

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 00807109.8

[45] 授权公告日 2007 年 4 月 11 日

[11] 授权公告号 CN 1309342C

[22] 申请日 2000.3.1 [21] 申请号 00807109.8

[30] 优先权

[32] 1999. 3. 2 [33] US [31] 09/260,643

[86] 国际申请 PCT/US2000/005224 2000. 3. 1

[87] 国际公布 WO2000/051677 英 2000. 9. 8

[85] 进入国家阶段日期 2001. 11. 2

[73] 专利权人 量子技术公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 杜克 L·奇尔德 罗林 I·麦克拉蒂
迈克尔 A·阿特金森

[56] 参考文献

US4777960A 1988. 10. 18

WO93/02622A1 1993. 2. 18

US5891044A 1999. 4. 6

CARDIAC COHERENCE, A NEW NONINVASIVE MEASURE OF AUTONOMIC NERVOUS SYSTEM ORDER TILLER ET AL, TLTERNATIVE THERAPIES IN HEALTY AND MEDICINE, Vol. 2 No. 1 1996

审查员 刘明霞

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 王 岳 王忠忠

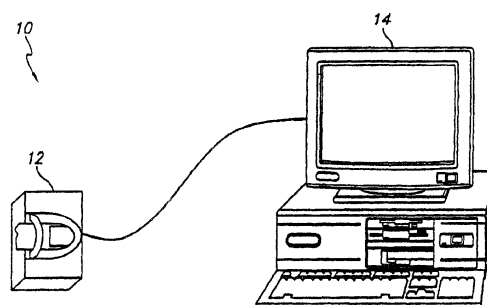
权利要求书 5 页 说明书 24 页 附图 19 页

[54] 发明名称

用于促进生理相干和自主平衡的方法和设备

[57] 摘要

用于根据确定心率变化率(HRV)和估值它的功率谱而确定生物系统之间的输送的状态的方法和设备,生物系统呈现振荡行为,诸如心脏的节律,呼吸,血压波和低频脑波。输送反映在身体内自主神经系统的两个分支之间的和谐的平衡。提高的生理效率的这个内部状态增强健康和促进最佳性能。按照一个实施例,方法被使用来根据与 HRV 有关的输送参量确定输送水平。方法首先确定功率分布谱(PSD),然后计算输送参量(EP),它是 HRV 频谱中功率分布的度量。当这个功率集中在相对较窄的频率范围内时,出现高的 EP 值,当功率分布在更宽的频率范围上时,出现较低的 EP 值。在一个实施例中,提供一个设备,用于监视心跳和通过个人计算机、手持装置、或其它处理装置处理这个信息。



1. 一种用于促进生理相干的设备，包括：

采样电路，用于为预定的时间间隔期间采样受检对象的多个心跳；

显示单元；和

处理单元，被耦合到所述采样电路和显示单元，所述处理单元用于：

采样受检对象的多个心跳；

确定多个心跳的变化率；

把变化率表示为频率的函数；

确定表示为频率函数的变化率的频率分布；

选择频率分布的峰值频率；

确定对应于所述峰值频率变化率的能量值 E_{peak} ；

确定低于所述峰值频率变化率的能量值 E_{below} 和高于所述峰值频率变化率的能量值 E_{above} ；

确定 E_{peak} 对 E_{below} 与 E_{above} 的比值；以及

把对应于所述比值的第一参量的表示以第一表现格式提供给受检对象。

2. 如权利要求 1 的设备，其中 E_{peak} 对 E_{below} 与 E_{above} 的比值是按下式计算的：

$$\frac{E_{peak}^2}{(E_{below} * E_{above})}$$

3. 如权利要求 1 的设备，其中第一参量包括输送参量。

4. 如权利要求 3 的设备，其中所述处理单元进一步去除一段时间间隔期间的多个心跳的变化率的平均值和去除一段时间间隔期间的多个心跳的变化率的趋向。

5. 如权利要求 3 的设备，其中所述处理单元进一步加权此段时间间隔期间的多个心跳的变化率来补偿采样噪音。

6. 如权利要求 5 中的设备，其中所述处理单元通过使用汉宁窗来加权此段时间间隔期间的多个心跳的变化率。

7. 如权利要求 2 的设备, 其中所述处理单元通过在预定频率范围内选择表示为频率函数的变化率的峰值频率来选择峰值频率。

8. 如权利要求 2 的设备, 其中所述处理单元通过确定在表示为频率函数的变化率中的频率的功率谱分布来确定频率分布。

9. 如权利要求 8 的设备, 其中所述处理单元进一步归一化功率谱分布。

10. 如权利要求 8 的设备, 其中所述处理单元通过确定在所述峰值频率 E_{peak} 周围的预定频率范围中的能量值来在所述的峰值频率中确定能量值。

11. 如权利要求 10 的设备, 其中所述处理单元通过下述操作确定预定频率范围中的能量值:

选择预定的频率范围; 以及

在所述预定频率范围中对相应于每个频率的能量求和。

12. 如权利要求 1 的设备, 其中所述设备包括个人计算机。

13. 如权利要求 1 的设备, 其中所述设备包括手持数字计算装置。

14. 如权利要求 1 的设备, 其中所述设备包括主体计算机。

15. 如权利要求 1 的设备, 其中所述设备包括数字信号处理单元。

16. 如权利要求 1 的设备:

其中所述处理单元进一步:

确定相应于比值的输送参量, 所述输送参量提供多个输送参量数值;

根据第一输送参量数值, 在显示器上提供第一图象; 以及

如果第二输送参量数值不同于第一输送参量数值, 则在显示器上根据第二输送参量数值改变第一图象。

17. 如权利要求 16 的设备:

其中第一图象包括在第一位置的图形单元;

如果第二输送参量数值大于第一输送参量数值, 则图形单元向目标转移; 以及

如果第二输送参量数值小于第一输送参量数值, 则图形单元向远离目标转移。

18. 如权利要求 17 的设备, 其中图形单元是气球。

19. 如权利要求 17 的设备, 其中图形单元包括障碍。

20. 如权利要求 17 的设备, 其中图形单元是彩虹。

21. 如权利要求 1 的设备, 其中所述处理单元进一步:

处理一段时间间隔期间的多个心跳的变化率, 以便提供相应于多个频率的多个频率片;

选择在预定范围内的多个频率内的峰值频率;

计算在相应于峰值频率的频率片中的功率;

计算在低于相应于峰值频率的频率片中的功率; 以及

计算在高于相应于峰值频率的频率片中的功率。

22. 如权利要求 1 的设备, 其中所述处理单元通过使用压力感应装置来采样多个心跳。

23. 如权利要求 1 的设备, 其中所述处理单元通过使用血压监视器来采样多个心跳。

24. 如权利要求 1 的设备, 其中所述处理单元通过使用心率监视器来采样多个心跳。

25. 如权利要求 1 的设备, 其中所述处理单元通过使用心电图仪来采样多个心跳。

26. 如权利要求 1 的设备, 其中第一参量与受检对象的情绪状态有关。

27. 如权利要求 1 的设备, 其中第一参量与受检对象的心智状态有关。

28. 如权利要求 1 的设备, 其中所述处理单元在第一和第二连续时间间隔期间采样多个心跳;

并且其中所述处理单元进一步计算在第一和第二连续时间间隔期间参量历史的第二参量的表示。

29. 如权利要求 1 的设备, 其中所述处理单元进一步把相应所述比值的第二参量的表示以第二表现格式提供给受检对象。

30. 一种用于促进生理相干的设备, 包括:

采样电路, 用来为预定的时间间隔期间采样受检对象的多个心跳;

显示单元;

处理单元, 被耦合到采样电路和显示单元, 其中处理单元用来:

通过在预定的时间间隔期间测量在每次心跳之间的时间间隔而确

定多个心跳的变化率;

确定变化率的频率分布, 频率分布具有至少一个峰值频率, 该至少一个峰值频率包括一个频率范围;

计算变化率的频率分布的参量, 其中该参量是在至少一个峰值频率下的面积对其余的频率分布下的面积的比值; 以及

把参量输出到显示单元, 以便呈现给受检对象。

31. 如权利要求 30 的设备, 其中显示单元和处理单元包括个人数字助理。

32. 如权利要求 30 的设备, 其中显示单元包括液晶显示器和控制器。

33. 如权利要求 30 的设备, 其中参量包括输送参量。

34. 如权利要求 33 的设备, 其中的显示包括至少一个所述输送参量的图形显示。

35. 如权利要求 33 的设备, 其中的显示包括至少一个图形单元; 并且其中图形单元对应增加的输送参量数值向目标转移, 以及对应减小的输送参量数值向远离目标转移。

36. 如权利要求 33 的设备, 其中采样电路包括一个压力感应装置。

37. 如权利要求 33 的设备, 其中采样电路包括一个接收单元以便在选择的压力点感应受检对象的血压。

38. 如权利要求 33 的设备, 其中采样电路包括一个体积描记术传感器。

39. 如权利要求 33 的设备, 其中采样电路包括一个血压监视器。

40. 如权利要求 33 的设备, 其中采样电路包括一个心率监视器。

41. 如权利要求 33 的设备, 其中采样电路包括一个心电图仪。

42. 一种用于促进生理相干的设备, 包括:

采样电路, 用于为预定的时间间隔期间采样受检对象的多个心跳;

显示单元; 和

处理单元, 被耦合到所述采样电路和显示单元, 所述处理单元用于:

接收心率变化率信息, 心率变化率信息包括在预定的时间间隔期

间在受检对象的多个心跳的每次心跳之间的时间间隔;

把心率变化率表示为频率的函数;

确定在第一频率范围中的所述心率变化率的功率;

选择对应于所述第一频率范围的所述心率变化率的功率峰值;

计算在所述选择的功率峰值中的功率对所述心率变化率在第二频率范围内的功率的比值的参量, 以及

把参量呈现给受检对象。

43. 一种用于促进生理相干的设备, 包括:

第一电路, 用于采样受检对象的多个心跳;

第二电路, 用于确定多个心跳的心率变化率以及确定多个心跳中的每次心跳之间的时间间隔;

第三电路, 用于确定心率变化率的频率分布, 频率分布具有至少一个代表频率范围的峰值频率;

第四电路, 用于基于在至少一个峰值下的面积对其余的频率分布下的面积的比值计算频率分布的第一参量; 以及

输出电路, 用于以第一显示格式显示第一参量。

44. 如权利要求 43 的设备, 其中第一电路是一个压力感应设备。

45. 如权利要求 43 的设备, 其中第一电路是一个体积描记术传感器。

用于促进生理相干和自主平衡的方法和设备

技术领域

本发明总的涉及心率变化率的估计，具体地，涉及心率的功率谱的分析。

背景技术

随着生命的增长的复杂性，在生理条件与情绪健康之间的关系变成越来越感兴趣。许多研究表明，紧张和其它情绪因素增加疾病的危险，降低性能和生产力，以及严重地限制生活的质量。为此，全世界的医药界不断寻求治疗方法和预防计划。最近，集中注意人体内的自调整系统导致在生物反馈等领域中的研究。

