活动肌肉的稳态失衡(主要由下列各项构成:pH下降、pO₂下降、乳酸盐浓度增加、细胞内磷酸盐ATP/CP耗尽,Pi、ADP和AMP的浓度增加,电解质浓度改变)。

[0021] iii. 这种稳态失衡导致初始募集的纤维(主要是耐疲劳的I型纤维)不能产生必要的力,因此募集额外的较大运动单元(具有更容易疲劳的II型纤维)来执行该工作。反过来,这些II型纤维变得很快疲劳,因为它们的pH和pO₂降低,而且它们的细胞内磷酸盐储量耗尽、又不能加以补充。

[0022] 2. 来自稳态失衡的代谢物伴随着合成代谢的激素环境,刺激经由mTOR途径募集和收缩的所有运动单元中的局部蛋白质合成增加。

[0023] 3. 稳态失衡还经由与代谢受体和伤害感受器连接的无髓鞘的第III组和第IV组传入纤维传输给CNS,并且在活动肌肉中被感知为“灼烧”、“疲劳”或“不适”。如通过循环生长激素(GH)的强烈增加所指出的,CNS还增加交感神经紧张度并释放合成代谢激素级联。随着交感神经紧张度增加,通气和心率增加。GH释放引发合成代谢级联,从而产生IGF-1。合成代谢激素级联还与已经在活动组织中上调的合成代谢细胞表面受体结合,从而促进局部刺激蛋白质合成增加。

[0024] 由运动期间收集的心率和心率变异性(R-R')数据估计运动后过耗氧量(EPOC)。

[0025] 训练负荷评估

[0026] 选择最佳的运动量很困难。足够剧烈的运动导致身体的稳态失衡,这种失衡在恢复之后引起健康状况改善(例如,Brooks&Fahey 1984; Åstrand&Rodahl 1986)。过于简单的训练并不能提高健康水平,但长期过于艰苦的训练却可能导致训练过度。因此,衡量训练负荷很重要。除此之外,由于经由限制血流产生稳态失衡,使找到正确运动量的BFR进一步复杂化,其中稳态失衡降低了活动肌肉中的pO₂和pH,而不是正常的疲劳指标,诸如糖原耗尽或对收缩器的微创伤或改变的电解质梯度。

[0027] 用于评估训练负荷的方法可以大体上表征为主观指标和生理指标。主观指标易于获得,但并不总是反映生理上的反应和恢复需求。传统的生理指标(诸如耗氧量(VO₂)、心率和血乳酸盐)主要反映运动的瞬时强度,而非运动的长度或累积的运动负荷。此外还有训练负荷指标,诸如训练冲量(TRIMP),但这些指标没有生理基础也没有生理刻度,因而可能难

以解释。

[0028] EPOC是一种生理指标(运动后过量消耗的氧气量,以升或ml/kg计),反映了运动带来的恢复需求和身体稳态的失衡。一直以来,只有通过用实验室设备分析呼吸气体才能测量EPOC,因而不但费用高、耗时长,还不适用于日常用途。

[0029] 由于缺乏有效且易于应用的基于生理学的方法来评估训练负荷,已经使人们开发出由R-R' 测量结果间接估计EPOC的方法。

[0030] EPOC在运动科学中的应用

[0031] 1910年,Benedict和Carpenter首次观察到运动之后静息代谢率升高,后来将这种现象作为“氧债”加以研究(Hill和Lupton,1923年)。现在的名称EPOC不仅用于表示恢复期间的氧气偿还量,而且还用于反映一般运动引起的身体静息代谢失衡(Gaesser&Brooks 1984;Gore&Withers 1990)和静息稳态失衡(Brehm&Gutin 1986):“the cause of Excessive Post-Exercise Oxygen Consumption(EPOC)is the general disturbance to homeostasis brought on by exercise”(Brooks&Fahey 1984)。

[0032] EPOC反映了身体在运动之后的恢复要求。在体内发生的主动耗氧恢复过程是由于身体资源(O₂储量、ATP、CP)补充、以及由运动期间产生的代谢副产物和激素引起的代谢率增加(HR和呼吸功增加、体温升高)而发生的。(Brooks&Fahey 1984; Åstrand&Rodahl 1986; Børsheim&Bahr 2003)

[0033] • EPOC反映了运动引起的身体稳态的全身性失衡。

[0034] • EPOC通过从恢复V_{O2}曲线下面积减去静息V_{O2}下面积来计算

[0035] • 运动强度越高并且/或者运动持续时间越长,EPOC就越高(例如,Børsheim&Bahr 2003)

[0036] 基于心率测量结果的间接EPOC预测方法。

[0037] EPOC模型是基于同行评审论文的元分析数据构建的。仅为此目的仔细选择了有效的研究。数据包括48种不同的运动设置,包括总共158名受过训练和未受过训练的男性受试者和女性受试者。运动持续时间在2分钟至180分钟范围内,运动强度V_{O2max}在18%至108%范围内。建模数据包括连续运动和间歇运动两者,由跑步、骑行和上身测力计运动组成。

[0038] EPOC仅以R-R' 衍生的信息为基础来预测。估计中所使用的变量是当前强度(% V_{O2max})和运动持续时间(两个采样点之间的时间,Δt),以及前一个采样点的EPOC。该模型能够预测任何给定时刻的EPOC量。不需要进行运动后测量。该模型可以在数学上描述如下:

[0039] $EPOC(t) = f(EPOC(t-1), \text{运动_强度}(t), \Delta t)$ 。(1) (Saalasti 2003)

[0040] 在低运动强度(<30-40% V_{O2max})下,EPOC在运动开始时的初始增加之后未明显累积。在较高的运动强度(>50% V_{O2max})下,EPOC持续累积。随着强度增加,累积的斜率变得更加陡峭。使用BFR时,我们尝试产生稳态失衡,该稳态失衡将反射性地造成R-R' 间隔示出与高强度工作一致的变化,因此,通过检查EPOC积累的斜率,我们拥有了BFR的适当强度的标记。平坦的斜率指示在稳态中几乎没有失衡,而陡峭的正斜率则指示稳态存在重大失衡。通常,在遇到EPOC以陡峭的正斜率累积时,我们需要谨慎对待,但在使用BFR时,我们通过限制血流而不是微创伤或糖原耗尽来产生失衡,因此,由于几乎没有微创伤需要修复,所以当正常血流复原时,运动组织快速恢复。以这种方式,我们独特地利用身体的“警告系统”来监测和滴定运动量。由于我们已经通过血流限制引发了“警告”,并且没有造成重大损伤,所以身

体快速恢复并迅速建立新的和更好的组织。

[0041] 运动选择和方案

[0042] 现有技术的装置未能解决的问题是,为了获得结果,必须正确调整许多变量:初始带张力、带中的压力(在气动带的情况下)、使用的重量或施加的负荷、重复次数和运动类型、一组运动与另一组运动之间的休息时段、运动组数、运动次数,等等。读者应当注意,申请人建议的方案不过是一个实例而已,本领域中有许多建议的方案,而且申请人的发明不应当限于任何特定的方案推荐。申请人的发明是可以与许多不同方案结合使用的反馈系统概念。其他装置专注于安全性和对初始设置(诸如以避免完全闭塞的初始设置)的设定,但这让用户不确定这些设置是否有效。例如,用户可以在开始时正确或最佳地设定压力,但在运动期间可能没有使用足够大的负荷。由于现有技术装置中的一般规定是“轻负荷”,这在本质上是非特定性的,所以留给用户猜测某个阶段是否是利用他们所选择的负荷产生的。另外,BFR训练方法非常新颖,以至于大多数用户并不确定他们应当体验什么内容、或者不确定他们可以如何识别有效阶段,这一事实加剧了没有功效反馈的问题。因此,需要发明某种技术(诸如申请人的发明)来提供可测量的结果,以通知用户他们所做的BFR训练是正确的,或者在某个阶段期间或针对后续阶段提出关于要改变的参数的建议,以便得到正确的结果。

[0043] 特定的运动方案有充分的理由使BFR阶段有效。申请人建议进行利用带子远侧的所有肌肉群、以及带子近侧的肌肉群的一系列运动。例如,对于每次运动,这可以是3组共30次重复的序列,组与组之间分隔30秒“休息”时段。典型地,此人可能以最轻的疲劳感或仅在最后几次重复期间执行前30次重复。然后有一个30秒的“休息”时段,在该时段期间,如果加以适当调整,则循环减慢得甚至更多,原因是静脉血没有肌肉收缩力将血液泵回到中央循环中,所以血流明显减慢并且可能停止。这进一步降低了肌肉恢复 pO_2 和 pH 并使这两者正常化的能力。随着稳态状况丧失,细胞内肌纤维环境恶化。然后开始第二组运动。一方面,循环得到改善,但此时的运动是通过几乎没有 O_2 、 pH 低且环境失衡的纤维进行的。这些初始纤维中的收缩失败,现在必须募集其他运动单元来产生必要的力。这些初始纤维的环境甚至更快失衡,这种稳态失衡正在传输给CNS。随后是另外30秒的“休息”时段,在该时段中,循环进一步减弱,主动运动单元的细胞环境进一步恶化。现在利用稳态极度失衡的纤维来执行第三组重复。收缩失败快速发生。肌肉中的其他运动单元被募集以产生必要的力,它们开始失效,部分原因是由初始运动单元产生的低 pO_2 和低 pH 扩散到后来募集的纤维中,另外的部分原因是这些纤维很少被募集、而且糖酵解性极高,从而迅速促成抑制肌肉收缩的环境。肌肉中几乎所有的运动单元随之出现收缩失败。强烈的“失败”信号被发送到CNS,CNS通过分泌合成代谢激素级联而作出反应。

[0044] 总而言之,当某个人用肌肉进行相对轻松的运动时,这些肌肉已经限制不充分的血流维持工作,随之发生肌肉中的稳态失衡,促使募集额外的纤维,并最终导致肌肉收缩失败。这种“收缩失败”刺激局部蛋白合成以进行修复和适应,以及启动CNS的全身性反应来修复和适应工作组织。

[0045] 由于绝对工作负荷轻,它们对工作肌肉造成的损伤最小,并且造成的损伤比通常与肌肉收缩失败相关联的损伤小得多,因此,功能改善比必须首先修复损伤时更迅速地发生。

[0046] 申请人的系统定义中的“收缩失败”发生在动作(例如,肘关节屈曲)无法再进行时,但也可以在运动的“形态”改变或恶化(指示辅助肌肉接管了负荷)时或在重复的频率减慢的情况下被识别出来。形态改变和重复的频率降低都可以通过加速计信号或其他类似的动作捕获传感器(诸如相机或反射球和3D相机系统)中的改变来记录。稳态失衡及其向CNS传输这两者的指示为交感神经紧张度增加,从而导致心率和通气的增加超过了在没有血流限制时对同一种运动的响应。可以通过心率变异性(HRV)指标的变化来检测交感神经紧张度的这种增加。

[0047] 应当指出,目前科学界尚未就BFR训练效果背后的确切机制达成结论性的共识。申请人认为,有效的BFR训练与肌纤维环境的退化、收缩“失败”(由加速计识别)和“遇险”信号向CNS传送相关联,但又不限于这些。这种失败可以由改变运动的形态或降低重复的频率来指出,但又不限于由这些方面指出。“失败信号”向CNS传送可以由心率和通气因为交感神经紧张度增加而出现相对较大的增加来指出,但又不限于并且非排他性地由这一现象指出。交感神经紧张度的这种增加可以通过例如但不限于心率变异性的降低(由各种指标指出)来客观记录。

[0048] 虽然文献中的研究已经表明BFR在数周的一段时间内可有效地建立肌肉力量,但作者可以找到的任何研究或任何一则信息都没有讨论过如何知道单个阶段是否有效、或者该阶段有效的程度。类似地,没有讨论过如何在BFR训练阶段期间调整该阶段的参数。另外,没有客观地指导如何找到或调整适当的张力或压力以供有效使用。在今天这个对几乎所有事物都要求垂手可得、即时满足的时代,对于某个阶段是否有效提供一些反馈对于让用户保持积极性以继续进行可能是(在大多数情况下是)新形式的训练是很重要的。另外,Sato一直专注于研究BFR的安全性方面,并且确保他的研究中所使用的压力和/或张力,或者监测血流等的设备和传感器将某人保持在安全的操作区域中。然而,Sato没有讨论如何判断某个阶段是否有效,只是提到在很长一段时间内,该方法和设备显示出强度增益。Sato和KAATSU Global教导了一种设置方法,涉及检查毛细血管再充盈时间,以便确定压力是否合适,但这并不能提出该阶段的有效性,因为用户可能并不精通如何测量该有效性,而且测量本身就是主观的。Sato未能教导训练阶段最重要的方面,即衡量该阶段是否有效。类似地,在该研究中,研究人员典型地使用标准的160mmHg作为每个受试者的压力。但实际上,作者已经从实际经验中得出结论,适当的压力在很大程度上取决于带设计,并且对于每个人都是不同的,取决于正在使用的硬件、他们已经进行BFR训练的时长,以及其他因素,比如带最初施加时有多紧。为了说明这一点,研究人员在示出160mmHg使大多数受试者的血流闭塞时使用了宽袖带,并且申请人已经做过实验证明,在使用申请人的带子时,160mmHg将完全无效,因为申请人的带子的宽度在这些压力下不足以对某些个体提供充分限制。因此,目前除了记住安全性之外,对如何设置、调整和微调BFR训练的适当压力、所使用的重量和张力设置都普遍缺乏指导。申请人进一步认为,执行和指导BFR训练的最有效方式为查看每个阶段的功效,以及调整从一个阶段到下一个阶段的连续反馈回路中的压力。这给出了最频繁的更新和调整量,以便将压力快速带入正确位置,以便进行有效的训练阶段。Sato只教导不考虑先前的历史,经由毛细血管再充盈检查来查看给定阶段的压力。这有必要在每个阶段之前进行繁琐的设置过程,实际上还无法保证该阶段会是有效的。读者应当注意,虽然申请人大体上讨论了压力和气动带的概念,但同样的压力也可以轻易地应用于非气动带的张力水

平。评估某个阶段的功效将减少达到结果所需要的阶段的数量,并且改善整体训练程序的体验。申请人发现了许多用于衡量和记录功效的方式,包括但不限于:

[0049] 1. 工作肌肉的主观疲劳/“烧灼”感。

[0050] 2. 运动的技术形态恶化,从而调用辅助肌肉进行运动。

[0051] 3. 收缩频率减小。减慢重复率。

[0052] 4. 心率升高、通气和出汗增加所示出的交感神经紧张度增加,增加到高于单独的运动所预期的水平,或高于基线阶段的水平

[0053] 5. 未能在每组(例如,3组共30-25-16次重复)中完成所需的重复次数,例如30次重复。

[0054] 6. 测量BFR训练阶段的总持续时间,可选地测量每组重复的持续时间。

[0055] 作为一个实例,通过收集R-R' 和加速计数据,可以客观地记录有效阶段,该操作可以替代主观感觉使用,或者除主观标记之外还可以使用该操作。

[0056] 虽然先前提提交的申请描述了BFR训练中涉及的一般概念并记录了强度的增益,却并没有准确地提出用户在生理上发生的事情,具体地讲,可以使用用户的身体产生和感觉到的这些变化和信号来指导未来的阶段。非常重视安全概念以及与BFR训练相关联的风险,并且先前已经公开了关于如何监测安全上的顾虑并基于这些监测结果实现设备功能的发明。如上所述,理解体内正在发生的事情的不准确性在本质上清楚地表明发明人不理解可以如何评估功效并将其结合到反馈回路中,如申请人在本文中描述的那样,以使得有效的用户特定压力或张力是规定的,而不是留待经验不足的用户或其他训练员主观判断的变量。

[0057] 然而,没有注意到监测此类训练的功效益的概念。由于BFR是大多数人从未体验过的新颖训练方法,所以大多数人并不知道它应当给人什么样的感觉,或者怎样得知它是否正在起效,或者怎样设置适当的限制水平,等等。Sato通常描述需要专业、经认证的训练员或医学专家来正确并安全地实施BFR训练,但这极大地限制了采用的可能性,并且不允许个体消费者自己使用该产品。另外,Sato重点关注监测压力、心脉率和其他针对安全性的度量,却没有提出如何确保训练程序有效。这个疏忽使得整个系统的主要组成部分没有得到应用,正如申请人将描述的那样,结合来自本申请人的在本文中引用的先前申请的发明、以及关于怎样规定初始压力的方法的新发明来监测功效,实际上可以使Sato提出的所有安全监测发明和要求变得过时。另外,当与标杆管理结合以测量随时间推移的进展时,申请人的发明为用户提供了完整的交钥匙包,用于启动BFR训练。

[0058] 如申请人将描述的那样,以安全水平启动BFR训练程序的监测系统无需第三方即可监测功效,指导用户自动完成其程序,与需要专家或训练员来指导个体的现有系统相比具有明显的可用性优势,并且使得对复杂和昂贵的安全监测的需求过时。这对训练员来说也是非常有用的,因为训练员可以远程监视他们的客户是否正在恰当地运动。通过了解他们的客户是否正处于有效的阶段,训练员可以为他们的客户提供反馈和更好的服务质量。

[0059] 两位发明人Sato和Wasowski的各种专利申请已经关于用来实施BFR训练的装置、设备和方法加以公布,并且已经在所讨论的研究论文中发布了各种其他方法。将在成本效益、舒适性和易用性这些领域中,示出如何在设备、系统和应用方法上作出许多改进以促进广泛采用。两位发明人在他们的申请中描述了降低系统成本(Sato US8992397)、提高舒适

度水平 (Wasowski8273114) 的重要性,以及使系统连同指导员一起使用或靠自己使用时既简单又安全的重要性 (Sato US8992397),因为这些都是大规模采用的主要障碍,申请人的目标是解决现有产品和所公开的实施方案中的这些缺陷。

[0060] US8273114

[0061] 授予Wosowski的8273114描述了全身套装,增加了冷却特征、电接地特征和多种其他特征。Wosowski的发明看起来像是Sato的设计的一种变型,但成本明显更高,而且难以使用。另外,Wosowski除了说血流限制装置就像普通的血压袖带之外,根本没有详细介绍这种血流限制装置。Wosowski描述了监测脉搏以寻找作为安全机制来说太弱的信号,但根本没有提出如何调整压力以改善功效的概念。实际上,在Wosowski的应用中并没有提到任何类型的反馈机制。

[0062] US6149618、US7413527和US7455630

[0063] 授予Sato的US6149618和US7413527描述了血流限制训练背后的方法和理论,即Sato所称的KAATSU TRAINING™。Sato通过研究和出版物证明了这种处理是有效的,却根本没有描述怎样选择张力,以及产品或系统采用何种反馈机制来实现这些结果,这就在提供产品和系统时留下了很大的空白,因为用户完全不清楚如何使用和调整该产品。事实上,目前的KAATSU方法包括检查毛细血管再充盈时间,以及用户主观判断的正确再充盈时间的量,或者在用户肤色很深的情况下,实际上几乎不可能做到这一点。利用申请人的系统和方法,在维持系统安全、有效和规范的同时,用户不再需要进行任何类型的主观判断。

[0064] 授予Sato的US7413527介绍了可充气气囊的概念,但仍然没有提及用户确定要充气到多大压力的方式,也没有提及让用户知道怎样调整压力的反馈。Sato声称这种方法是有效的,但检查者可以清楚地知道,如果将带非常松散地放在用户身上,则它们可以充气以填充腔室容积,并且在对肢体施加任何有意义的压缩之前达到其弹性极限,这就会像带子甚至不存在一样。

[0065] US8021283和US8328693

[0066] 训练员实施该方法需要拥有对身体的大量专业技能和知识,在此基础上认识到促进广泛采用有困难,所以Sato继续沿着自动化和感测的路线创造发明,以使KAATSU训练对任何人都是安全的。授予Sato的8021283和8328693主要关注这些自动化方面,尤其是安全监测方面,所以假设带设计为先前讨论过的那种。例如,Sato提到需要监测:a) 心率不超过最大值,b) 血压不超过最大值,以及c) 脉动率从不异常。但Sato仍未能提出如何确定压力是否导致有效训练,以及怎样创建这样的系统:该系统将指导个体完成训练程序并基于功效自动调整。另外,由于缺乏远见地只关注安全性,如Sato期望在某个阶段期间监测并维持恒定的压力所进一步表明的 (Sato讨论了仅在训练阶段开始时测量气囊气压的不足之处,原因是锻炼期间发生了生理变化,例如,在KAATSU训练期间肢体周长由于做功而增大),Sato未能认识到该阶段期间发生的事情只要在本质上是安全的就并不重要,真正重要的是知道训练是否有效。也就是说,没有效果且没有产生所需的疲劳的训练阶段在本质上是安全的。Sato的系统包括与血流状态有关的量化指标,进而决定了系统中有多大的压力,但这也是不必要的,还增大了成本,最终是无关紧要的,因为决定量化指标首先是否正确的东西是该阶段的结果,如申请人上面已经描述的那样。最后,Sato提到了监测带远侧血流的状态,因为他正在寻求量化肢体中的限制量的方法。申请人认为,只要产生有效的结果,手臂中的限

制水平(如果已知是安全的)无关紧要,因此,Sato所开发的产品中的所有监测设备和额外设备都是不必要的。

[0067] Sato提到了在带远侧进行心率监测,但这与申请人监测心率变异性的建议有所不同,后者是指示完全不同事物的不同参数;例如,申请人的发明甚至不需要知道起作用的心率的值。另外,为了得到心率变异性,需要在心脏的任一侧上设置导联以获得准确结果,因此,由于Sato限制了其感测装置的放置位置,这表明他没有将HRV视作要监测的重要参数。因此,出于安全原因,Sato耗费了大量时间来描述昂贵的自动化调整和监测产品,但该产品已由于申请人的系统与所引用的临时申请中描述的带设计相结合而基本上变得过时。

[0068] 授予Sato的US8328693进一步关注安全机制和监测,却根本没有提出监测功效的手段。Sato再次提到了心脏搏动率、脉搏波数据和正受限制的肢体中所表征的氧数据,却未能指出有关心率变异性的任何方面,因为这需要在身体上的其他部位设置传感器,并且通过将心脏搏动率测量结果与闭塞测定相关联而予以多次强化。Sato甚至提出了心脏搏动率的不足,因为它随着用户运动而增大,因此,确定基线以及关于不安全水平相对于常态的量确定相对于基础的可接受增量也许是不可能的。由于关注的是速率(每分钟的搏动率)而不是变异性,Sato表明他并不知道使用HRV作为用于确定训练阶段的功效的机制。

[0069] US8182403和US2015/0150560A1

[0070] Sato继续将他在8182403中的KAATSU训练方法改进并完善为Sato的未决申请US2015/0150560A1。在8182403中,佐藤提到了这样的想法:使用生理数据,诸如性别、年龄、使用KAATSU的个人史,以及臂或腿是否正被压缩,并且使用人的收缩压作为用于确定其循环压力函数的上下峰值的参数。然而,Sato未能提到关于怎样随时间推移而调整和监测该程序的任何方面,而是留给读者假设有一个建议的操作压力,仅此而已。但在实践中已证明,维持功效所需的压力随时间推移而变化,并且不足以猜出某个人的压力并让它成为现实。事实上,KAATSU的方案教导着眼于定时毛细血管再充盈,作为用于确定训练程序的适当限制压力的机制,但同样,这也是主观的。Sato的专利实际上仅提到了Sato归类为等效于热身、然后以常态训练模式使用的骑行功能,而并未提及随时间推移应当怎样确定或调整实际的训练限制压力。Sato建议通过给出一个健康老年人的实例,未提到压力可以随时间推移而怎样变化,就可以为受试者找到明确的压力。

[0071] 在US2015/0150560A1中,Sato提到了自主神经系统,以及压缩可以怎样增加交感神经的活动,减压可以怎样增强副交感神经的活动,并且循环和重复可以稳定用户的神经。虽然这是个有趣的观察结果,Sato却没有将神经系统与如何基于训练对神经系统的影响来衡量功效联系起来。Sato进一步建议,需要循环来对神经系统产生影响,但这是不正确的,因为恒定压力下的血流限制训练对神经系统有如前所述的影响。Sato描述了通过交替压力进行血管训练的方法,但依然没有提到训练阶段会怎样随时间推移而逐步发展,只提到了通过使压力循环,血管的弹性增加。

[0072] US20110125036

[0073] 在授予Sato的US20110125036中,Sato描述了KAATSU对于代谢综合征患者的用途,以及安全性如何是主要因素。他描述了一种诊断模式,这种模式需要测量脉搏波以确定与最大脉搏波瓣相对应的压力,以设定训练压力的上限。但是,这需要额外的传感器和工序来确定这种压力,再次只记住安全性而非功效,主要假定这是因为患有代谢综合征的人群的

性质。Sato没有提到在确定限制水平时使用从一个阶段到下一个阶段的信息,而是需要诊断设备和诊断步骤来减慢该过程,实际上可能会导致、也可能不会导致有效的阶段。

[0074] BFRBANDS.com和闭塞袖带

[0075] BFRBands.com生产一种不可充气的闭塞绑带。使用说明书中的用法指示要求用户将捆扎带收紧到疼痛分级的10分之7,并且未对如何调整这一点给出任何指示或教育,或者这一点甚至应当随时间推移而改变。他们完全忽略了针对一个人的一种压缩水平对于另一个人并不正确这一想法,并且没有提供关于如何根据个人调整他们的系统的反馈机制或指导。

[0076] OCCLUSIONCUFF.com销售气动血压袖带,但他们的使用说明书再次非常毫无个性地说:对于臂,该压力应当为100mmHg至220mmHg之间的某个值;对于腿,该压力应当为150mmHg至250mmHg之间的某个值;并且该压力应当为强度分级的10分之7。这进一步不向用户提供反馈机制和指导,并且进一步依赖于来自用户的主观反馈,甚至接近正确的压力水平。

[0077] Owen的Recovery Science使用了来自Delfi Medical的外科止血带,这种止血带通过让肢体闭塞,然后松退百分之几,来找到初始压力设置。该方法还涉及设定初始压力,而且不考虑先前阶段的数据、也不查看特定阶段的结果,以便确定该初始压力是否有效。另外,该方法需要能够闭塞血流并且在发生故障的情况下可能变得不安全的硬件,这与围绕带设计的现有发明不同。

[0078] 这些系统中没有一个提供全面、规范(即,不需要用户进行猜测)并且在本质上安全的系统,该系统利用连续反馈来针对每个个体深入研究正确的压缩水平。

[0079] 总而言之,Sato的发明和产品如BFRbands.com和OcclusionCuff.com只关注提供以安全的方式限制流量的方法,但未能提出、甚至未能讨论怎样确定治疗是否有效,以及该信息可以怎样用于反馈回路中,该反馈回路利用上一个阶段的结果来影响后续的训练阶段,甚至消除了Sato与设备(诸如Delfi Medical)所倡导的所有感觉设备和工序。所述效果或需要感觉设备在KAATSU和Owen的Recovery Science产品的售价中显而易见,这些产品价格高达数千美元,申请人发明的设备的价格则只有数百美元。

[0080] 申请人无法找到利用申请人的基于所执行阶段的功效创建、监测和调整个性化血流限制训练程序的发明、或甚至基于功效在单个阶段期间进行调整的现有发明。如本文所述的申请人的发明涵盖了自动地或经由人类输入探知功效的多种方法,以及可以怎样实施随时间推移而导致安全有效的程序的策略。已经观察到,如果用户第一次开始BFR训练,则以需要有效的水平将压缩水平施加在用户身上可能导致疼痛,因为身体需要时间适应,从而可能失去一些潜在用户。因此,创建让人舒适的程序,通过了解阶段何时有效、何时开始有效,可以让某人轻松地参与锻炼,并且通过可选地了解有效性程度,可以帮助传播对技术的采用,因为它不需要用户思考也不需要用户具有专业技能。申请人的发明还克服了现有BFR应用方法中的不足。

[0081] 最后,申请人将公开一种发明,用于通过在穿戴气动BFR系统之前将该系统预充气至最小充气水平来增加该系统的舒适性和安全性。找到的任何申请和产品中都没有采用过这种策略。KAATSU方案要求测量“基础压力”,但该压力是在带位于用户身体上时而不是之前测量的。由于不对该系统进行预充气,所以用户存在可能过度拉紧该系统的风险,使得没

有容积供空气泵入。结果是在该系统中几乎没有“给予”，并且随着肌肉膨胀，可以达到带的弹性极限，并且开始防止由于收缩而引起的肌肉膨胀，这种肌肉膨胀令人疼痛、还潜在地可能闭塞血流。

[0082] 背景技术一目标和优点

[0083] 因此，除了本说明书中用于设计、监测和调整BFR训练程序的个体化血流限制监测系统的目的和优点之外，本发明的若干目的和优点是：

[0084] a) 提供舒适的训练体验

[0085] b) 提供安全的训练体验

[0086] c) 提供有效性最优化的训练体验

[0087] d) 提供具有成本效益的训练系统

[0088] e) 提供使用起来简单快捷的训练系统

[0089] f) 提供为个体建立的系统，并且基于从一个阶段到下一个阶段的功效反馈而持续调整

[0090] g) 提供为个体建立的系统，并且在正在进行的阶段期间基于功效反馈而持续调整。

[0091] h) 提供对该系统进行预充气以便优化舒适性和安全性的方法。

[0092] 通过考虑随后的描述和附图，还有一些另外的目的和优点将变得显而易见。

发明内容

[0093] 根据本发明，提供了在个体化血流限制系统中使用的一个或多个可充气带，该可充气带包括外部带材料和内部带材料，这两种材料以产生可充气（优选地为空气）腔室的方式联接在一起，并且该可充气带用于限制用户肢体中的血流，其中该BFR系统的初始压力设置基于物理参数为个体定制，BFR训练程序随时间推移进行监测、并且基于所获得的功效反馈加以调整并输入系统算法中。