最近 25 年来，各种新的技术被引入作为用于改进精神和/或情绪不稳定性的更传统的心理疗法或药物介入的替换方法。除了像认识力再构建和神经语言编程那样的更心理的方法以外，心理学家采用来自东方文化的几种方法，在集中注意沉思期间“停止在精神上”。例如，在瑜伽中，人们通常集中在呼吸或大脑部分，而在气功中人们集中在“丹田”点（在肚脐下面）。在 Boulder Creek, California, 的心脏数理研究所开发的 Freeze Frame® (FF) (固定帧) 技术中，人们把注意力集中在心脏周围的区域。所有这些技术把注意力集中在人体的区域，它们包含神经处理中心的分开的但交互作用的组，以及与它们互动的生物振荡器。心脏，大脑和胃肠包含被称为起搏器细胞的生物振荡器。通过故意集中注意力在这些振荡器系统的任何一个系统，人们可以改变它的节律。这对于大脑（沉思），瑜伽呼吸（呼吸），心脏（FF）和最可能的内脏（气功）至少是正确的，因为它也由自主神经系统（ANS）调整。人体也包含其它振荡系统，诸如血管系统的平滑肌。我们以前证明，这个系统，通过记录脉冲发送时间（PTT）测量的，以及大脑，通过脑电图（EEG）测量的，心脏，通过心率变化（HRV）测量的，和呼吸系统，通过呼吸速率测量的，都可以进行输送。而且，它们都同步到约 0.1 赫芝（Hz）变化的频率。因此，人们可以故意地把这些系统互相同步，起到耦合的生物振荡器的作用。

FF 技术是自管理技术，通过它人们可以集中注意心脏，从时时刻刻

刻地 1 精神和情绪反应中释放。在带有 HIV 正面课题的心理介入计划方面利用 FF 技术的研究导致在生活压力，状态和性格忧虑水平和自体力症状上重大的减小。对于使用 FF 技术增强正面的情绪状态的健康的人的两个其它的研究表明，增加的唾液 IgA 和增加的交感神经平衡。增加到交感神经平衡被认为是防止与过分反应的交感神经流出量有关的有害的生理效应。其它研究已表明该技术在改进自主平衡和减小压力荷尔蒙可的松以及增加 DHEA，改进糖尿病的血糖调节，降低高血压病人的血压，以及大大地减小心理压力源，诸如在许多各种人群中的忧虑，压抑，疲劳和压倒方面是有效的。

交感神经平衡可以通过使用各种技术进行测量。例如，可以训练人们使用生物反馈技术自觉控制他们的心率。然而，增强的副交感神经活动或许可通过控制呼吸而居中。自然催眠和心率的工作调节已被证明为通过提高与控制呼吸方法无关的副交感神经活动而减小交感/副交感比值。FF 技术不需要生物反馈设备也不需要自觉控制呼吸，虽然在这个技术中使用短呼吸协议。我们的结果假定情绪实验在决定与心率和呼吸无关的交感神经平衡方面起作用。交感神经平衡中向增加低频（LF）和高频（HF）功率（心率变化的度量）的移位是经受感激的情绪状态的生理体现。FF 技术集中注意到纯粹经受真正感激或爱的感觉，与看到或回想先前的正的情绪经验相对照。

我们研究的结果表示，由心脏数理研究所开发的 FF 技术和其它工具的实践相当短的时间间隔引导到心脏功能的“输送”或“内部相干”模式（下面更详细地描述）。能够保持这些状态的大多数受检对象报告随机思想的闯入被大大地减小，以及它伴随有深度的内部安宁的感觉和高度的直觉的认识。

我们也观察到，引导到输送模式的积极的情绪状态，产生动态心脏跳动图案中标志的改变。用于量化和分析以及量化这些心率的方法被称为心率变化（HRV）的分析。健康人的正常的休息心率随时随刻动态地变化。从心电图（ECG）或脉冲得到的心率变化率是这些自然发生的、心率的逐次心跳的变化，以及它是健康和适配的重要的指示符。HRV 受到各种因素影响，包括物理运动，睡眠以及精神和活动，它特别响应于情绪状态的压力和改变。HRV 的分析可以提供有关自主神经系统的功能和平衡的重要的信息，因为它可以区分心率的交感的

调整与副交感停止。减小的 HRV 也是将来的疾病、增加的突然死亡的危险和所有原因的死亡率的有力的预测。

频率域分析分解心率速率图或波形分解为它的各个频率分量以及根据它们的相对强度，根据功率谱密度（PSD）来量化它们。通过把谱分析技术应用到 HRV 波形，可以辨别它的不同的频率分量，它们代表自主神经系统的交感神经或副交感神经分支的活动。HRV 功率谱被发出三个频率范围或频段：非常低的频率（VLF），0.033 到 0.04Hz；低频（LF），0.04 到 0.15Hz；以及高频（HF），0.15 到 0.4Hz。

高频（HF）频段被广泛地接受，作为副交感神经的或交感神经活动的度量。在这个频段中的峰值相应于与呼吸周期有关的心率变化，通常被称为呼吸穴位失调症。减小的副交感神经活动在精神或情绪压力，遭受疼痛，忧虑或焦虑和忧郁的人群中发现。

低频（LF）区域可以反映交感和副交感神经的活动，特别是在短期记录中。当呼吸速率低于每分钟 7 次呼吸或当个人作深呼吸时，特别呈现副交感神经的影响。这个区域也被称为“气压感受器范围”，因为它也反映气压感受器活动，以及有时反映血压波活动和谐振。

当个人的 HRV 图案和呼吸被同步或被输送，正如在深呼吸，睡眠状态时发生的，或当使用实施自主平衡的技术，诸如 Freeze-Frame（固定帧）和 Heart Lock-In（心脏锁定），发生输送的频率常常接近 0.1Hz。这落在 LF 频段的中心，以及被误认为是交感活动的大的增加，当实际上它主要是由于副交感神经活动和血管谐振的增加。适当的模型技术已表明，在正常状态下，约 50% 的 LF 频段的总的功率通过在中心水平上产生的、在侵入到穴位点的神经信号说明，以及大部分的剩余功率是由于在动脉主干压力调节反馈环路中的谐振。交感的系统看来不产生以远大于 0.1Hz 的频率出现的节律，而副交感可被看到运行在低到 0.05Hz 的频率。因此，在具有慢的呼吸速率的周期的人们中，副交感神经活动以处在 LF 频段的频率调制心脏节律。所以，为了鉴别哪些 ANS 分支泵功率到 LF 区域，呼吸和 PTT 都应当同时被记录和考虑。

在输送模式下 LF 功率的增加可以代表增加的气压感受器向中心的活动。已经证明，LF 频段反映增加的气压感受器传入的活动。LF 频段确实被显示为反映气压感受器反应灵敏度，以及受生理状态影

响。增加的气压感受器活动被认为禁止从大脑到周围血管基础的交感流出量，而紧张情绪增加交感流出量，以及禁止气压感受器活动。在深度持续感激状态期间看到的 LF 功率的增加可以具有用于控制高血压的重要的隐含关系，因为在这些个人中气压感受器灵敏度减小。

在 FF 介入到输送模式以后有显著的和明显的过渡，这可以在 HRV 波形和 PSD 数据中看到。此外，许多受检对象报告，在他们处在与某人的“紧张”对话和开始反应时，他们能够使用 FF 技术。即使在这些条件下，HRV 波形表示他们能够移位和保持输送状态。

从心脏速率图数据可以看到，当一个人从挫败状态移到真正的感激状态时，在波形上会出现从大幅度的杂乱的波到相同幅度的非谐波波形（输送）的过渡。我们也认识到我们称为“放大的安宁”的附加状态，表示这种非常深度的安宁和内部和谐的特别的情绪状态。在这种状态下，HRV 波形变成为更小的幅度的波（内部相关）。通常，频域的过渡（PSD）是从中等幅度的宽频带谱到非常大的幅度的约 0.1Hz 的窄带频谱，然后到非常小的幅度的宽频带频谱（内部相关）。

在大多数个人中，小到接近于零的 HRV，正如刚才描述的，是潜在的病理条件或老化的指示符，因为它暗示心脏的速率改变的灵活性的损失，或 ANS 中减小的信息流。然而，在训练的受检对象中，这是他们的情绪和自主神经系统的例外的自管理的表示，因为他们的 HRV 通常很大，以及移位到内部相关模式是故意进入到放大的安宁状态的结果。这是非常不同于在降低的 HRV 下面的病理条件（在这种情形下 HRV 总是低的）在情绪状态与 HRV 之间的联系有可能计及在健康人群中偶尔观察到低的 HRV，这降低对于明确预测疾病的 HRV 分析的门诊利用。

在内部相干条件期间，由心脏产生的电磁能量场，正如在心电图（ECG）信号的快速富立叶变换（FFT）分析中看到的，是相干电磁场的明显的例子。在了解在非线性系统中相干信号与噪声之间的交互作用方面的最近的进展在预测方面给出，这些非热的、相关的电磁信号可以被细胞检测到。进一步的证据提出，相干电磁场可以大于细胞的功能具有重要的暗示。例如，最近已证明，非热的、极低的频率的电磁信号可以影响细胞内钙的信号。此外，相干电磁场，比起非相干信号来说，已被显示为对酶的通道（诸如鸟氨酸脱羧酶活动）产生大得

多的细胞的影响。这个事实提出，内部相干的状态也可影响细胞的功能，以及提供在情绪状态，自主功能，HRV 与细胞的处理过程之间的潜在的联系。

自觉集中注意和/或积极的情绪已被显示为很大地影响 HRV 和 PSD。我们的研究结果支持以前的工作，以及提出：减小负面的情绪状态和增大积极的情绪状态的心理干预可以大大地影响心血管功能。

在这个领域中工作的结果证明，真正的感激感觉产生向 LF 和 HF 活动的功率谱移位，以及暗示（1）包含生物振荡器的人体的主要中心可以起到耦合的电振荡器的作用，（2）这些振荡器可以通过精神和情绪自控制而被引入同步运行模式，以及（3）这样的同步对人体的影响与感觉和心血管功能方面的重大的移位相关。已经提出，积极的情绪造成交感神经平衡的改变，这可以在处理高血压时得到好处以及减小具有充血性心脏故障和冠状动脉疾病的病人突然死亡的或然率。

有需要提供关于 ANS 的平衡的量化的信息，它是容易使用的和不需要庞大的生物反馈设备。还需要在日常生活中使用的、监视这种平衡的移动的方法。

本发明的公开

本发明提供测量人体节律，然后分析这个信息，以便间接确定输送状态的方法，这个输送状态也反应在自主神经系统的交感的和副交感的部分之间的平衡。

按照本发明的一个实施例，方法包括以下步骤：采样受检对象的心跳，确定心跳的心率变化率作为时间的函数($HRV(t)$)，把 $HRV(t)$ 表示为频率的函数($HRV(f)$)，确定在 $HRV(f)$ 中频率的分布，选择 $HRV(f)$ 的峰值频率，确定在所述峰值频率中的能量(E_{peak})，确定在低于所述峰值频率的频率中的能量(E_{below})，以及在高于所述峰值频率的频率中的能量(E_{above})，确定 E_{peak} 对 E_{below} 与 E_{above} 的比值，以及把与所述比值有关的第一参量的代表以第一呈现格式提供给受检对象。