附图说明

[0094] 图1—示出了个体化血流限制系统，该系统包括可充气带、充气装置、处理装置和通信装置。

[0095] 图2—示出了个体化血流限制系统的用户，该系统具有各种类型的功效反馈装置。

[0096] 图3A—示出了血流限制训练程序，以及完成该程序所涉及的步骤。

[0097] 图3B—示出了可修改的血流限制训练阶段，以及修改该阶段所涉及的步骤。

[0098] 图4—示出了在插入用户之前预先调节BFR带以提高安全性和舒适性的方法。

[0099] 图5—示出了可修改的血流限制训练阶段，以及可以如何使用测量EPOC的变化率来指导在该阶段期间修改训练参数。

[0100] 附图—附图标记

[0101] 90—用户

[0102] 91—四肢

[0103] 100—可充气带

[0104] 101—内部带材料

- [0105] 102—外部带材料
- [0106] 103—可充气腔室
- [0107] 104—输入端口
- [0108] 105—非暂态计算机可读介质
- [0109] 106—充气装置
- [0110] 107—带阀
- [0111] 108—气流关闭装置
- [0112] 109—空气流
- [0113] 110—第一紧固装置
- [0114] 111—第二紧固装置
- [0115] 112—通信装置
- [0116] 113—处理装置
- [0117] 114—充气连接器
- [0118] 115—环连接器
- [0119] 116—个体化血流限制系统
- [0120] 117—张紧装置
- [0121] 118—控制信号
- [0122] 119—气体软管
- [0123] 200—功效反馈装置
- [0124] 201—惯性重复计数装置
- [0125] 202—基于压力的重复计数装置
- [0126] 203—通信装置
- [0127] 204—心率传感器
- [0128] 205—功效反馈数据
- [0129] 300—血流限制训练程序
- [0130] 301—可修改的血流限制训练阶段
- [0131] 400—预先调节BFR带的方法

具体实施方式

[0132] 优选实施方案—描述

[0133] 在图1中示出了个体化血流限制系统116的优选实施方案,包括在该个体化血流限制系统中使用的一个或多个可充气带100。可充气带100包括外部带材料102,该外部带材料可以是、但又不必是基本上非拉伸的,诸如200旦尼尔的单面或双面涂覆聚氨酯的弹道尼龙。外部带材料102可以是能够机洗的。织物的强度/重量可以更轻或更重,诸如50旦尼尔或800旦尼尔,更轻的织物可以在成本、重量和符合身体的顺应性方面提供额外的优点。外部带材料的重要方面是:能够保留气体,或者基本上是气密的,并且可以以气密方式连接到内部带材料101,从而形成至少一个可充气腔室103。外部带材料102和内部带材料101之间的连接优选地是热密封的、或RF焊接的,但读者可以注意到许多用于以气密方式附接两种织物状材料的手段,诸如粘合或夹紧,这些手段可以被认为处于本发明的范围之内。外部带材

料102或内部带材料101的宽度可以是、但不限于：对于旨在用于臂的可充气带100为约1.75英寸至3英寸，而对于旨在用于腿的可充气带为约2.5英寸至4英寸。然而，读者可以注意到，如在之前提交的申请中的其他实施方案中所描述的，该形状也可以是非矩形的，可以在围绕肢体周长的不同点处跨越更宽或更窄的区域。一般来讲，对于需要移动自由度的区域，较窄的区段可能是有益的，而对于需要施加定向压缩负荷的区域，较宽的区段可能是有益的。读者还应当注意到，申请人清楚地理解较窄与较宽的可充气带100的权衡折衷、它们对所需压力水平的影响，以及对系统固有安全性的影响。特别地，如稍后将描述的，申请人对较窄的可充气带100的偏好使得在本质上更安全的系统（由于其硬度高得多）可能无法在通常利用的压力下用较窄的带切断血流。这种固有的安全系数降低了规定压力的公差，并且允许申请人的发明通过假设各种因素来猜测对于特定用户安全的压力，而不需要Sato所讨论的用于监测安全性的精密而复杂的设备。然而，仅仅因为申请人提到对较窄的可充气带100的偏好并不限制申请人的发明基于功效和本文所公开的其他发明进行监测，而仅限于与较窄的带一起使用。

[0134] 关于用于形成作为可充气带100的一部分的可充气腔室103的可能配置和概念的更多细节在本文中完整引用的在先临时申请中示出并讨论。为了简洁起见，不应当重复这些方面和特征，但读者应当注意，这些描述和特征可以应用于、但不应当限制如本申请中所述的可充气带100及其部件的特征。类似地，尽管申请人更喜欢气动带，但是有关基于功效的反馈来调整BFR训练阶段或程序的概念也可以与非气动带一起使用，这些非气动带有一定程度的可测量性。

[0135] 输入端口104可以与可充气腔室103连通，以允许空气流109进出腔室。输入端口104可以是RF可焊接阀部件，或者只是在内部带材料101与外部带材料102之间以气密方式焊接、胶合、热密封或者说充分连接的管，就像在静脉内（IV）袋中那样。只要入口是以气密方式形成的，具体的紧固材料和方法并不重要。如先前提交和引用的临时申请中所描述的一种或多种阀配置（诸如带阀107）可以进一步作为可充气带100的一部分放置到输入端口104中，但这不必是该组件的一部分。如本文中先前提交的临时申请中的其他实施方案中所讨论的，存在产生有益结果的许多此类的阀配置与组合，并且图1的可充气带100可以包括它们中的任一种，或者完全不包括它们中的任一种。输入端口104可以沿可充气带100的长度放在任何位置，使得它与至少一个可充气腔室103连通，以允许空气流109进入可充气带100。如图1所示，输入端口104优选地在第一可充气腔室103上位于与环联接器115相邻的位置，但又不限于此位置。先前已经在本文的临时申请中公开并讨论了许多额外的细节，在考虑本文所公开的发明时，指示读者参考并包括所有那些概念。

[0136] 第一紧固装置110（示为钩或环紧固件的条带）和第二紧固装置111（由配合的钩或环紧固件的条带描绘）在围绕用户肢体（未示出）施加时用于锁定可充气带100的外周长。读者可以注意到，许多这样的紧固装置在本领域中都是已知的，并且钩环紧固件仅是一种变型。在先前提交和引用的临时申请中描述了另外的此类变化，读者可以注意到这些仅是一些实例，而且不应当限制本发明的范围。第一紧固装置110或第二紧固装置111自身实际上可以具有弹性性质，并且发挥弹簧带（在先前的申请中描述过）的功能，从而消除了该可选部件。第一紧固装置110经由诸如缝合或焊接的附接装置与第二紧固装置111连通，除此之外还通过合适的手段（诸如但不限于缝合或RF焊接）与外部带材料102连通。第一附接装置

110可以沿外部带材料102的长度延伸,或者仅沿该长度的一部分延伸。关于目标压缩范围和肢体的充气覆盖率的指导原则已经在先前提交的临时申请中以引用方式广泛涉及,因而在此不应当进一步涉及,但应当解释为如本文引用的那样应用。

[0137] 环连接器115设置在沿可充气带100的一个点处,优选地但不限于一个端部,并且该可充气带可以经由将外部带材料102和/或内部带材料101环绕在其自身上以捕获该环连接器而附接到用户,如图1所示,或者可以用单独的材料附接,或者如果该环连接器具有缝合或焊接的突片,则可以直接附接。环连接器可以是本领域已知的任何环连接器,诸如但不限于金属或塑料织物环。环连接器115可以进一步被构造为外部带材料102和/或内部带材料101的端部中的孔,从而消除一个部件。读者应当注意,许多这样的环连接器和围绕肢体形成环的装置在本领域中都是已知的,并且应当被认为是处于本发明的范围之内。

[0138] 第一紧固装置110和第二紧固装置111以及环连接器115一起形成了张紧装置117,用于最初将可充气带100张紧并以固定的周长锁定。读者应当注意,在用户身体上张紧带子的概念在现有技术以及申请人的申请中广泛涉及。因此,张紧装置117可以是允许调整物体中的张力,从而向肌肉范围提供压缩力的任何合适的构造,并且可以是气动的或非气动的,如图所示。在采用简单的非气动绑带的情况下,可以仅通过用棘轮、包裹物、凸轮锁或本领域已知的其他装置调整绑带本身的紧度来调整该绑带中的张力,并且可以仅调整该张力,以便如本申请通篇中规定的那样调整肌肉范围内的压力或压缩力。

[0139] 可以提供与内部带材料101连通的可选的身体对接部件(未示出)。该可选的身体对接部件的目的、功能、组成和设计已经在先前的申请中广泛涉及,并且在本文中全文引用。可充气带的额外特征,诸如可选的止动机构、边缘、额外的钩环紧固件、钩环紧固件的组合等,先前已经在所引用的临时申请中公开,并且在考虑该当前公开的发明的范围时应当全部包括在其中。

[0140] 包括可选的气流关闭件108的带阀107可以经由合适的手段(诸如但不限于胶合、摩擦、热密封、焊接等)连接到输入端口104。带阀107可以由塑料、金属或适于保持气密连接的任何其他材料制成,并且读者应当注意,许多这样的阀类型在本领域中是已知的。充气连接器114与充气装置106连通,该充气装置在图1中被描绘为掌状的计量灯泡泵,在图2中被描绘为与可充气带100连通的机电泵。读者应当注意,该充气装置可以是自动化的,诸如电动泵,以及任何其他装置(电子装置或非电子装置),并且可以提供正压源的任何此类机构都应当被视为充气装置。充气连接器114可以与带阀107配合,从而在可充气带100与充气装置106之间形成基本上气密的通道。由充气连接器114和带阀107形成的连接部可以断开或永久连接,并且在永久连接的情况下,读者应当注意,本发明既不需要带阀、也不需要充气连接器发挥作用。在讨论个体化血流限制系统116时,带阀、充气装置和充气连接器的所有这类构造无论是单个、多个,还是根本不存在,都应当被认为是处于本发明的范围之内。

[0141] 还提供了可选的反馈机制,包括处理装置113和通信装置112,如图1中的智能电话所描绘。图1中的处理装置113可以在智能电话内部,这是读者应当清楚的,或者作为替代可以与用户90或充气装置106连通,如图2所示,由此在一个或多个处理装置之间传输控制数据118,以便调整压力或其他训练参数。在使用多个处理装置113的情况下,可以在这些处理装置中的一个或多个上进行与功效有关的计算,而不脱离本发明的范围。功效反馈数据205可以例如由用户90身体上的处理装置113收集,然后中继到智能电话中的处理装置113,接

着在该智能电话中的处理装置上完成计算,并且使用用户身体上的处理装置完成对训练参数的调整。控制数据118可以例如是用于打开或关闭的致动信号、速度,或者旨在使训练参数调整的任何其他信号。处理装置113可以被配置为经由作为通信装置112示出的触摸屏获取输入数据。输入数据可以包括但不限于经由输入到图1的智能电话上的触摸屏而来自用户的反馈,该反馈与当前的或已完成的血流限制训练阶段有关。读者应当注意,尽管申请人正在使用图1中所描绘的智能电话作为实例,但应当将该概念一般化为:获得与阶段的功效有关的反馈、根据算法处理该反馈、可选地在处理装置113上运行该反馈,随后改变血流限制训练阶段的后续参数设置。读者还应当注意,虽然申请人讨论过改变训练参数,但如果对参数的评估表明该参数处于可接受的水平,则决定不改变该参数,这种不改变也应当构成对如本申请中所描述的参数的“改变”。例如,用户90可以在一张纸上记录数据,然后把这张纸交给训练员,训练员可以经由在辅助计算机上充当通信装置112的键盘输入该数据,该辅助计算机正在充当处理装置113的CPU上运行算法,以处理该反馈数据,然后经由电子邮件将结果中继到第二计算机(例如在用户家中),该结果与应当如何改变训练参数(在这种情况下是压力设置)有关。读者应当注意,在何处或何时收集、处理、消耗或以其他方式利用功效反馈数据205不一定重要,并且所有这类组合、配置和时间框架都应当被视为处于本发明的范围和实质之内。另外的功效反馈装置200将在下文更详细地描述。

[0142] 处理装置可以与非暂态计算机可读介质105通信,该非暂态计算机可读介质诸如但不限于一块EEPROM或闪速存储器、或外部记忆棒,并且该存储功能可以存储下列各项中的任一种:算法、极限、训练参数设置、EPOC算法,或用于执行本文所公开的申请人发明的方法所需要的任何其他一段软件数据。读者应当注意,在非易失性存储器中存储数据、算法和设置在本领域中是常见的,此类惯常的做法在本文中应当适用。

[0143] 功效反馈装置200和如图2所公开并在下面进一步讨论的反馈机制在不脱离本申请的范围或实质的前提下,也可以应用于带子、绑带、包裹物,或限制用户四肢中的血流的其他不可充气的装置。这种不可充气的装置可以是弹性或非弹性的,并且读者应当注意,有关基于功效的反馈,测量并调整个体化血流限制系统116的总体概念不应当以任何方式受限于可充气的血流限制装置。许多这样的绑带、包裹物和其他不可充气的装置已经在各种专利申请中公开、或者在公共领域中使用,并且读者应当注意,所有这类用于限制体内血流的装置都应当受益于实施本文所讨论的申请发明,这些申请发明有关基于功效反馈数据205规定、监测、调整或以其他方式指导一个或多个BFR训练阶段。

[0144] 优选实施方案一操作

[0145] 作为个体化血流限制系统116的第一部分,如下应用图1的可充气带100。首先,如果运动上肢,则用户90基于其上臂围选择适当尺寸的可充气带100,而如果运动下肢,则基于大腿围选择适当尺寸的可充气带。如果提供了身体对接部件(未示出),并且如果该身体对接部件是可拆卸的,则进行设置的步骤应当基本上类似于本文所引用的先前提交的临时申请中描述的那些步骤。

[0146] 可选地,预先调节BFR带400的方法在图4中被示出为增加可充气带100对于用户90的安全性和舒适性的手段。首先,如S1所示,如果充气装置尚未永久连接,则用户经由带阀107将充气装置114连接到可充气带100。接下来,用户90通过激活充气装置114而将可充气带100充气到预先调节压力S2。读者应当注意,激活充气装置114作为替代可以自动完成,例

如但不限于通过在充气装置首先连接到可充气带100时触发的传感器。读者还应当注意,有其他装置可以使用各种致动器和/或传感器来确定何时充气以及如何充气,另外,可充气带100充气到的准确压力也可以是一系列压力,而不是特定的压力。最重要的是,在将可充气带放置于用户90身上之前,有意地将其部分填充。预先调节压力可以为约20至150mmHg,或甚至更大,具体取决于要使用的带子的尺寸,并且读者应当注意,不需要确切的压力范围,也不应当限制先对可充气带100预充气、再放置于用户90身上这一概念。在S3中,用户如接下来所述穿戴可充气带100,然后执行规定的血流限制训练阶段S4。通过利用部分充气预先调节可充气带100,用户正在改善该可充气带的安全性,这是因为加压气囊起到缓冲的作用,在该缓冲作用下,由于气体的可压缩性,血液可以在肌肉收缩期间得到挤压。多普勒超声的测量结果已经显示出这种效果,也就是说,在使用申请人的可充气带100时,气囊的可压缩性起到坝的作用,所以当肌肉收缩时,血管中有足够的压力挤压血液通过阻塞,从而确保一定量的血流用于对抗血栓风险。另一个益处是,可充气带100尤其是在不拉伸时可以被用户过度张紧,然后在该阶段期间造成肌肉压缩和不适。事实上,这对于使用不可充气带进行血流限制是一个不利因素。可充气带100在没有充满空气时充当普通的绑带或绳索,并且可以被绷紧到相当大的程度,以至一旦放置于用户90身上就减小可以填充可充气腔室103的气体体积,使其降低到不充足的体积。结果是相对小的空气体积具有非常高的腔室压力,因而在肌肉收缩期间具有较小的膨胀潜力以及较大的血流闭塞和血液凝固风险。在本文所引用的在先临时申请中讨论了该概念,作为易压扁的身体对接部件充当支架的益处。自提交申请之日起,申请人已经发明了预先调节可充气带100以实现所描述的种种益处的这个新概念。没有其他系统建议先对带子充气再放置于身体上,并且本发明的该步骤对于个体化血流限制系统116的安全性和舒适性具有明显的影响。

[0147] 为了穿戴上可充气带100,用户拿起可以保持环形但又不必如此的可充气带,在其臂或腿上将该可充气带滑到所需位置中,如Sato所述和作者在本文中引用的先前提交的临时申请中所述。然后,用户拉动可充气带100的一个端部,直到达到所需的张力,这可以由身体对接部件200(如果提供的话)或由额外的初始张紧装置决定,如所引用的临时专利申请中所述。用户然后将第二紧固装置111(可以是钩紧固件)紧固到第一紧固装置110(可以是环紧固件),以在肢体90周围固定可充气带100的最大周长。可充气腔室103包围肢体90的足够大的部分,以便提供适当的目标压缩。如果用户90的肢体足够小,则可充气腔室103可以自身重叠(或者在有多个可充气腔室的情况下彼此重叠)。在一个或多个申请人先前提交的临时申请和实用申请中已经讨论了用于BFR训练的穿戴并张紧带子的其他方法。

[0148] 这样就不必再对可充气带100和其中设计的张紧系统的操作方法进行最基础的描述,该描述包括可充气带的构造、将该可充气带定位在用户90身上,以及使该可充气带做好充气的准备。为了完整起见,在该优选实施方案中,将进一步讨论全血流限制系统116的操作。

[0149] 本文引用的先前提交的临时申请讨论了阀与压迫器、可充气带与不可充气带以及手动充气与自动充气的无数组合。所有这类变化和组合都应当适用于这个所公开的发明,并且为了简洁起见,所讨论的唯一系统配置将是手动充气装置106、充气联接器114和带阀107的配置。带阀107可以采用如所引用的临时申请中所述的气流关闭装置108。在可以进行手动动作或调整的情况下,读者应当理解,申请人设想用自动化和随附的硬件、传感器和电

路系统来替代这些动作,并且添加的这些内容应当被认为是处于本发明的范围之内。

[0150] 就申请人所知,个体化血流限制系统116应当被充气到的压力从未由Sato讨论或限定过,从未在任何先前的申请中、或以规定的方式在文献中讨论或限定过。只有Owen的Recovery Science设备预先确定要施加的压力,却与功效无关,而只与安全性有关。所有当前已知的方法要么指出与特定用户无关的固定压力,要么依赖于用户的主观决策、或者在某个阶段之前设备用于设定工作压力值的测量值。如发明背景中所讨论的,要使BFR得到广泛采用,还存在很大的差距。文献和文档中基本上缺少使该概念有效工作的方法和指导,而且从未提出或讨论过优化和评估各个阶段以及正在进行的阶段的概念。本文的申请人应当公开多种概念,用于使用功效反馈数据205来有效地自动监测和规定与申请人的发明有关的针对给定用户的有效训练参数设置。系统可用性(因而该系统被大批未受过教育的用户使用的能力)的一个关键属性不要求用户理解详细的生理学或训练技术,也不要求调用训练员或医疗专业人员,Sato在他的申请中也指出了这一点。虽然Sato的目标是解决这个问题,但Sato的公开仅涉及安全性,并从未提到过功效,而功效是与安全性同样重要的,或者有争议地是更加重要的。

[0151] 可选地,第一步骤S0是创建简档并采集用户对给定运动和/或运动程序(例如3组30次重复的俯卧撑)的基线响应。该响应可以由下列各项来表征,但又不限于由下列各项来表征:HRV、HR、EPOC、累积EPOC和/或训练效果得分随时间推移的测量结果。基线读数优选地在不应用BFR的情况下捕获,从而可以有效地测量用户的正常得分,以便在添加BFR时判断训练阶段并作出关于训练阶段的假设。该过程被认为是采集运动或对运动进行基线测量。建立如图3所示的血流限制训练程序300的下一步是采集关于S1中的用户90的某些所需生物特征信息,诸如但不限于年龄、肢体围长、总体健康状况(例如,当前医疗问题、CVD风险因素、DVT风险因素、AODM、HTN等)、健康水平和运动习惯。可以将另外的可选信息采集到数据库S2中,这些可选信息可以包括生物特征数据S3,诸如:静息心率和心率变异性数据、静息血压、特定部位SpO₂和SmO₂、身高、体重、性别、皮肤皱襞、各种围长、各种血液标志物(例如,脂质谱、HbA1c、葡萄糖、胰岛素等)、耗氧量数据(VO₂)、强度和力量数据和/或心理数据S4,诸如疼痛耐受力、有关推动难度的舒适水平等,和/或结果数据S6(诸如强度改善目标、肢体围长的增加或减少等),以及/或者其他数据,诸如先前的BFR训练阶段的数量。读者应当注意,列出的数据实例并不排除其他数据类型,也不需对这些数据实例进行收集,而是可以在保持在本发明实质之内的同时可选地收集。读者还应当注意,作为S1至S6的替代,可以简单地假设一般的最小压力值,而不是要求所有的这些信息。本质上可以使用非常低的压力,假设这种非常低的压力对于打算使用该设备的每个人都是安全的,并且反馈机制从这一点开始。这会使大多数人远离他们的理想设置,因而可能不太理想,但这是步骤S1至S6的替代方案。S1至S6中的这些数据可以经由算法采集和处理,可选地在处理装置113上处理,但又不必如此,以产生一个或多个血流限制训练阶段S7,这可以包括初始参数设置,总共包括血流限制训练程序300。该训练程序可以由各种BFR训练阶段组成,每个阶段由下列各项组成:各种运动、这些运动在给定时间段内的各种频率、这些运动的持续时间、每种运动的重复数量目标和设定数量目标,等等。读者应当注意,训练参数设置的许多此类变量(诸如:压力、重复数量、重复频率、重复之间的休息时间、运动量、每次运动的组数、EPOC率、HRV目标、训练效果目标等)都是可调整的,并且可以基于关于用户收集的信息进行调整。读者还应当注

意,列出的这些实例,而且所有这类相似类型的训练参数及其组合,都应当被认为是处于本发明的范围之内。读者还应当注意,创建整个血流限制训练程序300本身是可选步骤,并且申请人的发明并不限于这种动作。相反,申请人的发明还适用于这样的用户:该用户想要简单地进行BFR训练,并且在没有特定的最终目标或待完成的阶段数量的情况下跟踪并验证他们的训练从一个阶段到下一个阶段是有效的。因此,申请人的发明没有必要提前创建一系列未来的血流限制训练阶段,而仅仅在该特定的阶段期间或之后的某一点分析最近正在进行或已完成的BFR训练阶段的功效,以便在为当前或后续的BFR训练阶段设置训练参数时提供反馈。

[0152] 一旦在S2至S6中从用户90收集了某些所需的和可选的生物特征数据,或作为替代,在选择了最小的假定压力之后,可以可选地确定初始阶段训练参数S8。此类初始阶段训练参数可以包括但不限于初始压力和/或带装配压力或张力(在可充气带100的情况下),或者在不可充气带的情况下的初始带张力,初始负荷或重量、初始重复计数、运动的初始组数和重复数、初始运动、EPOC目标率、HRV和/或HR目标等。先前提到了其他的此类训练参数,可以在S8中确定多于一个训练参数。在使用肢体尺寸较大且较年轻、较健康的个体所需要的通常较高的压力时,针对臂的初始充气压力范围可以例如介于50mmHg至400mmHg之间。在使用肢体尺寸较大且较年轻、较健康的个体所需要的通常较高的压力时,针对腿的初始压力范围可以例如介于50mmHg至500mmHg之间。读者应当注意,申请人已经证明了对可充气带100设计如何影响所需压力的理解,并且这些推荐的压力范围可以针对较大的带尺寸调低,或者针对较小的带尺寸调高。如上所讨论的初始训练参数设置或压力可以被确定为必然处于安全区域中,或换句话讲,要理解对于给定的用户来说,实际上是达到期望该训练阶段不会有效、却又保证安全的点。申请人已经基于对许多个体的实验确定,基于申请人先前的发明和设计,上述范围对于初始训练阶段参数是安全且可接受的,但准确的数字则取决于与每个特定用户有关的多种因素。读者应当注意,尽管只讨论了压力,但此时也可以规定其他初始训练参数(诸如运动、重复目标、设定目标、阶段持续时间等),却又不必如此。

[0153] 一旦确定了初始压力设置,就可以基于功效反馈数据205,在不可充气带的情况下确定未来压力设置或张力设置。初始“压缩”设置的目的是使用户90关闭,但仍处于保证不会闭塞血流并向用户提供不适体验的安全区域中。

[0154] 当确定压力(或张力)时,通信装置112可选地在BFR训练阶段之前和/或期间通知用户90训练参数S9。在图1所示的手动个体化血流限制训练系统116的情况下,用户90然后将可充气带100充气到该训练压力。如上所讨论并且如在先前的申请和现有技术中所详述,该动作作为替代可以是自动化的。

[0155] 利用充气装置106将气体(优选地为空气)注入可充气腔室103,直到达到期望的压力,致使可充气带100开始限制用户90四肢中的血流。压力可以由用户在视觉上衡量,或者由传感器或机械释放阀机构自动测量,如本文所引用的在先临时专利申请中所述。

[0156] 一旦在可充气带100中实现了期望的压力,充气联接器114就可以与带阀107断开(如果可从该带阀拆卸的话),用户因而在附接或不附接额外的充气设备(该充气设备增加了重量、体积,并妨碍移动)的情况下可以自由地四处走动并进行各种运动,这些运动可以是、也可以不是血流限制训练程序300中规定的,可以经由、也可以不经由通信装置112传输。

[0157] 虽然期望用户90遵循特定的训练阶段规定,但是读者应当注意,本发明不需要这样就可以提供价值。通信装置112和处理装置113意在协助用户体验并提供更多要遵循的指示和信息,从而减少用户的思考,但这并不是本发明必需的要求。

[0158] 当用户完成BFR训练阶段S10时,然后将第二紧固装置111移除,并将可充气带100(仍然优选地保持环形)拉离其肢体。用户可以选择给带子放气,但又不必这样做。

[0159] 最后,用户可以可选地经由通信装置112将功效反馈数据205输入系统S11。如将在另选实施方案中所公开的,个体化血流限制系统116作为替代可以经由多种额外的装置在BFR训练阶段期间或之后自动地采集功效反馈数据205。在该优选实施方案中,被描绘为智能电话的通信装置112可以运行应用程序,该应用程序要求用户90指示他们在训练阶段期间感受到的疲劳水平。用户90可以从多种疲劳水平中选择,例如但不限于:不疲劳、轻度疲劳、强烈疲劳、极度疲劳。作为替代,该疲劳水平可以是从小于1到10、从1到100的滑动刻度,或者用于探知用户在该BFR训练阶段期间的疲劳和不适程度的另一种手段。这个问题可能伴随展示各种疲劳水平的一个视频,并且可以清楚地区分这些水平,所以用户很容易选择准确地纠正答案。通信装置112除此之外可以在整个BFR训练阶段期间询问关于疲劳时序的问题,或询问每种运动的每一组中所完成的重复的次数,或者该信息可以经由其他感觉装置(诸如加速计、相机等)自动采集,如稍后所述。处理装置113可以处理数据S12,以基于用户提供的功效反馈数据推荐后续的训练压力、重复计数或锻炼持续时间。例如,如果用户输入体验“不疲劳”,则处理装置113可以计算下一个训练参数(压力),该训练参数可以是当前值+20mmHg,或者作为替代,当前值+20%。读者应当注意,准确的值可能更高,例如50mmHg或50%,但应当保持小于80mmHg或80%,以避免BFR训练阶段之间存在过大的步骤。如果用户90报告轻度疲劳,则后续推荐的压力可以是比当前阶段+10mmHg或高10%,或作为替代,介于10mmHg至40mmHg(或10%至40%)之间,但不超过70mmHg或70%。如果用户90报告强烈疲劳,则后续的压力训练参数可以保持相同或可以略微增加,但不超过40mmHg或40%。如果用户报告极度疲劳,则后续的训练压力可以降低-10mmHg或-10%,或介于-10mmHg与-70mmHg之间,或介于-10%至-70%之间。读者应当注意,虽然增加和减小的压力范围可能不同,但重要的概念是,随着报告的疲劳信号增大,训练参数(在这种情况下为压力)增加的程度或数量相对减小,并且在极度疲劳的情况下,训练压力应当降低,而不是增加。读者还应当注意,尽管在上述实例中使用了疲劳,但是也可以将如前所述的其他类型的功效反馈数据205(诸如重复计数)考虑进来,以调整训练参数。例如,如果用户90报告轻度疲劳,但未能完成最后一组重复,则压力增加的程度可能比用户报告轻度疲劳、还完成了所有要求的重复时增加的程度(例如,+30mmHg或30%)低,例如+10mmHg或10%。这仅展示了一个实例,读者应当注意,有许多功效反馈数据的组合可以影响规定的后续训练参数设置,并且所有这类组合都应当被认为是处于本发明的范围之内,因为它涉及影响当前或未来的BFR训练阶段的功效反馈数据205。如果创建了血流限制训练程序300,则S9至S12的步骤可以重复与规定的一样多的次数,并且读者应当认识到,这些步骤基于影响BFR训练阶段的一个或多个训练参数的功效反馈数据205构成连续反馈回路。