按照本发明的一个方面，设备包括采样装置，用来在第一预定的时间间隔内采样受检对象的心跳，显示单元，处理单元，被耦合到采样装置和显示单元，其中处理单元用来通过在第一预定的时间间隔期

间测量在每次心跳之间的时间间隔而确定心跳的心率变化率 (HRV), 其中 HRV 是时间的函数, 确定 HRV 的频率分布, 频率分布具有至少一个峰值, 至少一个峰值包括第一数目的频率, 计算 HRV 的频率分布的第一参量, 其中第一参量是在至少一个峰值下的面积对其余的频率分布下的面积的比值, 以及把第一参量输出到显示单元, 以便呈现给受检对象。

按照本发明的一个方面, 方法包括以下步骤: 接收心率变化率 (HRV) 信息, HRV 信息包括在第一预定的时间间隔期间在受检对象的每次心跳之间的时间间隔, 把 HRV 表示为频率的函数, 确定在所述 HRV 中在第一频率范围内的功率, 选择在第一频率范围中的峰值频率, 计算在所述选择的功率峰值中的功率对所述 HRV 在第二频率范围内的功率的比值的第一参量, 把第一参量呈现给受检对象。

附图简述

通过结合附图对某些优选实施例的说明, 可以更全面地了解本发明, 其中:

图 1 以高度示意图形式显示较高的有机体的自主神经系统 (ANS) 的交感神经与副交感神经子系统被认为互相影响心率变化率 (HRV) 的方式;

图 2 显示按照本发明的一个实施例确定的 HRV 的功率谱分布 (PSD);

图 3 显示, 对于四个不同的 ANS 状态的每个状态, 特征时间域 HRV 和相应的 PSD;

图 4A 到 4C 显示在受检对象自觉执行为改进 ANS 的平衡而特别设计的、情绪的自调整协议之前和之后, 受检对象的时域 HRV, 脉冲发送时间, 和呼吸速率, 以及相应的 PSD,

图 5 显示用于测量 HRV 和计算输送程度的设备, 它正如前面描述的, 也是按照本发明的一个实施例的、增加的自主平衡 (AB) 的指示符;

图 6 显示用于同时显示 HRV, 和输送比值的一个格式, 正如按照本发明确定的;

图 7A-7E 以流程图形式显示按照本发明的、用于计算 AB 的处理过程;

图 8A-8F 显示图 7A-7E 的处理过程的步骤;

图 9 显示用于计算 AB 的手持的设备; 以及

图 10-12 显示三个不同的图形显示序列, 它们提供达到的输送的级别的动画的视觉的代表, 正如按照本发明的一个实施例确定的。

实现本发明的最佳方式

在以下的对本发明及其实施例的各种方面的说明中, 我们将使用某些术语。为了便于参考, 我们的优选的定义为如下:

如上所述, Freeze-Frame®是在 HM 自管理系统中使用的工具之一。它包含自觉地断开对外部的或内部的事件的精神和情绪反应, 然后把注意中心从精神和情绪移位到心脏附近的身体区域, 而同时集中注意在积极的情绪, 诸如爱或感激。因此这个工具允许个人把注意力从精神移位到心脏。这样的移位导致目前更广泛和更客观的感觉。

正如此后使用的, 术语“感激”将意味着, 受检对象对于某人或某个事物清晰地感觉到或认识到真正的或实际的感激的感觉的状态。这是与 HRV 改变有关的心感知的感激感觉, 与不产生这样的 HRV 改变的精神概念的感激不同。术语“放大的安宁”将意味着感受到比起通常经受的、深得多的安宁和中心的状态的内部状态。一个人也可以感知对于在这种状态下的认识的新的尺度下的门限值的态度。可以感知内部的平衡以及一个人接入新的直觉的领域的认识。对于任何实验的状态, 很难找到适当地描述它的字句。这不一个人通常来回行走的状态, 而是在相当短的时间间隔内进入。然而, 对于停留在集中注意到心脏的实践, 这个状态中的时间的比值可以增加。它也可以描述为类似于一个人有时在海滩或在森林中感觉到特别深度地接触大自然或处在他的通常的经验以外的那些时刻。常常在这些时刻, 我们会发现对于我们经受的更深的问题的回答。

我们用术语“生物振荡器”来指产生节律振荡的细胞或细胞组。当瞬时系统 压力被不断地记录时, 可以看到每次心跳和每次呼吸的起伏。自主神经系统中的这种节律的活动看来是由至少三个生物振荡器系统支持: (1) 在脑干网络中的中心节律, 与呼吸振荡器的机能上的联系(输送), (2) 气压感受器反馈网络, 以及(3) 血管平滑肌的自节律。每个振荡器可以发展不同的频率以及在振荡器之间的相位滞后可能变化的事实, 很容易说明血压波是可很大变化的和不可预

测的通常的实验。带有相似的基本频率的几个振荡器的存在使能在振荡器之间同步和输送。因此，我们可以假定，规则的和稳定的血压波的状态是复杂的多振荡器系统的输送动作的表示。

主干脉冲发送时间（PTT）是主干脉冲波从心脏行进到某个周围的记录位置的速度的度量。它作为非侵入性方法被使用来监视动脉壁的弹性以及表示基于逐次心跳的血压的变化。主干压力脉冲是沿着主干系统快速传递的压力波。脉冲波速度（4 到 5m/sec）比血流速度（ $<0.5\text{m/sec}$ ）快得多。脉冲波速度直接随在主干壁的弹性的压力有关的改变而变化。动脉壁越坚硬或收缩，波速度越快。由此，得出 PTT 应当随血压反比地变化。这种效应的通常的幅度估计表示，压力改变每 mmHg, PTT 变化约 1ms。

我们也将描述在我们实验室中进行的某些研究的结果。为了更全面地看到这样的研究的自然性和条件，我们希望描述我们的关键过程：

对于实验室内研究，预先选择的、在 FF 技术中训练的个人是坐在直的高背椅上，以便减小姿势的改变，适合于 ECG 电极，然后给予 10 分钟的休息时间。在休息时间期间，ECG 测量被记录，以及最后 5 分钟被用作基线时间间隔。在要求受检对象利用 FF 技术以及在下一个 5 分钟内自觉集中注意在爱的状态的同时，继续进行记录。在每次进程期间，评估选择的数目的受检对象。在得到告知的许可后，以及在每次进程前，要求受检对象忍住不要谈话，不要睡着，不要移动身体或故意改变他们的呼吸。受检对象被细心地监视，以便确保在进程期间没有夸大的呼吸或姿势改变。

要求相同的受检对象戴上流动 ECG 记录器 24 小时，这包括在他们的工作地方的上班时。当他们感觉有压力或不平衡时，要求他们在至少三个分开的场合使用 FF 技术。他们每次在使用 FF 技术时指令他们按压记录器标志按钮。这部分研究被设计来评估在现实生活的充满压力的环境下 ANS 平衡，以及确定 FF 技术对自觉改进交感神经平衡的效能。通常，Ag/AgCl 自由处置的电极被使用来用于所有的双极性 ECG 测量。正的电极被放置在第六肋骨的左侧，以及参考电极被放置在右面锁骨凹窝中。Grass 型 7P4 放大器被使用于 ECG 放大。呼吸用系在胸部的 Resp-EZ 压电皮带被监视。当血压波被记录用于计算脉

冲发送时间 (PTT) 时使用 Grass 型 80 心脏病话筒。PTT 时间间隔是在 R 波的峰值与在左手的食指上相同的心脏收缩有关的脉冲波的出现之间的时间。在实验室外面的研究, 流动的 ECG 记录用 Del Mar Holter 记录系统型号 363 完成。

在数据分析阶段期间, HRV 波形具有 R-R 时间间隔转速图的形式。这个信号的谱分析是从以 256Hz 采样的和被 FFT (快速富立叶变换) 的 ECG 信号得到的、接连的分立序列的 R-R 持续时间值被得到的。来自实验室内的研究的所有的数据通过 BP16 比特数字化器和软件系统被数字化。所有的后分析, 包括 FFT, PSD 和时域测量, 都是通过 DADiSP/32 数字信号处理软件完成的。来自作为无人工产物的 Holter 磁带数据的所有的 FF 响应被使用来用于分析。

对于实验室内的研究, HRV 数据在之前的 5 分钟内和在实施 FF 期间的 5 分钟内被分析。时域轨迹通过得出在两个 5 分钟时间间隔内的总的平均心率以及计算围绕这个平均值的标准偏差而被分析。时域数据的 FFT 是通过把功率谱分成三个频率区域: VLF (0.01 到 0.05Hz), LF (0.05 到 0.15Hz) 和 HF (0.15 到 0.5Hz) 而被分析的。在每个这些区域中总的功率的积累, 在所有区域 (VLF+LF+HF) 的总的功率, VLF/HF 比值和 LF/(VLF+HF) 比值对于每个个人在基线和 FF 时间间隔中被计算。以下的准则被使用来把受检对象分类为两个子组:

输送模式, 其特征在于在 HRV 功率谱的 LF 区域中非常窄的频带的高的幅度信号, 在 VLF 或 HF 区域中没有其它重大的峰值, 以及在 HRV 数据的时域轨迹中相对较和谐的信号 (正弦波那样的); 以及

内部相干模式, 其特征在于在整个 HRV 功率谱上与基线相比较, 故意产生的非常低的幅度信号。这个模式的最后鉴别是 ECG 幅度谱, 其中基频的头七个谐波被明显地显示, 非常低的中间频率具有很大的幅度。

通常, 原始数据基线数值对情绪表示数值是通过使用 Wilcoxon 符号排序号测试 (T) 来分析其重要性的, 该 Wilcoxon 符号排序号测试是利用对于每组的正的和负的差值的排序号的和值。Wilcoxon 的 p 值是从 Wilcoxon 符号排序号测试 (T) 的关键值的表中取得的。典型地, 当把一组作为一个整体来分析时, 在 FF 时间间隔期间心率或心率标准偏差将没有改变。然而, 功率谱分析通常表明, VLF/HF 比值的

重大减小以及 LF 功率 ($p < 0.01$)，HF 功率 ($p < 0.01$) 和 LF/(VLF+HF) 比值 ($p < 0.01$) 的重大的增加，其中 p 是概率。