[0160] 读者应当注意,重复可以向计算中添加另外的信息,因为如果用户90不能完成所有规定的重复(如果这样规定的话),则即使通信装置112没有如前所述请求用户输入他们的疲劳水平,也可以假定用户已经达到了强烈疲劳或极度疲劳。或者,如果用户90报告轻度

疲劳,则算法可以假设用户实际上经历了强烈疲劳,并且为用户做出正确选择以向处理装置113提供更准确的指示。就该阶段的持续时间而言,锻炼的持续时间也可以影响计算,因为如果用户90报告强烈疲劳,但BFR训练阶段又比预期的短得多,则处理装置113可以假设用户实际上经历了极度疲劳,并且为用户做出更准确的选择,以便为下一次BFR训练阶段提供适当的建议。如上文所提及,感觉数据可以增强处理装置113的决策能力,这是因为已完成的组数、重复的次数、时序重复和形式可以自动得知,并且不单独依赖于用户反馈来确定后续的压力设置。

[0161] 读者应当注意,尽管聚焦的训练参数一直是压力,但是额外的训练参数(诸如规定的重复、规定的组数或重复次数、阶段持续时间、组内的重复频率等)都可能受到功效反馈数据205的影响,该功效反馈数据是由用户90提供的或如在另选实施方案中描述的那样以其他方式采集。

[0162] 另选实施方案—#1-HRV和EPOC

[0163] 图2示出了用于收集功效反馈数据205的若干另选实施方案,该功效反馈数据被描绘为功效反馈装置200与处理装置113之间的数据流(虚线)。处理装置113收集功效反馈数据205,以便如随后将讨论的在正在进行的BFR训练阶段期间进行处理,或如上文在优选实施方案中所讨论的在BFR训练阶段结束时进行处理。处理装置113可以如所描绘的那样驻留在用户的智能电话上,或者可以在其他地方、远程位置等处传送到系统中,如早前所述。数据到达处理装置113的方式以及处理装置113所处的位置并不是对申请人的发明的限制因素。所示的智能电话仅仅是一种便利的现代方式,用于收集功效反馈数据205并对其进行操纵,以生成经调整的训练参数设置。除此之外还可以有其他可选的处理装置(未示出),例如获得原始传感器数据、将其数字化、对其进行编码,然后将其传递到处理装置113的DSP,其中创建了处理装置和通信点的多层网络,用于操纵原始信号数据并将其转换为可用的功效反馈数据205。读者应当理解,此类网络在本领域中是熟知的,并且所有此类已知的配置和结构都应当被认为是处于本发明的范围之内。

[0164] 图2中描绘的一个功效反馈装置200示出了心率传感器204,用于捕获关于用户90的生理参数,称为心率变异性以及心率本身。读者应当注意,在本申请通篇中,已经讨论了心率变异性、R-R' 间隔和心率这些术语。出于本申请的目的,心率传感器应当是捕获与心率有关的数据的任何传感器,使得可以计算下列测量结果中的任一种或全部:心率变异性、心率、R-R' 间隔、EPOC、累积EPOC、训练效果等。期望收集的原始数据是R-R' 间隔,R-R' 间隔可以用来计算心率变异性和心率这两者,心率变异性可以记录大脑是否已经注意到血流已经受到限制的工作肌肉中的稳态失衡并对其作出响应。心率传感器204可以与简单的心率监测器不同,因为它可能需要心脏任一侧的EKG导联都能够精确地测量心跳之间的时间间隔,而基础的心率监测器(诸如在Satoneed的现有技术中所述的)只在一定的时间段内对心跳计数,并且可以佩戴在例如手腕上。读者应当注意,经由光学测量还有其他方式可以精确地获得R-R' 间隔,因此不仅需要EKG信号,但读者应当注意,所有这些测量都与Sato用于监测HR的测量不同,后者纯粹是为了检查脉搏是否依然存在,以确保安全。对于基于R-R' 间隔的适当地测量HRV和HR,在计算从一次心跳到下一次心跳(R-R') 的时间变异性时需要精度。虽然心率传感器的构造在本领域中是熟知的,但申请人却一直不知道它们用于确定BFR训练阶段的功效的用途。Sato公开了监测心率和脉搏波,但在提到这一点时,却只讨论在正受到

限制的肢体中这样做。这是因为Sato只关注安全性并确保血液正在肢体中流动,因此他只建议监测该肢体(他描述为“带的远侧”)中的脉搏。这显然不能解决心率变异性问题,因为在心脏的任一侧都需要导联,并且理想地使用第三导联,以便获得足够精确的测量结果。另外,这些导联可以放置在带的远侧或近侧,因而不像在Sato的申请中那样受到位置限制。

[0165] 申请人已经表明,当用户90开始感觉到疲劳信号并且进行到肌肉失败时,该用户的心跳之间的时间间隔的变异性降低(或交感神经紧张度增加)。这直接关系到某个人工作的艰难程度的相对变化,以及他们是否如引言中所讨论的那样向大脑发出正确的信号,从而实现适当的强度改善。另外,它是记录大脑对工作肌肉中的稳态失衡的响应的客观指标。因此,监测心率变异性可直接测量该阶段的功效。如果该阶段完成并且从心率传感器204计算的数据已经报告变异性减小或交感神经紧张度增加,则将这种形式的功效反馈数据205传输到处理装置113并记录为强烈疲劳或极度疲劳,而交感神经紧张度无变化或降低可以被当作不疲劳或轻度疲劳的指示,然后下一个阶段的压力相应地向上调整。如果信号在该阶段中过早地显示心率变异性低,并伴随着未能完成运动,于是类似地,可以确定已经发生极度疲劳并且在后续阶段中压力降低。因此,HRV和HR信号可以单独使用,或者与BFR训练阶段期间收集的其他数据结合使用,以确定应当如何调整后续阶段的压力:向上调整、向下调整或保持不变。压力可以增大或减小到的程度可以根据由心率传感器204传输的疲劳信号的强度而变化,并且可以与、也可以不与其他因素组合,所述其他因素诸如该阶段的持续时间、或者在确定最终调整值时(若真要进行任何调整的话)完成的重复和设置。以这种方式,从一个阶段到下一个阶段创建了连续反馈回路,该连续反馈回路使功效反馈数据205的收集过程自动化并给出了当前或未来的训练参数(包括但不限于压力)的客观测量结果,这些训练参数是可以调整的。

[0166] 另外,心率变异性 and 心率一起可以用于计算用户在给定的血流限制训练阶段301中的累积EPOC的估计值,并且EPOC得分可以用于探知阶段的有效性,另外,对从一个阶段到下一个阶段的EPOC得分的评估可以用于评估整个血流限制训练程序300的功效。

[0167] 图5示出了使用心率传感器204在某个阶段期间实施功效反馈的方法的一种变型。首先,与关于图3A的S0所讨论的类似,优选地为没有任何BFR的该运动和/或阶段生成基线测量结果。该基线测量结果可以作为标准,在BFR被添加到一种或多种运动中时可以将响应与该标准进行比较。接下来,用户在S2中用BFR执行一种或多种运动,同时使用心率传感器204来不断地获取逐次心搏间隔数据。在S3中达到初始测量点,该初始测量点可以基于但不限于下列各项中的一项:计时器测量时间自运动开始以来到期、已完成一定数量的重复、已完成一定数量的组、已完成一定数量的运动、一定的HR值,等等。初始测量点用作用户已经得到调理和“热身”的那个点,并且适当的HR、HRV和累积的EPOC测量值是有效的。接下来在S4中,执行一次或多次对HR、HRV和/或估计的累积EPOC的计算和/或测量。在S5中,测量累积EPOC率,并且基于对正在执行的特定阶段的基线测量值,对该用户的该运动中的累积EPOC的预期增长率进行比较。累积EPOC的变化率不是在现有技术中受到关注或用于评估申请人所知的正在进行的阶段的变量。除此之外,现有技术通常使用EPOC作为监测训练过度的手段,在这种情况下,累积的EPOC高意味着需要很长的恢复期,因而对用户来说未必是好事,或者更多地用作警告。然而,在申请人的发明中,用途却恰恰相反。在S6中,使用累积EPOC率的比较结果来调整训练参数以增大锻炼的强度,或者指示用户继续采用当前的训练参数设

置。例如,如果累积EPOC率低于有效阶段的特定检查点处的预定预期值,则可以指示用户增大、但又限于增大下列各项中的一项或多项:可充气带100中的压力(如果带子是可充气的)、正在使用的负荷、或者频率或重复。在计算的EPOC值的变化率等于或大于预定的预期值的情况下,指示用户继续采用当前设置并完成锻炼。在任何情况下都不指示用户停止锻炼。血流限制训练阶段301可以包括多于一个EPOC“检查点”,这些检查点从一开始就可以利用、但又限于利用下列各项中的一项来固定:时间,已完成的重复等,或者它们可以基于一个或多个先前的检查点的测量结果而变化。例如,如果先前的累积EPOC率产生至少一个训练参数的变化,则可以比所述经比较结果产生的所有训练参数都合适的情况更快地制作后续检查点。最后在S8中,确定关于血流限制训练阶段301的有效性的功效。结果可以显示给用户,或简单地存储在存储器中,或作为整体用于计算血流限制训练程序300。在评估整个程序时,可以为每个阶段创建训练效果得分,并且随时间推移评估训练效果得分,以使用户感觉他们是否步入正轨以看到他们长期期待的结果。图5上关于基于训练效果得分评估整个程序的有效性的这种扩展没有在流程图中示出,但读者应当在概念上理解,这类似于图3B的程序和评估。

[0168] 心率漂移是可以观察到的另一种现象,这种现象可以用于确定身体何时开始对稳态失衡作出反应。心率漂移需要持续运动,诸如跑步采买,该跑步采买在训练阶段期间可以由心率监测器204根据针对该训练阶段的运动规定来感测。心率漂移表现为心率增加,但该阶段的工作负荷或强度却不增加,并且如果观察到了这种模式,则可以用作身体正在对稳态失衡作出反应的另一种指示,这种监测和测量可以类似地用于监测和观察HRV与交感神经紧张度的变化。申请人还设想以非传统方式使用心率漂移,由此监测心率漂移以进行间歇、轻松的正常运动,其中,心率漂移通常仅在持续时间很长的持续运动(比如在跑步机上跑步)中被观察到。用户的心率漂移可以例如从一组运动被监测到下一组运动,以便寻找心率的增加,其中这类增加不是预期的正常现象,并且可以通过与未观察到HR增加的基线阶段进行比较来进一步验证。

[0169] 读者应当注意,该另选实施方案可以用于一般的锻炼程序,而不仅是BFR。在使用累积EPOC的现有技术中,用户完成了他们的训练阶段,然后获得关于他们的锻炼强度的得分,该得分可以与训练效果和推荐的恢复时段相关联。然而,这对于在给定阶段期间可能比期望更难训练的用户没有帮助。因此,将EPOC的变化率视为预测机制的新颖且有创造性的想法可以被普遍使用,并且应用范围应当超出BFR训练的范围。然而在BFR运动中,过度损伤并不是关心的问题,因而降低强度不是考虑因素,在一般性训练的情况下,EPOC的变化率可以用于提醒用户调整训练参数,以减小训练中间阶段的强度。因此,总而言之,如果计算的累积EPOC率小于该训练阶段中的给定点的预定预期值,则建议用户通过调整训练参数来增大强度;如果累积EPOC率与预定的预期值相当,则指示用户维持训练参数;如果累积EPOC率大于预定的预期值,则指示用户调整一个或多个训练参数,以降低该训练阶段的强度。最后,读者应当理解,EPOC的测量值仅是估计值,并且在做出决策时可以使用某些公差带,例如 $\pm 5\%$ 到 $\pm 20\%$ 。例如,如果预期EPOC的变化率为X,则用于将训练参数保持相同的公差带为 $0.95X < Y < 1.05X$,而如果预期EPOC的变化率为Y,则计算值在该公差带之内,于是训练参数得以维持。

[0170] 另选实施方案—#2—重复计数(IMU和压力)

[0171] 图2还描绘了两种其他形式的功效反馈装置200,这些功效反馈装置可以与、也可以不与心率传感器204结合使用,或者可以替代、也可以不替代该心率传感器使用。读者应当注意,可以报告多种功效反馈机制并且收集数据,数量及其使用方式不应偏离收集功效反馈数据205的发明,接着评估单个BFR阶段的功效,然后基于该评估调整未来的训练参数设置。

[0172] 重复计数可以提供关于工作肌肉中的稳态是否已失衡的额外信息。重复计数可以提供关于BFR训练阶段的额外信息,该BFR训练阶段可以如上所述用于评估该阶段的功效并调整训练参数。惯性重复计数装置201和基于压力的重复计数装置202可以一起使用或单独使用,以使对重复计数和查看重复频率的过程自动化。惯性重复计数装置201可以采用IMU或惯性运动单元的形式,该IMU包括一个或多个陀螺仪、加速计和/或磁力计,或者用于感测运动的任何其他此类装置。捕获运动的替代性方法(诸如相机系统,例如智能电话上的相机)也可以用于对重复计数。惯性重复计数装置201以某种方式联接到身体。这种联接方法可以包括捆扎、粘合剂、嵌入衣服中、Velcro等,并且本领域的技术人员应当理解,附接可穿戴传感器的多种方式是众所周知的并且包括在本文中。当用户90移动时,惯性重复计数装置201可以寻找建立的移动模式,以滤除实际的重复和仅仅是有规律的移动。作为替代,用户可以在每次重复之后轻敲惯性运动计数装置201,以记录该重复。读者应当注意,分析运动并将数据输入系统中的许多此类方法在本领域中是熟知的,并且重要的是有一种在BFR训练阶段期间自动采集给定运动的重复数量和/或重复频率的方式。

[0173] 重复的频率和数量对于进行量化可能是重要的,因为模式和运动数据可以清楚地表明,即便在没有HRV数据的情况下,BFR训练阶段也是否有效。惯性重复计数装置201可以同时测量重复(频率)之间的时间与重复数量,并将该信息传输到处理装置113,该传输可以在该阶段期间或之后发生。申请人已经通过实践经验证明,具有适当疲劳水平的适当BFR阶段随着用户获得正确的疲劳信号而具有用户90运动减慢的模式。因此,在该阶段中的不同点处测量重复的频率可以给出关于用户是否正在经受正确的疲劳水平的更多信息。当与重复计数信息以及从开始锻炼时起所经过的时间相结合时,个体化血流限制系统116可以探知由重复频率的持续降低所指示的失败信号的强度,以及该失败是已经过快发生、发生得太晚,还是根本没有发生。这些确定限和分析标准可以取决于用户的目标和所涉及的运动类型,并且读者应当注意,所描述概念的具体实施有多种组合,所有这类组合与分析标准都应当被认为是处于本发明的范围之内。惯性重复计数装置201的位置可以是在正在运动的肢体上、或身体上的其他位置。唯一重要的方面是该位置使得惯性重复计数装置201处于能够给出关于已经执行的重复的数量和/或频率的准确信息的位置。

[0174] 重复计数装置也可以按基于压力的重复计数装置202的形式出现。在图2中,基于压力的重复计数装置202可以是联接到可充气带100的压力传感器的形式。随着工作肌肉收缩,可充气带100下方的体积试图增大,该可充气带中的压力也类似地增大。根据运动、增大的量、增大的持续时间和压力增大的速率,可以确定重复是否完成、或者结果是否仅仅是各种各样的身体移动。压力传感器可以是本领域技术人员已知的任何这种传感器,并且可以不必联接到可充气带100。事实上,在如前所公开的不可充气带的情况下,压力传感器可以被制成带本身的一部分,诸如张力测量装置,或者可以放置在带的下面,如在压力垫的情况下。读者应当注意,此类变型是可能的,并且重要的方面是使用由于用户的工作肌肉膨胀而

产生的力的变化来探知重复是否已经完成。基于压力的重复计数装置202的位置也可以在除了联接到可充气带100或不可充气带之外的其他地方,所述不可充气带诸如完全分离的带,这种带通过安放在工作带下面而测量并寻找肌肉收缩模式。

[0175] 还可以采用重复计数、收缩强度(EMG)监测、重复频率跟踪等的还有一些其他方法,诸如摄像机和视频分析、或EMG信号、或将用户90移动转换成数字信号的任何其他形式的传感器,这些数字信号可以得到处理和分析,以评估BFR训练阶段期间的重复和移动的数量、时序、频率、持续时间、强度和质量。读者应当注意,本领域的技术人员可以获得此类选项,并且采集重复数据的所有此类装置都应当被认为是处于本发明的范围之内。

[0176] 另选实施方案—#3—阶段反馈中的连续性

[0177] 图3B描绘了来自图3A的步骤S10的扩展,其中可以在BFR训练阶段正在进行时对该阶段作出修改,作为可修改的血流限制训练阶段301。读者应当注意,先前的讨论集中于在BFR训练阶段结束时获取功效反馈数据205,以便修改后续的BFR训练阶段。然而,在更细化的细节中,可修改的血流限制训练阶段301可以在该阶段完成之前修改其训练参数,以便进一步使该阶段甚至更加有效。该过程描述如下:

[0178] S1示出了处理装置113,该处理装置用于生成用户简档数据,以便可选地为该阶段生成初始训练参数。上面已经广泛讨论了确定这些参数的方法,读者应当理解,所有的这些方法和概念也应当适用于该另选实施方案。

[0179] S2示出了用户90进行运动。

[0180] S3示出了功效反馈装置200在用户正在进行运动时或在运动与运动之间(但是在所有情况下,都是在该阶段已结束之前)采集功效反馈数据205,诸如IMU和R-R'数据。

[0181] S4示出了处理装置113正在评估功效反馈数据205,以确定是否调整某些训练参数,如果是,则确定应当怎样调整这些训练参数。例如,HRV、重复计数、重复频率、所使用的阻力或动作数据可以表明用户已经开始疲劳并形成中断,但该现象在此阶段中比预期出现得更早。

[0182] S6示出作为对评估功效反馈数据205的反应,个体化血流限制系统116可以在手动系统的情况下请求用户90减小可充气带100中的压力,或者请求该用户将非充气带中的张力减小如基于评估功效反馈数据205所确定的一定的量。在自动化系统的情况下,个体化血流限制系统116可以自动进行调整,或者训练员或教练可以在该系统运行中对训练参数作出调整。相反,如果对功效反馈数据205的评估显示,用户并未像在该阶段中的某个点处预期的那样经受任何疲劳,则该系统可以自动地、或者请求用户或教练手动地增加带中的压力或张力。虽然在该实例中使用了压力/张力,但是在正在进行的阶段期间,可以类似地修改任何其他训练参数。例如,如果没有检测到疲劳,则可以增加所需重复的次数,直到实际上检测到疲劳为止,或者可以缩短或延长休息时段。读者应当注意,这些仅是一些实例,许多这些训练参数可用于修改,并且所有这类修改都可以或不基于功效反馈数据205和关于用户90的其他数据来调整,所述其他数据诸如但不限于如前所讨论的训练目标、心理数据等。

[0183] S7示出在手动系统的情况下,系统或用户根据指示调整一个或多个训练参数,以设置所述一个或多个训练参数的新值。

[0184] S8示出了随着阶段进行并且直到时限到期为止,不断重复步骤S1至S7。以这种方

式,BFR训练阶段在进行中时不断受到监测和调整,以尽可能实时地向用户90提供最大的有效性和效率。这样做时,用户90能够简单轻松地遵循指令,还仍然实现了非常安全且非常有效的BFR训练。

[0185] 读者应当注意,针对功效反馈数据205的类型、收集数据的方法、评估数据的方法和方式、要调整的训练参数、训练参数的调整指导原则方法、以及BFR阶段或程序的其他方面的种种概念类似于用于监测、评估、调整和规定的范围是处于阶段内还是程序内的,并且无论这些动作是在阶段期间发生、还是在从一个阶段到下一个阶段期间发生,所有讨论的概念都应当适用。

[0186] 描述—结论、后果、范围

[0187] 根据申请人的知识和专业技能,有效BFR有必要满足两个独立的条件

[0188] 1) 稳态失衡(简称为“H的D”)

[0189] 2) CNS(中枢神经系统)感知到H的D,并且CNS对H的D作出反应(全身性反应)

[0190] 申请人已经公开了针对主观和客观这两种手段的概念,用于记录(1)H的D和(2)全身性反应的那些条件。

[0191] (1) 稳态失衡

[0192] a.H的D的主观指标包括但不限于:

[0193] i.运动期间形式改变或重复的频率改变

[0194] ii.向用户或观察员发出调查问卷,询问不完整的重复、移动形式的变化

[0195] iii.工作肌肉或相邻肌肉快速振动(肌肉震颤)。

[0196] iv.移动重复的频率减慢。

[0197] v.未能完成规定的重复和设置计数,例如3组30次重复。

[0198] b.H的D的客观指标包括但不限于经由如前所讨论的重复计数装置、相机、EMG信号、计时器等来感测和测量主观数据。

[0199] (2) 全身性反应

[0200] a.全身性反应的主观指标包括但不限于

[0201] i.客户/实践者自我报告“感到疲劳”或“肌肉燃烧”

[0202] ii.自我报告有关出汗、心率加快、呼吸率的问题

[0203] iii.客户/实践者察觉呼吸、心率和/或出汗与所进行的运动不成比例地增加。

[0204] b.全身性反应的客观指标包括但不限于强烈增加的交感神经响应,如通过经由心率变异性(HRV)测量的R-R'数据的变化所指出的。对“CNS全身性反应”的记录可以通过交感神经紧张度增加来客观地测量,如通过R-R'间隔的改变(心率变异性)所测量的,其中交感神经紧张度增加在进行简单的轻松运动时通常不会发生。进而,该R-R'间隔数据连同心率一起用于计算EPOC,该EPOC也可以被评估以确定身体是否正在对稳态失衡作出反应。心率漂移是申请人已经公开的另一个概念,这个概念可以用于检测稳态失衡。可以连续地进行对这些生理参数及其相对于预期基线的变化的测量,以采集数据谱,这些测量可以与、也可以不与该特定用户和特定的一组运动一起进行。然后可以将该数据与某些预定的极限值或阈值进行比较,这些极限值或阈值可以按编程方式用于为用户创建关于如何通过改变一个或多个训练参数来调整其训练的可操作消息,或者如果提供了适当的致动器和控制器,则可以自动完成调整。

[0205] 申请人的论点是,必须出现两个条件才能实现有效的BFR阶段。首先,必须在正在运动的肌肉中出现稳态失衡。其次,CNS必须感测到稳态失衡并对其作出反应。获得关于稳态失衡和全身性反应这两者的数据的机制可以客观或主观地进行,其中一个可以是主观的,而另一个则是客观的。用于采集关于BFR训练阶段(由于该训练阶段与H的D和全身性反应有关)的信息的所有这类机制和组合都应当被认为是处于本发明的范围之内。申请人已经详细描述了如何收集该信息的各种机制、装置、传感器、设备、时间点等,以及分析该信息的结果可以影响训练参数的各种方式,并且读者应当注意,评估功效、收集该信息和进入个体化血流限制系统116的还有很多手段也可能是已知的,并且应当被认为是处于本发明的范围之内。

[0206] 在阅读现有文献或先前的专利时,申请人没有找到其他研究人员关于如何使单个BFR阶段有效的指示,也没有找到指示该阶段有效的标记,更不用说使用功效数据来以实用的方式修改正在进行的单个BFR阶段了。所有科学出版物都将功效称为由于多个(通常为10个或更多个)阶段所导致的肌肉力量或尺寸的增加,但这需要数周才能显现出来。在本次提交中,申请人描述了下列两项的主观指标和客观指标:(1)局部活动肌肉中随后出现的稳态失衡,以及(2)该稳态失衡向CNS传输和CNS传出的全身性反应。

[0207] 为此,申请人已经发明并且公开了用于创建、监测、调整 and 规定为个体定制的BFR训练程序和/或阶段的独特系统和方法,该系统和方法跟踪并调整各种训练参数以确保针对每个用户90具有最大的效率和有效性。通过使用功效作为反馈机制来评估每个BFR训练阶段,可选地甚至在该阶段期间评估,整体BFR训练程序和/或阶段(如果创建了的话)变得更有效率、并且与个体用户相关。对用户的反馈很重要,因为人们从天性上就愿意并期望立即获得结果。让某个人知道他正处于实现其目标的途中是强有力的激励工具,可以让他们继续训练。这一点在这样的情况下尤其重要:如果要看到明显的结果,则用户必须“坚持训练”数周并经过多个阶段。通过将申请人的发明与先前的可充气带设计结合,以及预先调节可充气带的概念,申请人已经创建了对任何用户也都非常安全的系统,并且以这种方式,完全不需要采用如Sato的申请中所述的价格昂贵且庞大笨重的监测设备。另外,通过评估和监测功效,对寻找作为闭塞水平的函数的压力的强调(如在大部分研究中和在Owens Recovery Science(即,舒张压的百分比)的情况下所做的那样)得以消除,用户无需测量或知道他们的血压,因为血压每天都可能改变,以便进行安全有效的BFR训练。通过关注真正重要的事项、功效并且使用在本质上更安全的硬件设计,申请人已经创建了用于执行BFR训练的最佳系统和方法。

[0208] 因此,读者将看到,本文和先前提交的临时申请中所述的各种发明提供了经济的方式,来轻松地创建多功能、安全、便宜、具有引导性且易于使用的血流限制系统和用于结合在其中的可充气带。

[0209] 尽管以上描述包含了特殊情况,但这些不应被解释为对本发明范围的限制,而应当作为对其优选实施方案的举例说明。可能存在许多其他变型。

[0210] 参数调整

[0211] 读者应当注意,虽然压力主要是作为要调整的变量进行讨论,但还有其他选项可以作为替代加以调整,或者可以在达到某些极限之后进行调整。现有技术根本没有讨论如何调整或修改BFR训练阶段或设备的各种设置以便以安全的方式获得有效的结果,这些参

数包括：使用的负荷、重复次数、运动选择、重复计数，等等。

[0212] 例如，一个或多个参数可以具有与该参数相关联的极限，以及该参数在另一个参数变化之前应当调整到的优先级。除此之外，参数可以与一个或多个参数达到极限的位置相互关联，然后调整一个或多个其他参数，直到达到极限，然后进一步调整一个或多个原始参数。

[0213] 举个例子。起始负荷、重复计数、运动选择等最初都可以被固定，而只有压力变量由该功效反馈系统修改，直到达到压力水平的极限为止。对于臂，该极限可以对应于300mmHg，并且/或者对于腿，该极限可以对应于使用申请人的先前设计时的450mmHg极限。读者应当注意，这些极限可以基于带的宽度或硬件构造向上或向下调整，并且在某些情况下可以被限制为用户收缩压的95%，或者对于臂和腿被限制为100mmHg。如果臂压达到规定的极限，则另一个变量（例如负荷）可能开始增加。例如，对于二头肌弯举，可以首先将负荷规定为01bs，然后可以将负荷增加到501bs，或者作为替代，用户1次重复最大值的25%。极限可以针对个人进行调整，也可以是任意值。一旦达到负荷极限，重复极限就可以从推荐的30次重复增加到例如40次或50次重复。读者据此应当理解，在增大一个或多个参数之前优先增大一个参数的概念可以向用户提供关于如何以最安全的方式实现有效阶段的指导。通过优选地首先增大压力，用户能够将关节和组织上的负荷与后续的力保持在较低水平，同时维持安全状态。读者应当理解，改变和偏好的许多组合应当落入申请人的发明的范围之内，但优选地将压力作为第一变量调整，直到它达到预定义的极限为止。

[0214] 读者还应当注意，诸如压力之类的参数的极限可以如上文指出的那样是装置特定的，并且申请人已经在与用于进行BFR训练的硬件设计有关的先前申请中讨论了硬件对诸如压力之类的参数的影响。

[0215] 带的形状/尺寸

[0216] 例如，就可充气带的形状而言，该可充气带的可充气部分可以具有任何合适的几何结构、尺寸和形状，以提供如上文所讨论的足够大的血流限制。这些带可以类似地为不可充气的、弹性的或非弹性的。这些带可以具有多种长度和宽度以适应一系列个体，但不必在变型的数量上最小化，而是针对特定范围的肢体围长或用户类型。可以注意到，已经表明较宽的袖带在较低的压力下将血流限制到相同的程度，并且可以为不需要动态移动的某些应用提供更多的舒适性。对于特定用户的此类宽度变化（诸如用于协助老年人）可以在维持有效性的同时提高舒适性。可以使用采用了足够大的组织位移来限制静脉回流的带形状（诸如本文所述的一些实例），这些带形状可以不必覆盖整个肢体。轮廓、带的尺寸、气囊、此类带在身体上放置的位置以及带上的气囊的所有此类配置都可以被认为是处于本申请的范围之内。