图 1 上显示人体的某些信号和功能的大大简化的总貌。这个图不打算包括人的自主神经系统的功能，但还提供当前相信为与选择动作运行直接有关的这些信号和功能的例子。如图 1 所示，脑干 5 接收来自身体的所有部位的各种输入信号，包含控制和状态信息。因此，脑干 5 接收有关呼吸、血压、心脏病的输出、热调节、和高血压蛋白原酶血管压力的信息，以及各种其它系统输入。用作为中央神经系统 (CNS) 的控制中心，脑干 5 连续地求和 (Σ) 所有的这种向心的信息以及合成适当的输出，通过交感的或副交感的子系统加到心脏 7。

研究已证明，负责增加的心率和血压，诸如响应于可见的危险的交感系统的输出控制信号趋向于相对较低的频率 (LF) 的节律。相反，负交感神经系统，用来限制或抑制交感系统的作用，趋向于相对较高的频率 (HF) 的信号。通常，副交感系统趋向于产生相当放松的状态，而交感系统趋向于产生更积极的、激动的状态。例如，在吸入时，禁止副交感系统，以及交感系统是更活动的，导致心率增加。相反，在呼出时，副交感系统是更活动的，导致更强的副交感神经信号给心脏，以及心率被降低。

脑干 5 也从气压感受器网络和位于心脏的所有地方和在心脏 7 的主动脉弓中的其它接受器神经接收向心的信息，这些神经是敏感于心脏内的伸长 (压力) 和化学变化。当心脏 7 跳动以及它的壁膨胀时，各种气压感受器被触发，提供信号作为心跳的函数，其中增加的心率通常通过增加的气压感受器信号来反应。

响应于来自脑干 5 的副交感神经的和交感神经的控制信号，心率 7 发生变化。心脏 7 的穴位点 (SN) 是一组细胞，它用作为自然的起搏器，开始发动与这些自主控制信号的相对强度非线性地相关的速率的心跳。已确定，心脏以一定的变化率跳动，其中心跳之间的时间不是常数，而是按照副交感神经的和交感神经的信号之间的移位的相对平衡而变化。典型的心率变化率 (HRV) 波形是如图 1 所示的。应当指出，如图所示，HRV 不是常数而是随时间改变，但仍旧呈现为通常的周期性图案。

图 2 通过例子显示把 HRV 波形 (最方便地在时域测量的) 变换成

频域。这样的变换可以通过标准数字信号处理（DSP）方法，诸如熟知的快速富立叶变换（FFT）来完成。这导致一种直方图，它测量对于时域波形中不同的频率分量（节律图案）的相对幅度。快速实时节律映射为频谱的高频部分（右面）中的峰值，而慢的节律出现在左面的低频端。任何给定的峰值可以是由于单个节律过程，或由于节律与非常类似的频率的混合物。后者将有助于峰值的高度以及增加它的宽度。在心率分析的情形下，在功率谱上呈现的不同的频率（峰值）是由于在自主活动中（即。交感的和副交感的）周期性起伏。

一旦在频域中，通过使用已知的 DSP 技术计算功率谱分布和把它以垂直轴画出，水平轴是频率。通常，波形的功率谱是每个分量的平方的波形幅度作为该分量的频率的函数的图。这样的图揭示波形功率，以每赫芝的能量为单位，在小的频率范围中呈现为频率 f 的函数。在本例中，PSD 的单位被给出为功率测量，具体为每秒内的每分钟心跳数的平方（ BPM^2/Hz ，其中赫芝（Hz）是频率或每秒的周期数）。

通常都知道，人的精神和情绪状态对 ANS 活动，具体地，对副交感神经与交感神经之间的平衡，有重大的影响。这样的影响可以在 HRV 波形中清楚地看到。我们发现，通常，老化或害怕引起紊乱，而诸如感激或爱的情绪导致增进的次序。后一种状态已被证明，促进呼吸与 HRV 以及身体中其它振荡系统之间的联系。对于本说明，我们将是指 HRV 波形和呼吸波形运行在相同的速率，约 0.1Hz 的频率，呈现为正弦波输送。由于心脏功能的这个模式据报告与神经系统的交感的和副交感的分支之间的增加的平衡相关，它也被称为“自主平衡”（AB）状态。本发明具体打算帮助或有助于用户按意愿达到输送和 AB。一旦达到，各种阐述的、有利的生理过程将增强。下面讨论的本发明的几个实施例被特别设计来提供视觉的反馈给用户以便力图进一步加强和延伸输送和 AB 的本质的特性。

图 3A 上显示受检对象在各种情绪状态下的时域 HRV；图 3B 显示相应的 PSD。基线条件被考虑为当受检对象处在正常的休息的状态时的情形。紊乱状态是受检对象感觉到骚动的情绪的情形，诸如愤怒或害怕。注意这个波形的更不规则的性质，清楚地显示由交感神经系统贡献的更低的频率分量。相反，在输送状态时，波形非常规则和有次序。输送是一种我们已证明它可以通过遵循用于实施积极的情绪状

态，诸如感激或爱，的自觉的计划或协议而达到的条件。

正如这里规定的，这些术语是指个人的精神的和情绪的状态，以及这些图是用来说明两个性质上不同的“心脏功能模式”的电生理特性。按照一个分析方法，当在 HRV 波形与其它生物振荡器，诸如呼吸之间出现频率锁定时，达到输送模式。注意，在 HRV 波形以及心率及其变异性的其它参量与受检对象，包括其它生理系统的一般状态之间可以作出其它相关性。在 HRV 与受检对象的情绪和精神状态之间的相应性在这里作为例子被提供因为有强的文件证明的关系。然而，另外的实施例可以把 HRV 波形与其它功能和条件相联系，而限于这里描述的这些条件，而是 HRV 波形的分析及其与这样的条件相关性是通过本发明得到的。同样地，与情绪的和精神的状态的相应性并不限于图 3A 和 3B 所示的情形。

图 4A 上显示在颁布 FF 技术之前和之后对于个人的三个同时记录的身体的响应。第一个记录的身体的响应是 HRV，被显示为每分钟的心跳数（BPM）。第二个记录的身体的响应是脉冲发送时间，它以秒计。第三个记录的身体的响应是呼吸，它的幅度以毫伏（mV）计。如图 4 所示，每个记录的身体的响应经受在约 300 秒中的动态变换，个人在这些点上执行 FF 技术。在这时，达到 HRV，PTT 和呼吸波形的输送。这样的输送是 AB 和增加的生理相关的特性。

图 4B 上显示对于图 4A 的每个记录的身体响应的相应的 PSD。注意，对于每个记录的身体响应的功率谱在执行 FF 之前具有很宽的频率范围。然而，在执行 FF 以后，如图 4C 所示，对于每个记录的身体响应的功率谱具有窄得多的频率范围，以及在每种情形下，最大 PSD 的中心在大约 0.1Hz 和 0.15Hz 的频率之间。此外，在输送期间，HRV 与 PTT 的最大值 PSD 比起 FF 以前的记录的数值大得多。

图 5 上显示按照本发明的一个实施例构建的输送设备 10。在这个具体实施例中，输送设备 10 包括光体积描记术手指传感器 12 和具有监视器 15 的计算机系统 14。光体积描记术传感器 12 通过耦合电缆 16 被电耦合到计算机系统 14。

在运行期间，个人的手指 18 被放置成与光体积描记术传感器 12 接触。在本具体实施例中，传感器 12 包括固定夹 20，它被放置在手指上，确保手指 18 与传感器 12 之间的适当的接触。光体积描记术传

感器 12 通过手指检测由个人的心跳产生的脉冲波，以及把这个信息发送到计算机系统 14。计算机系统 14 收集和分析这心跳数据，以及确定个人的输送水平。得到的输送水平的表示结果被显示在监视器 15 上。

图 6 上显示按照本发明的一个实施例的输送设备 10 产生的显示器输出 22。在本具体实施例中，个人的心率，以每分钟心跳数 (BPM) 计，在选择的时间间隔内以图形进行显示。在这个同一个时间间隔内个人的积累的输送分数相对于计算的输送区域以图形进行显示。此外，个人的输送比值和平均心率也在这个同一个时间间隔内以图形进行显示。

图 7A-7E 显示按照本发明的优选实施例的计算输送参量 (EP) 的方法。总的来说，本发明包括监视心率的逐个心跳的变化，计算 EP，以及给出计算的 EP 的分的表示结果。方法从起始块 30 开始。处理过程在步骤 32 被初始化，在其中得到和处理 HRV 数据，为下一个步骤作准备。在步骤 34，计算输送参量 (EP) 和分数。输送参量由 HRV 的处理的数据的功率分布被确定，以及分数是 EP 的直方图指示。在步骤 36 呈现 EP 和分数，这可以包括把这个信息提供给显示终端。这个处理过程继续到判决块 38。确定处理过程是否终结或结束。如果过程是要结束，则处理过程继续到步骤 40，在其中处理过程被终结。如果过程不是要结束，则处理流程返回到方块 34。

图 7B 上更详细地显示处理过程，其中在步骤 42 监视心跳。这可以包括使用电传感设备，诸如图心电仪 (ECG)，光传感设备，诸如光体积描记术传感器 12，或其它设备或装置，由此每次心跳可以几乎实时地被确定。例如，在正常时间间隔内，比如说每秒 100 次，采样传感器的输出，以及使用传统的模拟-数字 (A/D) 变换器 (未示出) 进行数字化。在步骤 44，原始的样本被存储。这个原始数据基本上是每次心跳和它的出现的相对时间的记录。存储的原始数据可以看作为包括心跳间时间间隔 (IBI) 信息，由此可以确定心跳之间的时间间隔。这个 IBI 变化通常被称为“心跳变异性”或简单地 HRV。

注意，在监视心跳时，人为因素，诸如噪声和或误读数具有干扰处理过程的趋势。在方块 46 提供可任选的步骤，在其中拒绝人为因素和其它的人为引入的噪声。这可以通过使用传统的 DSP 人为因素拒

绝技术而完成。方块 46 在图 7E 上更详细地显示，从判决块 94 开始。这里，把当前的 IBI，被称为 IBI_i ，与在心跳之间的绝对值最小时间间隔（Amin）进行比较，以及与在心跳之间的绝对值最大时间间隔（Amax）进行比较。Amin 和 Amax 反应人的心跳所处着的实际范围。例如，Amin 和 Amax 分别表示 IBI 太长和太短，以及 IBI 通常并不在该值出现；因此，这些条件被使用来检测并不是精确数据的人为因素。如果 IBI_i 落在这两个极限值之间，则处理过程继续进到步骤 96。如果 IBI_i 没有落在这个范围内，则不进行进一步的检查，处理过程跳到步骤 98，用于消除坏的 IBI_i 数据。注意，对于 IBI 数值，计算一个运行判决值（Ravg）。对于每个 IBI_i ，确定 Ravg 的数值，然后它被使用来验证下一个数值， IBI_{i+1} 。Ravg 的数值的范围被确定为 IBI 数值的百分数。为了估值 IBI，使用对于 IBI_{i-1} 的 Ravg 数值的范围。在一个实施例中，该范围被定义为在 $Rmin_{i-1}$ 和 $Rmax_{i-1}$ 之间，其中 $Rmin_{i-1}$ 是 $Ravg_{i-1}-30\%$ ，以及 $Rmax_{i-1}$ 是 $Ravg_{i-1}+30\%$ 。如果 IBI_i 满足以下的关系式，则 IBI_i 落在这个范围内：

$$IBI_i \in [Ravg_{i-1}(1 - Pmin), Ravg_{i-1}(1 + Pmax)]$$

继续进行步骤 98，如果 IBI_i 落在这个范围内，则处理过程跳到步骤 100。如果 IBI_i 不落在这个范围内，则处理过程继续进到步骤 98，在其中 IBI_i 作为坏的数据被消除。在优选实施例中，如果遇到太多的错误，则计算被冻结，直至接收到足够的好的数据保证能继续进行为止。足够的好的数据由以下的关系式表示：

$$Amin < \forall \in [IBI_j, IBI_k] < Amax$$

其中 IBI 包括数值 $IBI_j, \dots, IBI_k$ 。在步骤 100，计算 IBI_i 的运行平均值作为 $Ravg_i$ 。在步骤 102，计算对于 IBI_i 的 Ravg 的最小范围作为 $Rmin_i$ 。在步骤 104，计算对于 IBI_i 的 Ravg 的最大范围作为 $Rmax_i$ 。这些数值将被用来验证下一个 IBI 数值， IBI_{i+1} 。然后，处理继续进到方块 106，确定进一步的 IBI 处理是否完成，以及如果是的话，处理过程返回到判决块 94。如果不是的话，则处理过程继续进到步骤

48。

在步骤 48，原始数据样本的传统尺寸的分段，比如说 64 秒，被选择，然后在步骤 50，通过使用标准 DSP 技术被线性插值。为了进行鉴别，原始 IBI 数据点被缩放 1000 倍，即被变换成毫秒。图 8A 所示的 HRV 图显示代表性的缩放的 IBI 数据组和线性插入的数据点，其中 IBI 数据点用黑点表示，以及插入数据点用“x”表示。

在步骤 52，选择的 HRV 数据段通过减去线性回归最小平方适配线（通常的 DSP 技术）把波形相对于垂直轴放置在中心以及去除波形缓慢地减小或增加的趋势，而去掉平均值和去掉趋向。如图 8B 所示，HRV 段呈现随时间减小的趋势，正如从叠加的线性回归线看到的。

正如本领域技术人员将会看到的，在步骤 48 执行的分段处理具有把 HRV 数据与方波进行卷积的不想要的边缘效应，因此在每段之间的边界处会引入噪声。例如，在每段的数据点的数目是 128 的情况下，在样本 128 与 129 之间将引入很大的噪声。熟知的 DSP 技术。被称为 Hanning 窗，实际上对该段的中心数据点比边缘处的数据点加权得更重以便减小这种噪声的影响。正如本实施例中使用的，H 窗方程使用如下的余弦变尖形状：

$$W(n) = 0.5 - 0.5 \cos(2\pi / N * n)$$

其中 N 是该段中数据点的总的数目，以及 $n=[1, N-1]$ 。在步骤 54，这样的 Hanning 窗被应用到去掉趋向的数据，以便消除分段噪声。如图 8C 所示，最终的 HRV 波形的参考值被变为零，以及不呈现趋向性。应当看到，可以采用各种其它的方法或技术来去除这样的有可能作为记录、插入或分段处理过程的人为因素引入的噪声。

在步骤 56，用户建立的系统控制的变量被检验，以便确定需要执行哪种类型的频谱分析。如果选择幅度频谱，则在步骤 58 执行 FFT，产生幅度频谱。另一方面，如果选择功率谱，则在步骤 60，通过使用标准 FFT，计算去掉趋向的数据的 PSD。这个 PSD 然后在标准 62 通过被除以按秒计的分段长度（见步骤 33）而被归一化。例如，如果数据点的数目被选择为 128 点，则 PSD 被除以 64，分段的持续时间，即 64 秒。这得到功率的单位 ms^2/Hz 。注意，如果使用幅度频谱，则并不

需要这样的归一化处理过程。

在步骤 58 或 62 后的结果被显示于图 8D, 其中水平轴代表频率 (Hz), 以及垂直轴代表功率 (ms^2/Hz)。注意, HRV 以横杠的图的形式被画出, 其中每个横杠代表在包括“频率片”的各个窄频带内的 HRV 信号中包含的功率, 如图 8D 所示。为了便于参考, 频率片被逻辑地顺序编号, 从在最左面的片 1 开始, 继续到在最右面的片 64, 其中每个片相应于一个频率。在步骤 64, 一对用户选择的系统控制的变量被检验, 以便选择频率片的范围, 从这些频率片中选择最高的局部峰值。由于可以看到想要的峰值将处在一定的频率范围内, 所以考虑整个 PSD 既是不需要的也是不合理的。按照一个实施例, 开始的搜索频率片由变量“搜索片开始”(SBS)被选择, 而结束的搜索频率片由变量“搜索片结束”(SBE)被选择。对于图 8D 显示的例子, SBS 等于 3, 以及 SBE 等于 18, 包括频率片 3, 4, 5, ..., 18 的搜索范围。

在步骤 66(图 7C), 在步骤 64 中选择的频率片的范围内搜索 HRV 频谱中所有局部峰值, 每个由具有最高功率电平的单一个频率片代表, 即在各个峰值下面的频率片。接着, 选择代表在频率片范围内的最高峰值的片。在图 8D 所示的例子中, 在频率片 3 到频率片 8 的频率片范围内有三个峰值。注意, 第一和绝对值最大的峰值由频率片 2 代表, 所以不考虑频率片 3 来代表峰值。

一旦在选择的频率片范围内的最高峰值被确定, 就计算输送参量 (EP), 表示相对于 PSD 中总的能量的、输送区域中的波的能量。为了计算 EP, 在步骤 66, 从用户选择的参量 (P1, 规定峰值频率片的左面的频率片的数目, 以及 P2, 规定峰值频率片的右面的频率片的数目) 对这确定峰值的宽度。注意, P1 和 P2 可以是不同的, 如果想要非对称的分布的话。然后, 在步骤 68, 计算峰值的总的功率 P_{sum} , 作为在范围 $[(\text{Peak}-P1), (\text{Peak}+P2)]$ 中所有的频率片的功率值的总和。

接着, 在步骤 70, 计算低于峰值脉冲的总的功率 (P_{below})。相关的范围是由用户选择的变量对, B1 和 B2, 确定的。 P_{below} 的数值是在范围 $[B1, B2]$ 中所有的频率片的功率值的总和。同样地, 在步骤 72, 计算高于峰值脉冲的总的功率 (P_{above}), 相关的范围是由用户选择的变量对, A1 和 A2, 确定的。 P_{above} 的数值是在范围 $[A1, A2]$ 中所有的

频率片的功率值的总和。这在图 8E 上清楚地显示。最后，在步骤 74，按照以下的公式计算 EP：

$$EP=(P_{sum}/P_{below})*(P_{sum}/P_{above}).$$

在步骤 76，然后按照多个用户选择的输送水平门限值对 EP 值“计分”。例如，三级输送可以通过只使用两个变量，NLT1 和 NLT2，被方便地规定，每个变量代表各自的 EP 值。在这样的实施例中，对于低于 NLT1 的 EP，受检对象被认为没有达到重要的输送，以及被给予“0”分。对于高于 NLT1 和低于 NLT2 的 EP，受检对象被认为达到中等的输送，以及被给予“1”分。对于高于 NLT2 的 EP，受检对象被认为达到完全的输送，以及被给予“2”分。当然，可以使用其它的准则来确定达到的输送水平。

通常，当脉冲峰值包含总的功率的非常大的部分时，达到最大输送。特别高的 EP 被显示于图 8F，其中 P_{sum} 比 P_{below} 和 P_{above} 大。这表示大多数功率被集中在这个小的频率组中。因此，EP 趋向于强调其中大多数功率被集中在频率片的选择的相对较窄的范围内的条件。另一方面，有可能建议另一种反映被分布在频率片的更宽的范围内的功率的重大的电平的集中性的计算。

在步骤 78，最近计算的分数被记录，以及累加的分数根据现有的、直方图分数（称为累加的分数）被计算。在步骤 36，实际的 EP 结果和累加的分数被准备好，作为系统输出呈现给用户。这个准备包括步骤，诸如 76 和 78。

在判决步骤 80，确定用户是否希望这个信息只在计算机的状态屏幕上，以诸如图 6 的例子显示的呈现方式被输出。在本发明的优选实施例中，用户可以选择这个信息控制游戏，诸如图 10 所示的气球游戏。如果用户这样选择的话，在判决步骤 80，把 EP 与各个门限值进行比较，以及随之分配一个 EP 分数。

按照一个实施例，EP 被分配以从 {0, 1, 2} 组中选择一个分数。分数值具有以下的重要性：

EP 分数	EP 值	输送
0	$EP < level1$	低
1	$level1 < EP \leq level2$	中等
2	$level2 < EP$	高

按照一个实施例，level1 被设置为 0.9, 以及 level2 被设置为 0.7, 以便提供方便的分布。在实施这个实施例的计算机程序中，这些水平被提供为浮点值。替换的实施例可以使用另外的水平，或可以使用两个水平。

如果用户选择非静止格式，处理过程继续到图 7D 的步骤 84，其中根据 EP 和 EP 分数值的过去的信息计算累加的分“Ascore”。然后，根据分数值和以前的分数值(prescore)计算 Asore。这个计算按照以下的方案被执行。

EP 分数	EP 以前分数	Ascore(i)
2	0	$Ascore(i-1)+1$
1	0	$Ascore(i-1)+1$
0	0	$Ascore(i-1)-2$
2	1	$Ascore(i-1)+1$
1	1	$Ascore(i-1)+1$
0	1	$Ascore(i-1)-1$
2	2	$Ascore(i-1)+2$
1	2	$Ascore(i-1)+1$
0	2	$Ascore(i-1)-2$

按照一个实施例，Ascore 具有在 $\{0, 1, 2, \dots, 100\}$ 的范围中的数值，然而，替换的实施例可以使用另外的数值范围。以上的方案提供对 EP 的缩放的响应，其中 Ascore 当保持在中等输送时，缓慢地增加，但当保持在高的输送时，快速地增加。同样地，这个方案当保持在低的输送时，提供快速的减小。

Ascore 信息然后可以被使用来提供图形显示。图 7D 所示的一个实施例在判决块 84 开始, 确定相对于 $Ascore_{i-1}$ 的 $Ascore_i$ 的数值。 $Ascore_i$ 是 Ascore 的当前的计算的数值, 以及 $Ascore_{i-1}$ 的是 Ascore 的先前的计算的数值。