[0217] 带材料

[0218] 本文和先前提交的临时专利申请中已经描述了各种带设计和血流限制系统设计，同样地已经公开了各种材料构造和配置。还注意到了弹性的、或拉伸相对于非拉伸的、以及具有相对弹性程度的各种部件。读者可以注意到，为了简洁起见，并未讨论所有这类组合与材料类型，但是所有这类组合、材料性质或配置都可以被认为是处于本发明的范围之内。例如，就紧固装置而言，已经描述或参考了凸轮锁、棘轮和钩环紧固件，然而可以使用将两个物体紧固在一起的许多其他这类装置，诸如高摩擦接头日字扣型机构、胶水或粘合剂、绳索

或结、机械钩、钮扣、齿条和小齿轮、高摩擦表面等,可以认为这些装置都涵盖在术语“紧固装置”之内,并且该术语尽可能广泛地得到解释。另外,就弹性构件或织物而言,涂覆聚氨酯的织物可以替代涂覆PVC的织物或类似的材料,以及聚氨酯模具,但也可以是乳胶橡胶或类似材料。在调用特定材料的所有这类情况下,读者可以理解,该说明书不过是一个实例,并且只要实现了所描述的一般性概念,特定的材料或其特定的性质就不是本发明的要求。

[0219] 类似地描述的材料可以被理解为涵盖材料的组合,不同的材料性质(诸如硬度计或弹性模量、长度和宽度,以及影响诸如弹性和摩擦系数之类性质的轮廓)可以被认为是处于本发明的范围之内。例如,在认为材料具有一定程度弹性的情况下,读者可以注意到所有材料都具有一些弹性性质,并且重要的是如本文所述材料的功能。另外,读者可以注意到,在材料可以被讨论为具有弹性的情况下,非弹性或非拉伸的材料可以与弹性材料组合以形成被认为是原始构件的材料(或反之亦然),但该原始构件现在是两个部件,并且可能与本文的描述不明确匹配。然而,在此类情况下,读者可以注意到,申请人实际上已经认为这些材料可以组合以执行本文所述的本发明的元件的功能,但由于组合可能是无限的而没有做出所有这类的描述。所有这类组合产生与最初公开的相同的结果,也就是说,弹簧带构件具有一定程度的弹性。又一个实例是,读者可以注意到可以改变一些元件性质以移除各种部件。例如,可充气带可以具有一定程度的弹性,以便补偿肌肉收缩。同样,读者可以注意到,部件的所有这类组合或省略,或者各种部件性质的改变都可以被认为是处于本发明的范围之内。

[0220] 用户

[0221] 在本申请的上下文中的用户可以被认为是使用所描述的发明的人。用户可能是客户、患者、指导员、个人用户、医生、运动训练员、教练等。

[0222] 一般说明

[0223] 本领域的技术人员将认识到这种混合所需要的任何微小修改,并且这类修改可以被认为是处于本说明书和权利要求的范围之内。另外,可以认识到,所描述的部件、处理装置、传感器等中的许多种可以组合成单个对象或分成多个对象。虽然申请人在本申请中简要地讨论了这些选项中的一些选项,但可以认识到,在本文中讨论的部件及其互连的任何与所有组合都可以被认为是处于本申请的范围之内,并且由所写的权利要求覆盖。类似地,可以认识到,该系统中的许多部件及其连接点、或连接装置也可以互换或重新布置,以实现与所公开的配置相同的效果。例如,在讨论将充气装置与可充气带分离可能有利、并且使用减压阀来限制带中的最大压力的情况下,该减压阀可以驻留在联接的带侧或联接的充气装置侧上。在驻留在联接的带侧的情况下,在该联接的带侧上不需要另外的关闭机构。然而,如果该联接采用关闭功能以保持带中的空气,则本发明将起到基本上相同的作用,该带在连接充气装置期间打开,并且减压阀位于该联接的充气装置侧上。在这种情况下,只要连接充气装置,减压阀就与带处于相同的空气回路中,并且限制其中的压力。然而,该减压阀在断开时没有连接在该带的空气回路中,但充气装置也没有,因而没有在带中积聚过高压力的风险。因此,在这两种情况下系统都基本上相似。这不过是一个实例,一般来讲,阀和阀类型、紧固装置诸如凸轮锁、钩环紧固件、棘轮机构,弹簧带、内部带材料和外部带材料等可以互换,以多于一个的量使用,在宽度、长度或轮廓上发生改变,结合重叠的带样式、或向后折叠的用于锁定的带样式、或更复杂的带设计(诸如授予Sato的专利中所示的那些)使用,并

且本文所公开的发明可以被认为已涵盖了此类部件的所有这类排列与组合。又一个实例是,可充气带可以具有两个输入端口,一个用于允许空气进入,另一个则用于与诸如减压阀之类的出口系统连通。尽管在上面的附图中并未示出这类设计,但是读者可以注意到该概念是可以怎样采用多个项目的另一个实例,在该系统内移位的部件与不同的部件连接,同时维持相同的整体系统和有效性。另外,可以移动和改变各种元件的位置和布置,使得它们看起来与所示的附图和附上的描述不同,然而,所有这类配置和组合都可以被认为是处于本文所公开的发明的范围之内。例如,在图1A中的可充气带上示出的钩环紧固件的情况下,可以更换该钩环紧固件并且仍然维持该功能。除此之外,输入端口的位置可以在可充气带的中间,而不是在一个端部上。图2中所示的身体对接部件(诸如氯丁橡胶)可以永久地附接在可充气气囊上,或者可以是可移除的。如果是可移除的,则附接装置可以是例如钩环紧固件,并且这些紧固件可以沿边缘设置或者可以沿可充气气囊和身体对接部件这两者的整个宽度延伸。在钩环紧固件沿所述整个宽度延伸的情况下,它们可以是有弹性的,使得可充气气囊仍然可以抵靠用户的肢体充气。就处理装置、传感器和传感器数据而言,申请人应当注意,传感器和处理装置可以组合或拆分,数据可以通过有线或无线方式转移,动作可以手动或自动完成,并且这类动作可以由用户发起或由系统自动发起。处理装置113可以位于用户90本地,或者可以位于其他地方。在本申请和本发明的意图之内,可以有多个这类的处理装置113,统称为“处理装置”,并且这些不同的处理装置可以运行一种或多种算法或者算法的多个部分,或者作为系统的一部分进行数据操纵,评估功效反馈数据205,随后用于调整训练参数。读者应当注意,确切的网络和软件、以及软件的执行位置并不重要,而本发明的实质不应当是在该个体化血流限制系统116之内有某种形式的处理能力和某种形式的数据分析能力。通信装置112可以是视觉的、听觉的、可读的、触觉的,或者能够以其他方式向用户传输信息。如图所展示,存在许多构造上的排列与组合,并且改变各种材料性质、部件、连接、算法等在个体化血流限制训练系统116中产生了令人满意的结果,所有这类组合与排列和对材料性质的选择都可以被认为是处于本发明的范围之内。

[0224] 带配置

[0225] 如本申请和授予Sato的专利中所讨论的,存在多种方式在用户的肢体周围形成带子,并且每种方式都具有如各种申请中所讨论的一些优点和缺点。读者可以认识到,通过变化但限于以下内容,可以认为本文所公开的发明构思是可适应的:充气能力、尺寸、长度、位置、附近的部件、添加或移除一个或多个部件,诸如环连接器、材料性质(诸如弹性等)。这类修改表示许多排列与配置,这些排列与配置过多,因而不能在本文合理地描绘和描述,但读者可以理解,申请人已经考虑了这类合理应用,并且可以认为这类应用是本公开发明的范围的一部分。

[0226] 尽管上面的描述包含许多详述,但这些详述不应被解释为限制本发明的范围,而仅仅是提供对本发明的一些当前优选实施方案的说明。因此,本发明的范围应当由所附权利要求及其合法等同物确定,而不是由给出的实例确定。