如果 $Ascore_i$ 等于 $Ascore_{i-1}$, 则处理过程返回到步骤 38, 而不实施图形显示上的任何改变。注意, 替换的实施例可以包括附加的步骤, 它把这个信息提供给显示器。如果 $Ascore_i$ 大于 $Ascore_{i-1}$, 则处理过程继续进到判决块 86, 确定 $Ascore_i$ 是否达到 $Ascore_{max}$ 数值。按照一个实施例, $Ascore_{max}$ 等于 100。如果 $Ascore_i$ 不大于 $Ascore_{max}$, 处理过程继续进到步骤 88。在步骤 88, 图形单元转移到目标。在一个实施例中, 图形单元是气球, 以及转移是垂直上升到空气。在替换的实施例中, 图形单元是彩虹, 以及彩虹开始填充彩色, 达到金盆。一旦彩虹达到金盆, 开始填充钱币, 以及可能溢出。在再一个实施例中, 安宁情景被缓慢地填充以彩色和细节。替换的实施例可以包括其它情景, 标记, 或图象, 以及可以包括要克服的障碍, 或要达到的各种阶段。然后处理返回到步骤 38。

继续到图 7D, 如果 $Ascore_i$ 大于 $Ascore_{max}$, 则处理过程返回到步骤 38, 而不实施图形显示上的任何改变。注意, 替换的实施例可以包括附加的步骤, 它把这个信息提供给显示器。

返回到图 7D 的步骤 84, 如果 $Ascore_i$ 小于 $Ascore_{i-1}$, 则处理过程继续进到判决块 90, 确定 $Ascore_i$ 是否达到 $Ascore_{min}$ 数值。按照一个实施例, $Ascore_{min}$ 等于 0。如果 $Ascore_i$ 不小于 $Ascore_{min}$, 处理过程继续进到步骤 92。在步骤 92, 图形单元转移离开目标。在一个实施例, 其中图形单元是气球, 转移是垂直向下到地面。在替换的实施例, 其中图形单元是彩虹, 彩虹开始失去彩色, 以及从金盆分开。如果金盆包括金币, 则去除这些钱币。在再一个实施例, 其中显示安宁情景, 彩色和细节缓慢地从显示器去除。替换的实施例可以包括其它情景, 标记, 或图象, 以及可以包括要克服的障碍, 或要达到的各种阶段。然后处理返回到步骤 38。

在判决块 90, 如果 $Ascore_i$ 小于 $Ascore_{min}$, 则处理过程继续进到步骤 38, 而不实施图形显示上的任何改变。注意, 替换的实施例可以包括附加的步骤, 它把这个信息提供给显示器。

注意，在替换的实施例中，图形单元，诸如气球图形，可以以适当的方式被处理，诸如直接根据 EP 分数上升。如图 10 所示，热气球被显示在空中上升，表示输送状态。正如下面讨论的，情景的背景包括草地，带有在屏幕上水平地放置的各种障碍物。气球必须上升到各种高度以上，以便避免每个障碍。这个显示提供输送的状态的视觉表示，以及提供用于达到输送的视觉结果。气球的控制显示情绪和/或精神状态的个人的控制。在替换的实施例中，可以使用其它图形情景，它在 EP 分数值反映输送时，完成特定的目标。

按照本发明，方法是递归的，周期性地执行上述的各种步骤，比如说每 5 秒等等。按照一个实施例，方法以软件程序的形式被实施，这些软件可以被存储和被分布在计算机可读出的媒体中。然后，软件可以在个人计算机或手持计算装置上运行；或能够运行软件程序以及提供用户信息显示的任何其它媒体。

工业应用

图 9 上显示按照本发明的替换的实施例的输送设备 100。在这个特定的实施例中，输送设备 100 是手持单元，它允许个人确定他的或她的输送水平。在一个实施例中，输送设备 100 包括光体积描记术手指传感器 102，数据处理系统 104，以及显示器 106。

在一个实施例中，个人把手指 18 放置在位于包含光体积描记术传感器 102 的输送设备 29 背面的接纳器内。光体积描记术传感器 102 通过手指感知个人的心跳，以及把这个心跳信息发送到数据处理系统。数据处理系统 104 收集和分析这个心跳数据，以及确定个人的输送水平。包含于个人输送水平有关的信息的显示数据然后由数据处理系统 104 产生，以及在显示器 106 上显示。以一种形式，与个人输送比值有关的信息在显示器 106 上显示，以及模式允许用户 2 回顾他或她的低的输送比值，中等输送比值或高的输送比值。

在替换实施例中，传感器 102 包括背心或固定带，其中包含 ECG 电极。个人穿上背心，然后把它电耦合到输送设备 100 的手持部分。背心或固定带被使用来传感个人的心跳和把心跳信息发送到数据处理系统 104。

图 10 上显示由按照本发明的替换实施例的输送设备 10 产生的呈现格式 24。在本特定的实施例中，热空气气球飘浮在乡村景色上，以

及当气球根据个人的输送水平飘浮在天空时背景景色缓慢地滚动。如果个人不保持输送, 气球沉到地面。如图 10 所示, 像砖墙或树那样的障碍物在飞行期间出现。如果个人的输送水平不够高, 不能清除这些障碍之一, 则气球的飞行受阻, 直至输送水平达到足够高, 使得气球上升到障碍物以上为止。计算的输送区域规定气球的爬升斜率, 用于高的输送和用于低的输送。

图 11 上显示由按照本发明的替换实施例的输送设备 10 产生的另一个呈现格式 26。在本特定的实施例中, 当个人处在输送状态时, 彩虹朝一个盆成长。当个人保持输送时, 彩虹朝一个盆的成长是平滑和稳定的, 但当个人不保持输送时, 彩虹下降。一旦彩虹达到该盆时, 金币累积和填充该盆, 如果个人继续保持输送的话。例如, 在中等输送的每五秒时间间隔内把一个钱币加到该盆中, 以及在高的输送的每五秒时间间隔内把两个钱币加到该盆中。然后, 在选择的时间间隔结尾时, 呈现总的分数。

图 12 上显示由按照本发明的替换实施例的输送设备 10 产生的再一个呈现格式 28。在本特定的实施例中, 当个人处在输送状态时, 自然景色随时间改变。例如, 在该输送保持的每 10 秒内景色改变。如果输送是低的或不保持, 景色不改变。

另一个实施例可以利用感知显示格式, 包括详细的信息, 图形信息, 图形图象, 视频图象, 和音频图象。按照一个实施例, 输送的水平控制音乐传递系统的音量。这可以根据 EP 值被实施, 其中音量随增加 EP 而提高, 以及音量随减小 EP 而降低。系统可以通过使用被特别设计来增强输送过程的音乐而被最佳化。而且, 在一个实施例中, 音乐随输送水平改变格式。另外, 音频控制器可以提供声音的消息。

有可能把游戏功能以玩具的形式与手持装置相组合。在一个实施例中, 当输送被保持时, 晶体球点亮和变得更亮。当达到输送水平时, 光可以改变颜色。另外, 光的彩色被设计来使得输送方法最佳化。晶体球可以是手持的, 或其它传统的装置, 以及可以是电池操作的和或便携式的, 允许改进生活性能。替换的实施例使用玩具设计和方法, 诸如无线电控制的玩具, 诸如汽车, 卡车和动物。玩具动作是基于输送的水平。在又一个实施例中, 填塞的动物或玩具根据输送的水平发出有趣的声音和音乐。

对于可看见的显示实施例，一个实施例从固体的点的背景开始，它随着较高的输送水平达到而溶化，显现图形图象，诸如三维图象。当输送降低到较低的水平时，这些点再次充满屏幕。

另外，各种计算机游戏可以使用输送水平和/或 EP 数值和/或累积的分数作为触发器，产生各种结果。例如，在动作游戏中，当游戏再现时，输送触发接入到新的历险。历险根据输送的图案，即输送被保持在一个水平还是在不同水平之间振荡，或减小或增加，而有不同的结果。有可能组合击键与鼠标和/或游戏棒运动来实施游戏。在一个实施例中，锁上的门只有在输送达到一定的水平时才被打开。可能必须在一段预定的时间内保持输送为该水平。这样的游戏的目标可以包括运行在太空的太空飞船，丛林中的动物，在赛道上的赛车，或任何其它可应用到游戏的想像物。

各种图象比其它图象更有助于达到个人的输送。那些图象是根据预定的可看见和听见的节律被选择的，以及等于个人是特定的，和可以每天改变的。在一个实施例中，屏幕保存器提供视觉图象预定的可看见和听见的节律的可看见的图象，以及包括根据个人喜好的任选项。在提供反馈给屏幕保存器程序的场合，屏幕保存器程序可以执行调整，使得用于个人的效果最佳化。我们的研究建议几个趋向于增强输送的准则。例如，圆圈以及带有圆角或曲线的形状比方形的，带有角的，凹凸不平的，或有棱角的线更趋向于增强输送。另外，图象运动应当缓慢地，相干地和有节律地，以及过渡是平滑的，缓慢的，和流畅的。颜色和节律应当振荡，其中振荡是同时向里和向外运动的。运动平滑地过渡，而没有不和谐的或不规则的运动。

本发明也可应用于体育和运动员，特别是在高的紧张情绪下进行的运动，诸如，高尔夫中的关键的洞。比赛，设备和技术允许运动员练习达到输送，因此达到熟悉这种感觉状态，然后在实际比赛期间可以更容易接入，以便改进性能。各种比赛实施例可以为体育爱好者设计。其它的比赛可以包括高尔夫运动员参加俱乐部或击打球，其中飞行路径和距离由击打前的输送的程度确定。在一个实施例中，比赛记录分数，如果未被输送，球进到沙坑或茅草地，或水中或其它障碍物的地方。延长的输送状态产生一个洞或其它结果。另外的实施例可以利用用于其它体育项目的策略，诸如棒球，篮球，足球，和其它流行

的体育项目。

在一个实施例中，汽车停留在硅谷的交通阻塞中，以及正比于输送移动。当汽车移动得更快时，它面对布景的位置。注意，这些游戏可以运行在个人计算机，或其它显示装置，或可以运行在便携式装置。便携式装置是更想要的，因为降低紧张情绪和提高生活质量方面的输送值在日常生活事件期间是最必须的。例如，办公装置可以把加速器或个人计划器与本发明相组合，允许白领个人在商业会议或会谈时利用该装置，而不用这方面的知识。在一个实施例中，也使用用于操作在显示屏幕上的指针的接触板，用来监视心跳数据。也有可能由多个人接入的装置。这里，在开始诸如商业会议或体育事件的事件之前，每个成员必须在预定的时间间隔内达到预定的输送水平。哪个满足可以由特定的颜色的光或特别的声音表示。

手持设备可以应用于教育，其中它有效地编程学生的大脑的神经网络，允许熟悉相关的和输送的状态的感觉。一旦发展，这些状态将在成人生活中转移，影响达到和保持情绪平衡和生理相干。通过提供容易使用的格式，适合于更年轻的用户，本发明鼓励他们学习如何创建相关的和输送的心脏节律。卡通字符，动物和流行的图象可以是动画的，以及提供教导，以便达到输送和成功的结果。

本发明也可应用于医药界和医药应用项。当输送状态通过使得腺体和器官的较少的消耗，而提供有效的生理状态时，达到和监视输送状态的本方法是非侵入的保护医药技术。我们的研究建议：通过教导个人以自产生健康的某些病理，实施高性能的心脏节律，身体本身的再生系统似乎是能工作的，以及实施医治。本发明对于这样的用法的应用项包括疼痛控制，血压控制，心率失调症的稳定和糖尿病管理。

研究建议，来自心脏的向心的输入以脑干水平调制从神经系统发送到大脑的疼痛信号的能力。输送水平正比于向心的输入，由此禁止疼痛信号从心脏到大脑。经受疼痛的受检对象可以使用本发明来达到疼痛被减轻的输送的状态。而且，输送状态导致更有效的血流流过器官，研究可以减小高的血压的有害的影响。在一个实施例中，游戏包括人体的可看见的图象，包括动脉和主要血管。输送水平控制流过人体的血流的图象。显示器显示身体内部的功能，以及表示在紧张和高的情绪期间，与输送和相干相比较，心脏功能的特别的差别。在心脏

的节律变成输送时，血流图象改变为显示有效地使用能量。

达到和保持输送的状态的再一个附加好处包括自主神经系统的有效的作用。在一个实施例中，使用通过神经系统的电信号的可看见的图象的游戏。在人的系统中显示脉动信号，以及按照来自受检对象的传感器检测被发送。这个游戏的目标是改变图象以使得系统有效地起作用，以及减小或消除破裂的或磨损的图象。

一个研究还表明，情绪子管理和生物相干在减小压抑，焦虑和其它情绪紧张方面以及在改进糖尿病人的血糖控制方面是有效的。另外，保持输送状态通常在处理焦虑，通常的压抑，和其它情绪紊乱方面是有利的。例如，一个实施例提供按照本发明的、用于监视自主平衡的设备。这在处理睡眠紊乱方面是特别有利的，以及允许受检对象移位心脏节律，力图增强睡眠。

此外，本发明可以应用于脉搏控制，提供训练，有助于克服饮食紊乱，愤怒，和/或成瘾性。我们的研究建议本发明在学习紧张管理和情绪自我管理方面是有利的。在一个实施例中，可见的显示被提供来显示人体内的其它系统，诸如神经的和荷尔蒙系统，其中显示信号从心脏移动到大脑。这里，可以清楚地看到这些信号的影响，以及可以通过达到一种输送的状态而被控制。