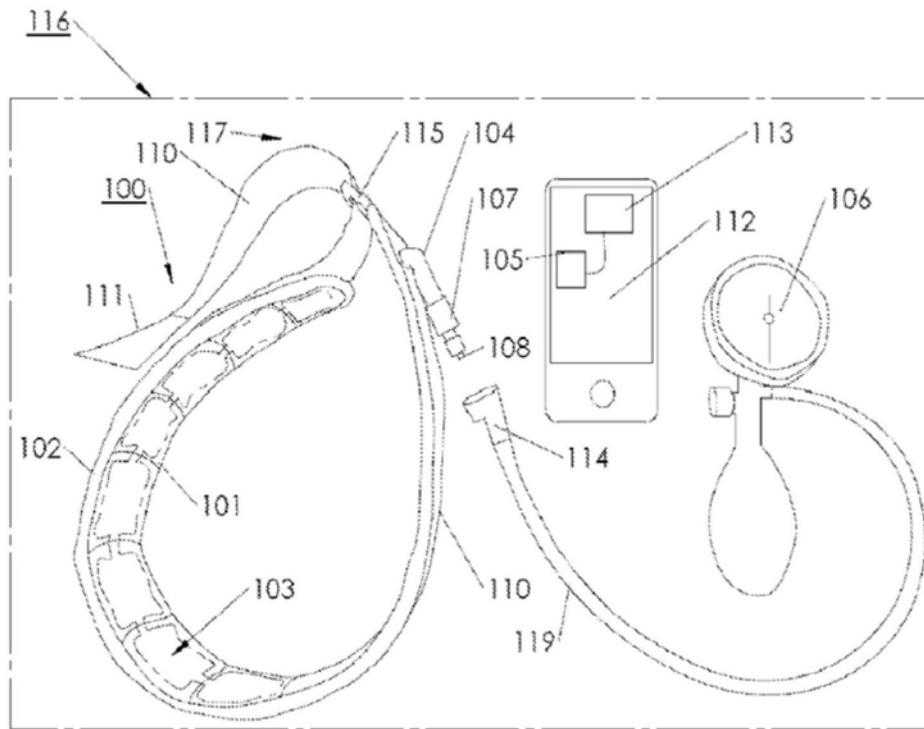


图1

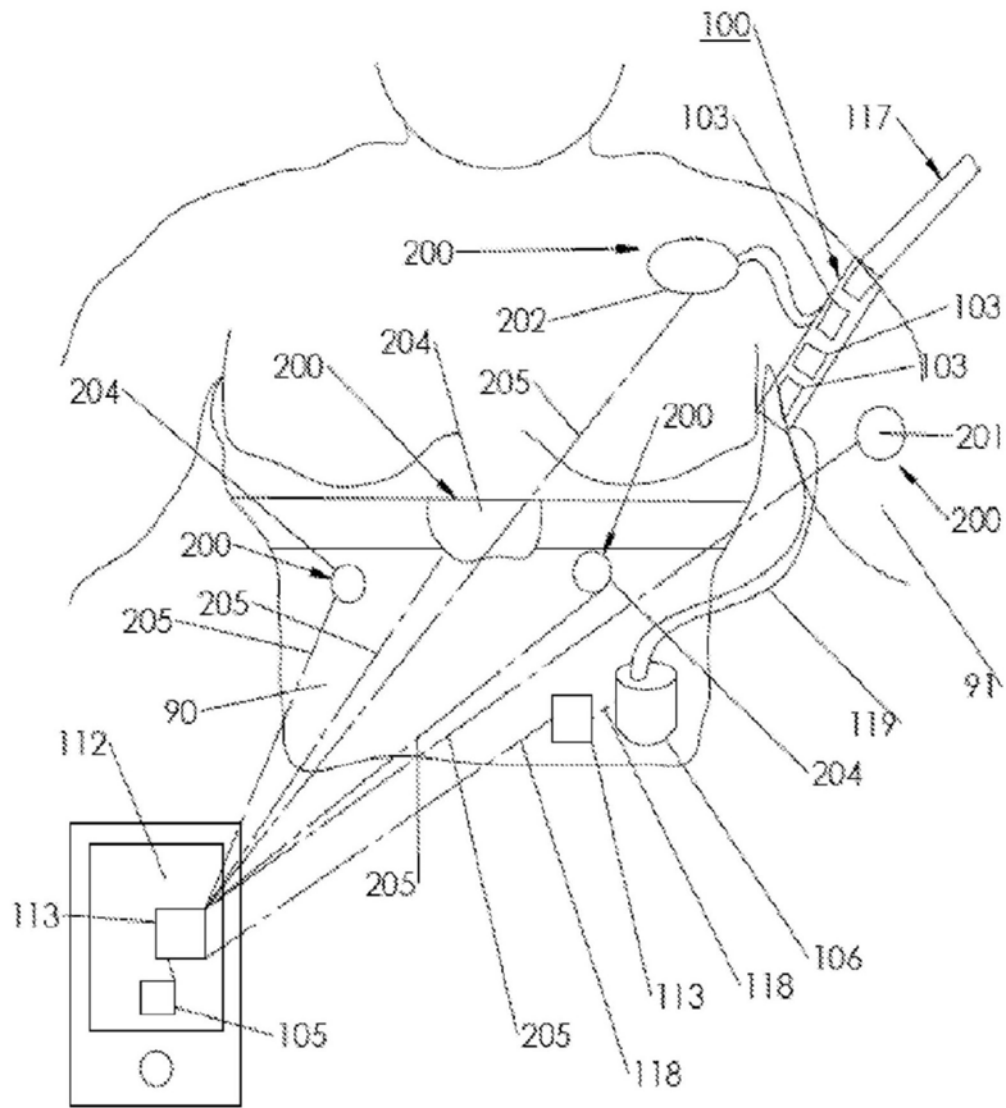


图2

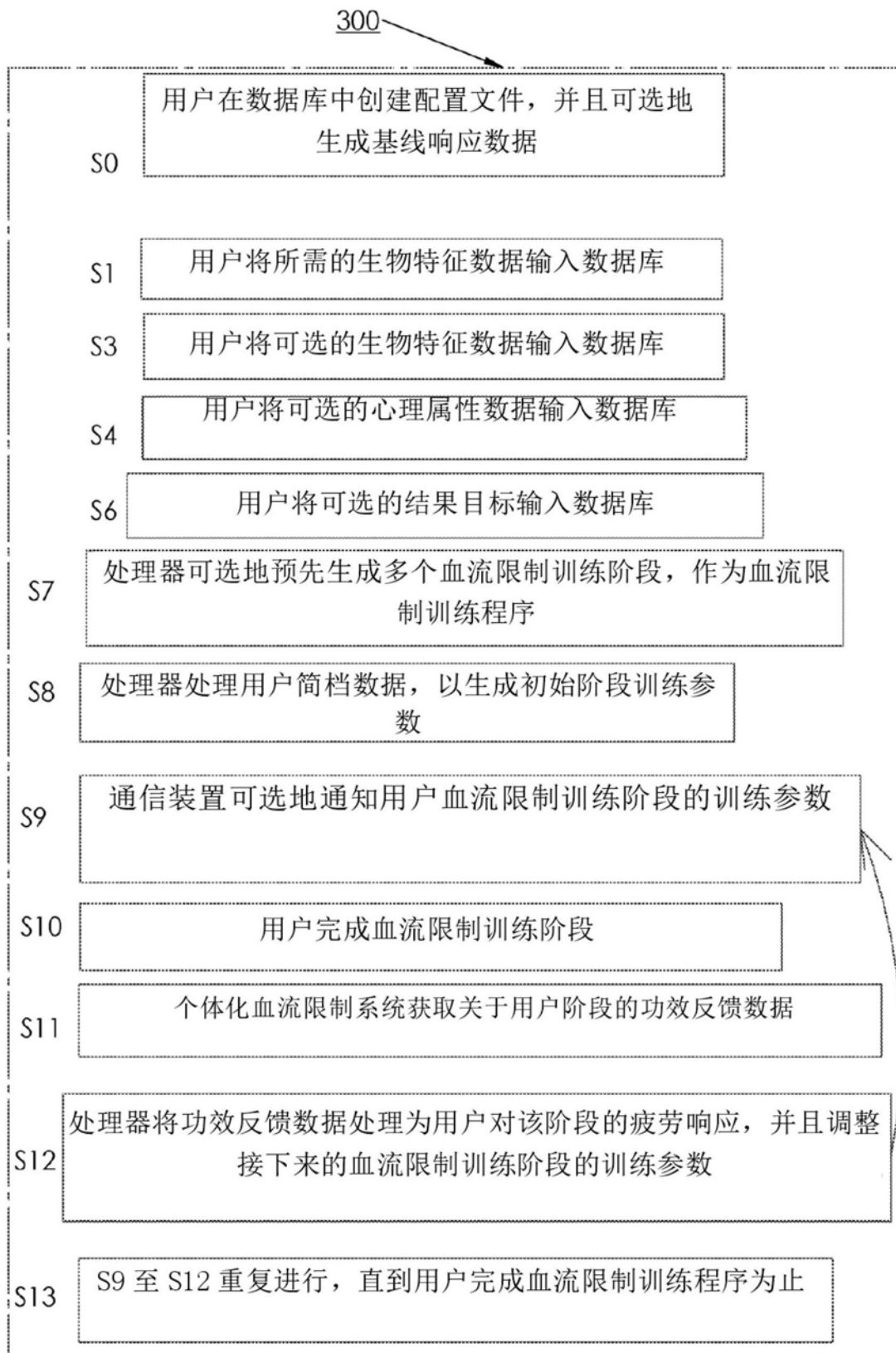
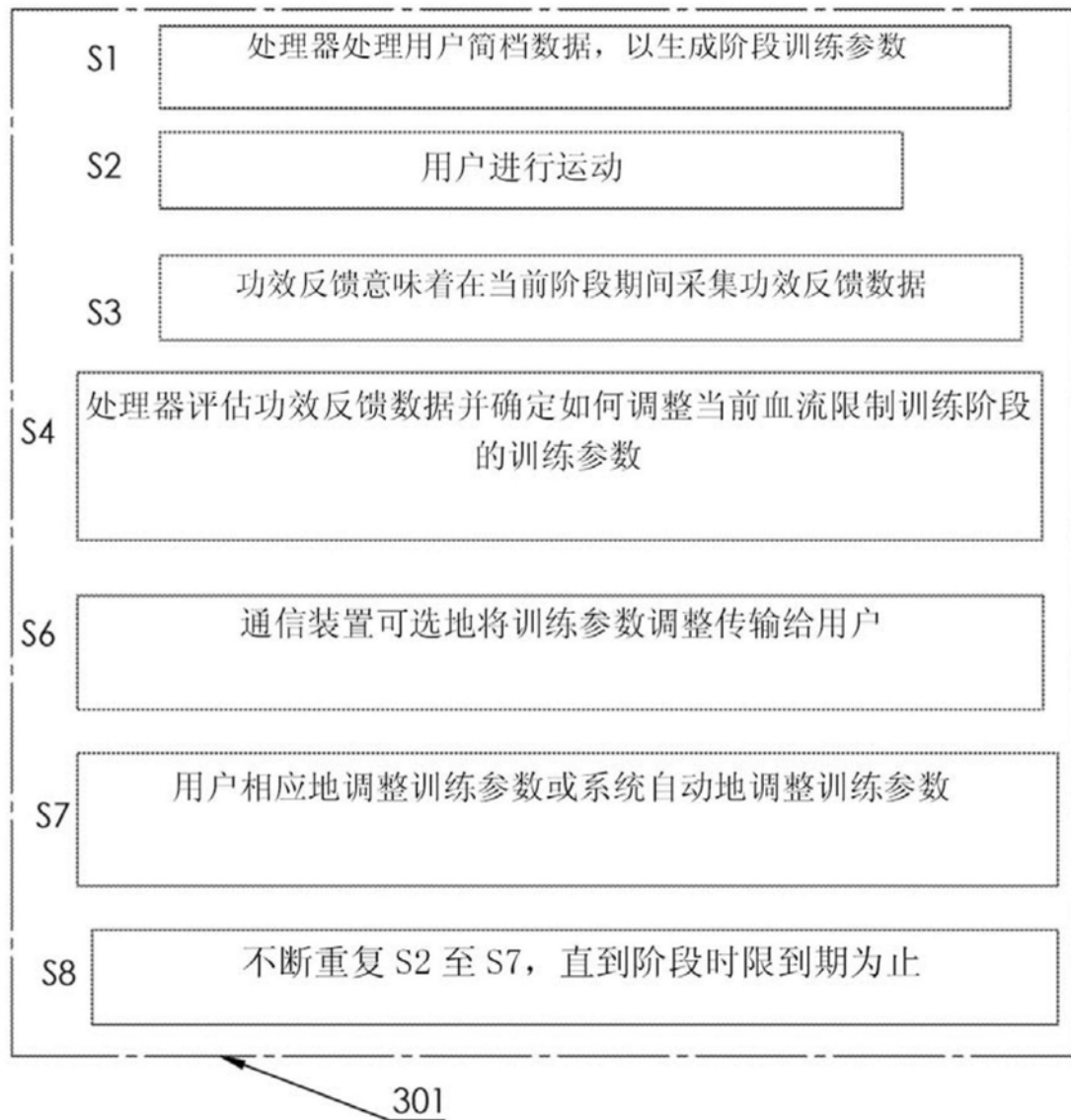


图3A



这实际上只是图 3A 中 S10 的功能的扩展

图3B

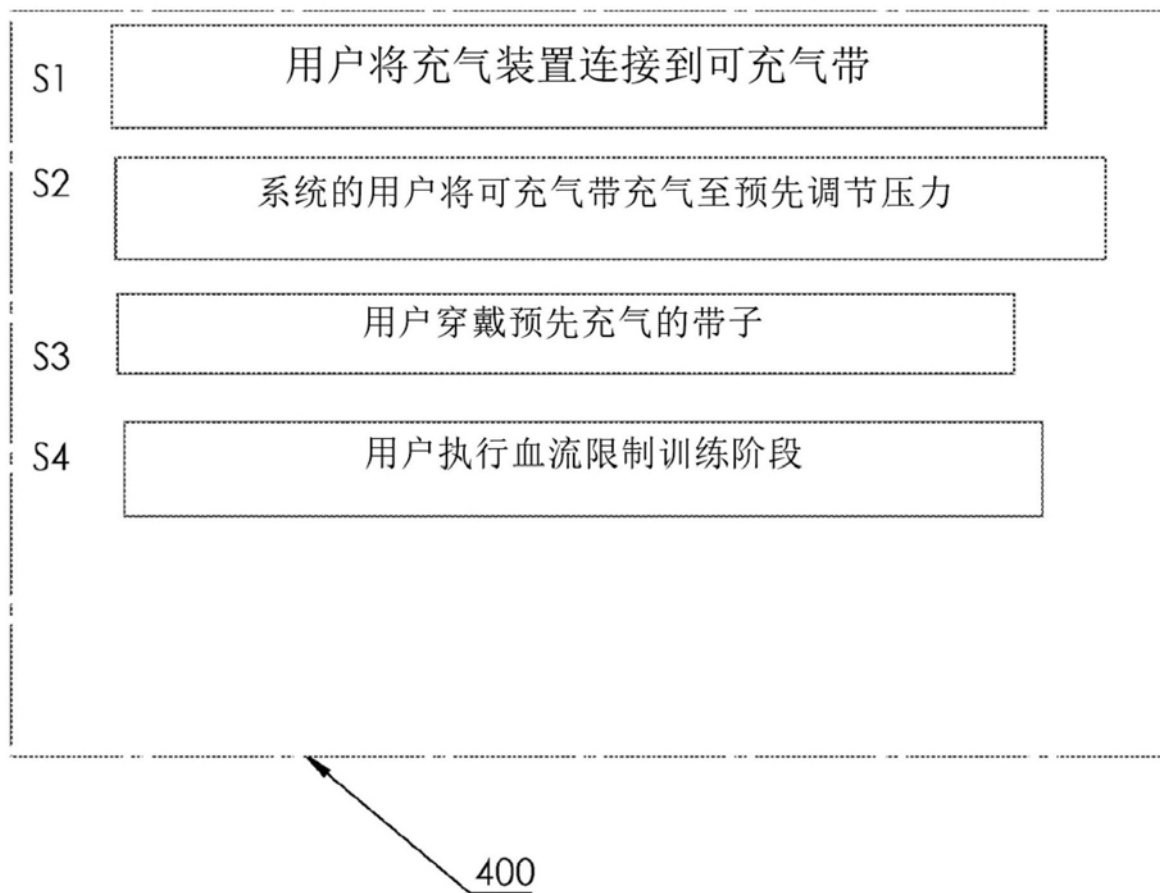
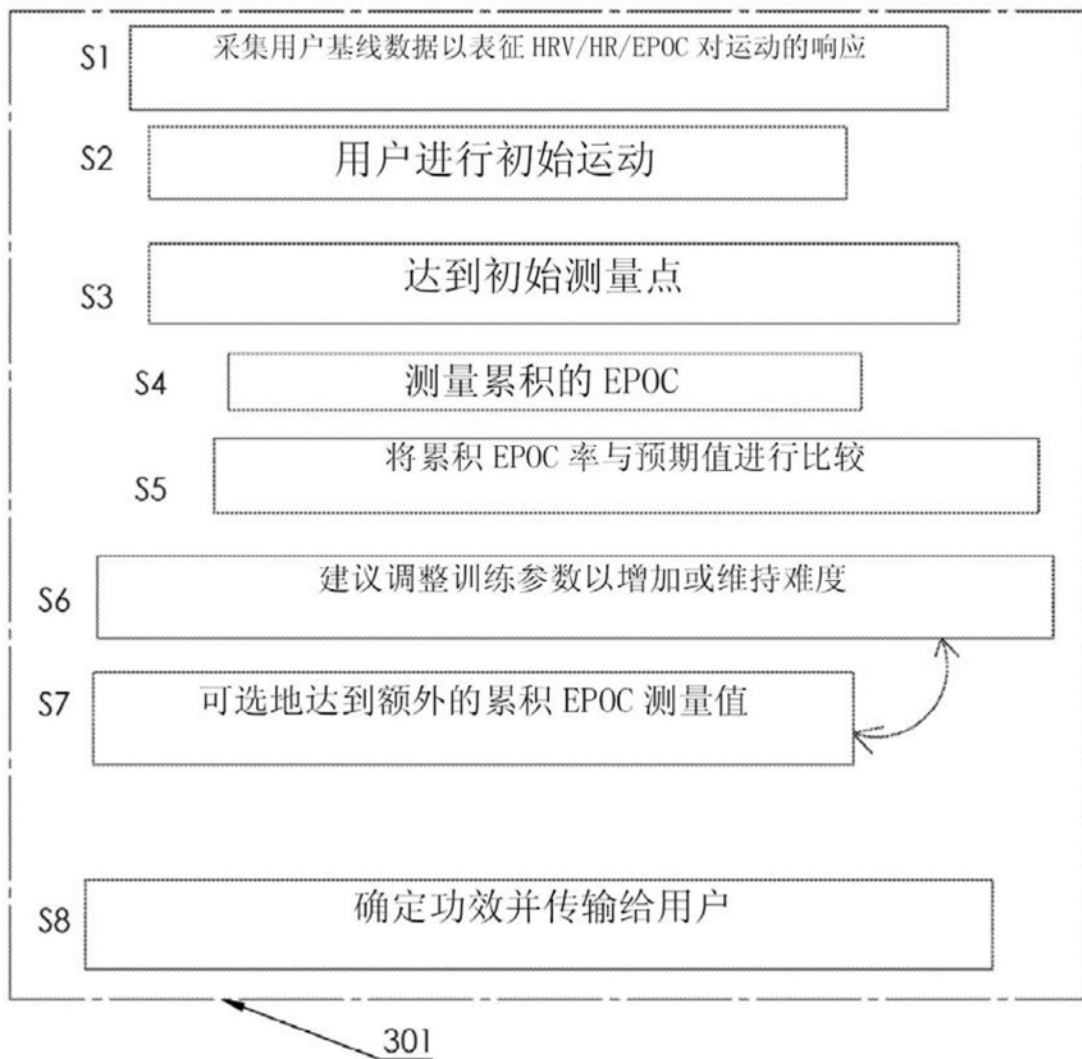


图4



这实际上只是图 3A 中 S10 的功能的扩展

图5

专利名称(译)	基于功效的血流限制训练反馈系统		
公开(公告)号	CN109561830A	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780049654.5	申请日	2017-07-19
发明人	J·斯特雷冈德森 S·T·维纶		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/021 A61B5/0225 A61H1/00 A63B22/00 A63B71/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/222 A61B5/6824 A61B5/6828 A61B5/6831 A61H9/0092 A61H11/00 A63B21/0085 A63B21/4025 A63B23/12		
代理人(译)	徐东升 李尚颖		
优先权	62/363854 2016-07-19 US 15/653429 2017-07-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种在血流限制训练(BFR)系统中使用的可充气带100，该可充气带具有外部带材料102，该外部带材料沿周边气密地密封到内部带材料101，从而形成至少一个可充气腔室103，该可充气腔室具有用于将气体接收到该腔室中的输入端口104，该可充气带还包括与该外部带材料连通的第一紧固装置110，用于附接到与该外部带材料连通的第二紧固装置111，从而在该可充气带包在用户肢体周围时锁定该可充气带的周长，用于采集功效反馈数据205的功效反馈装置200，该可充气带用于基于对该功效反馈数据的评估来规定、监测和调整BFR训练阶段和/或程序的一个或多个训练参数。