虽然为了说明的目的揭示了本发明的各种优选实施例，但本领域技术人员将会看到，有可能作出各种修改，添加和/或替换例，而不背离如权利要求中揭示的本发明的范围和精神。

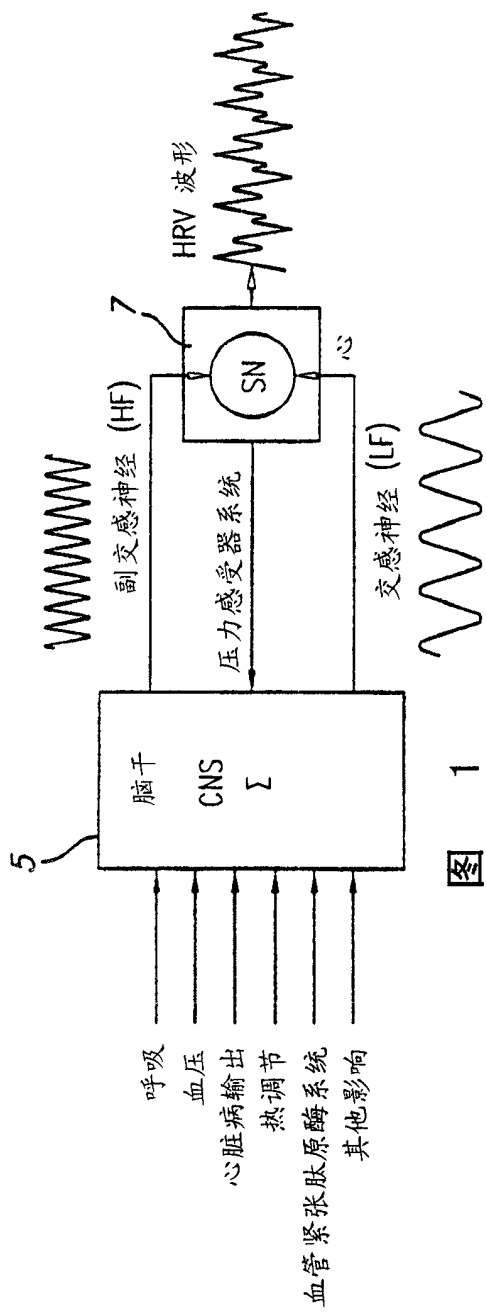


图 1

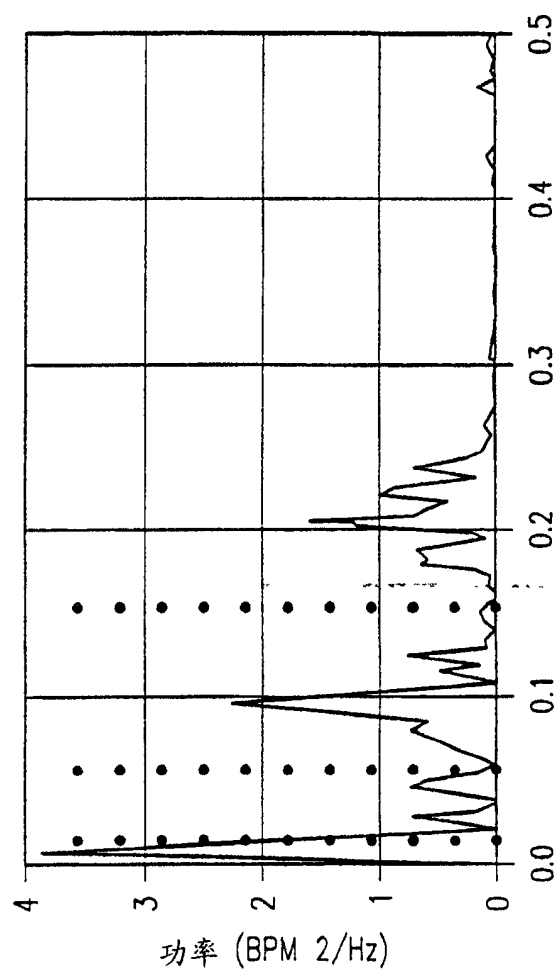


图 2

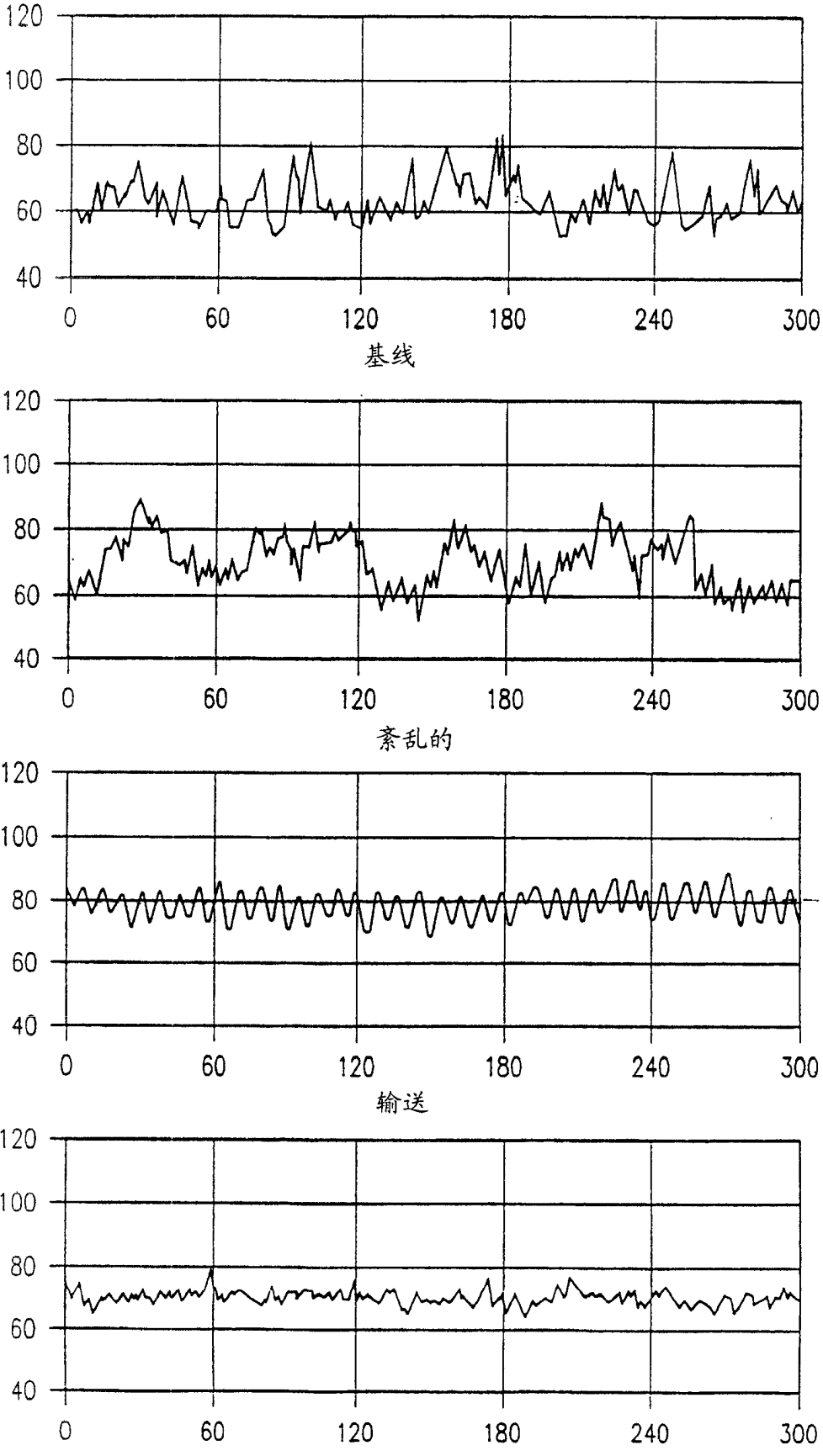


图 3A

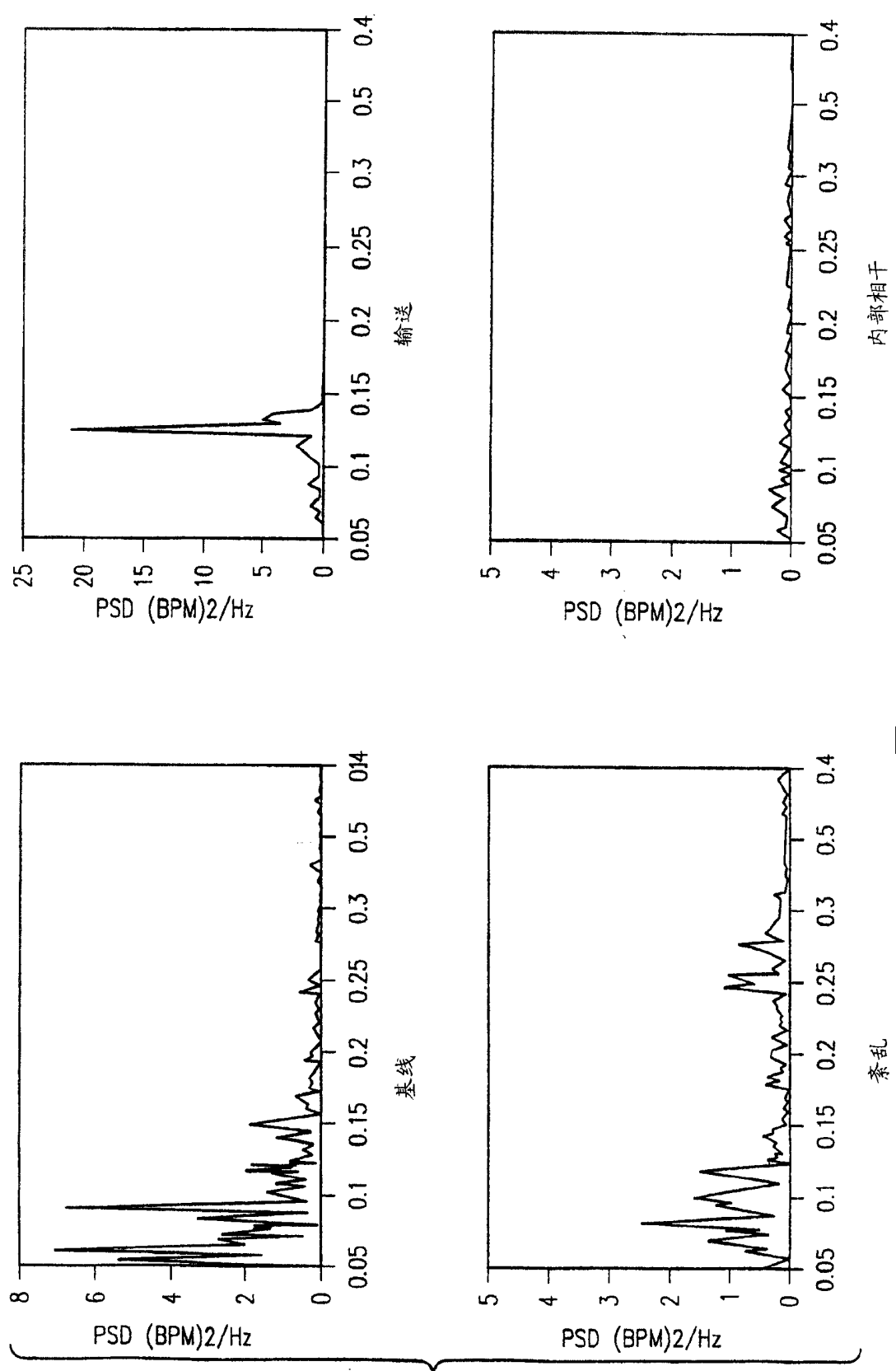


图 3B

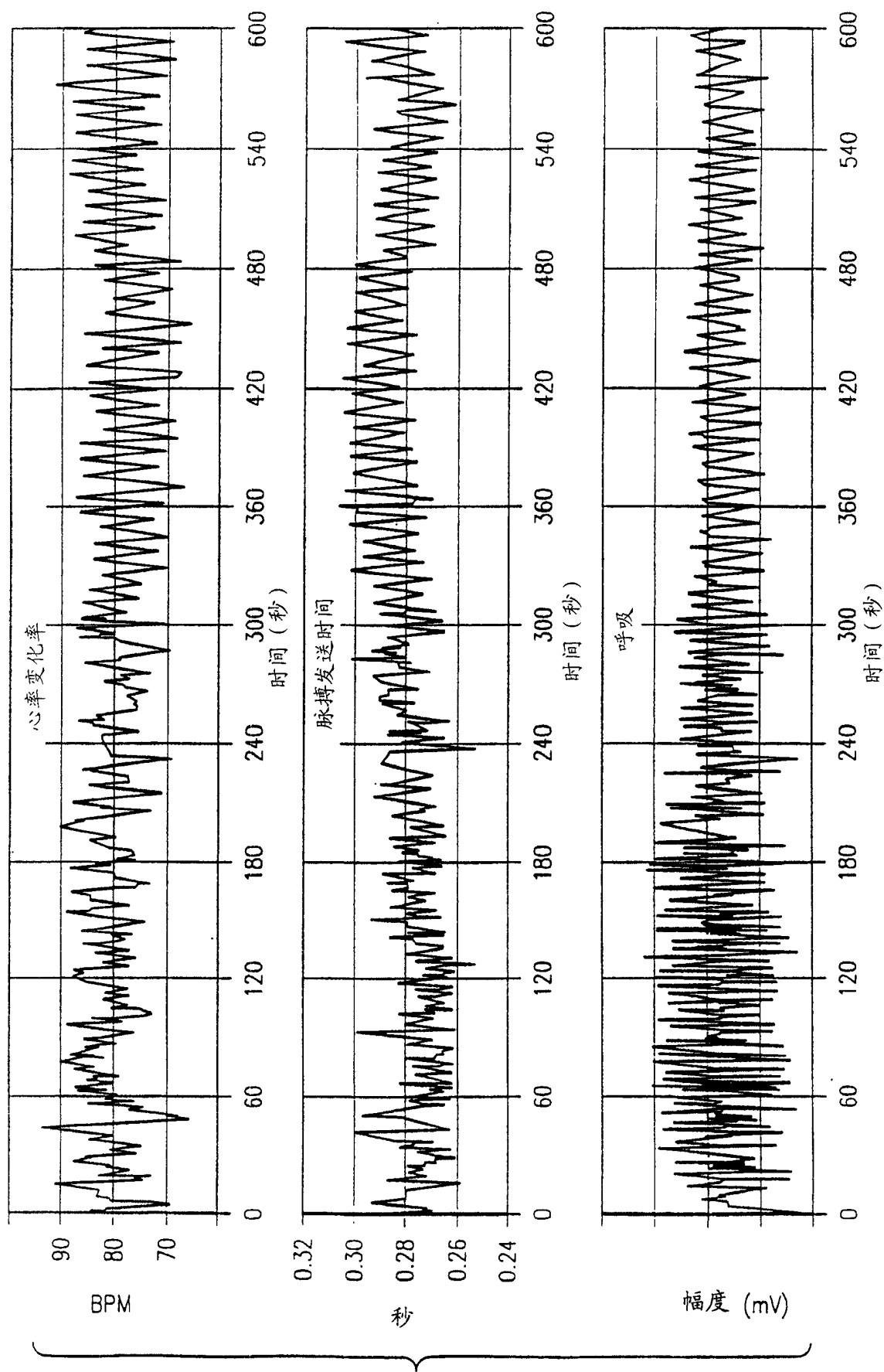


图 4A

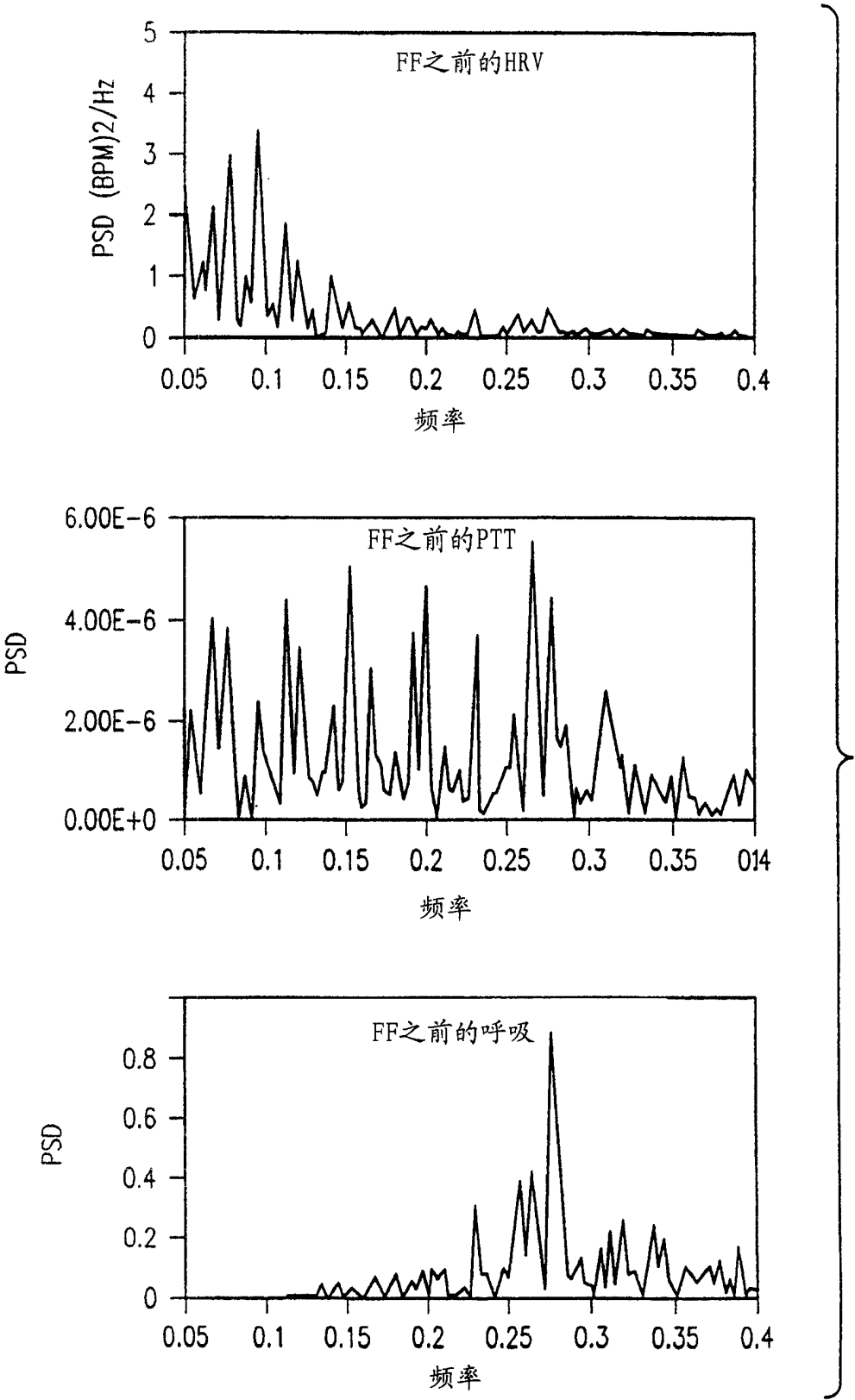


图 4B

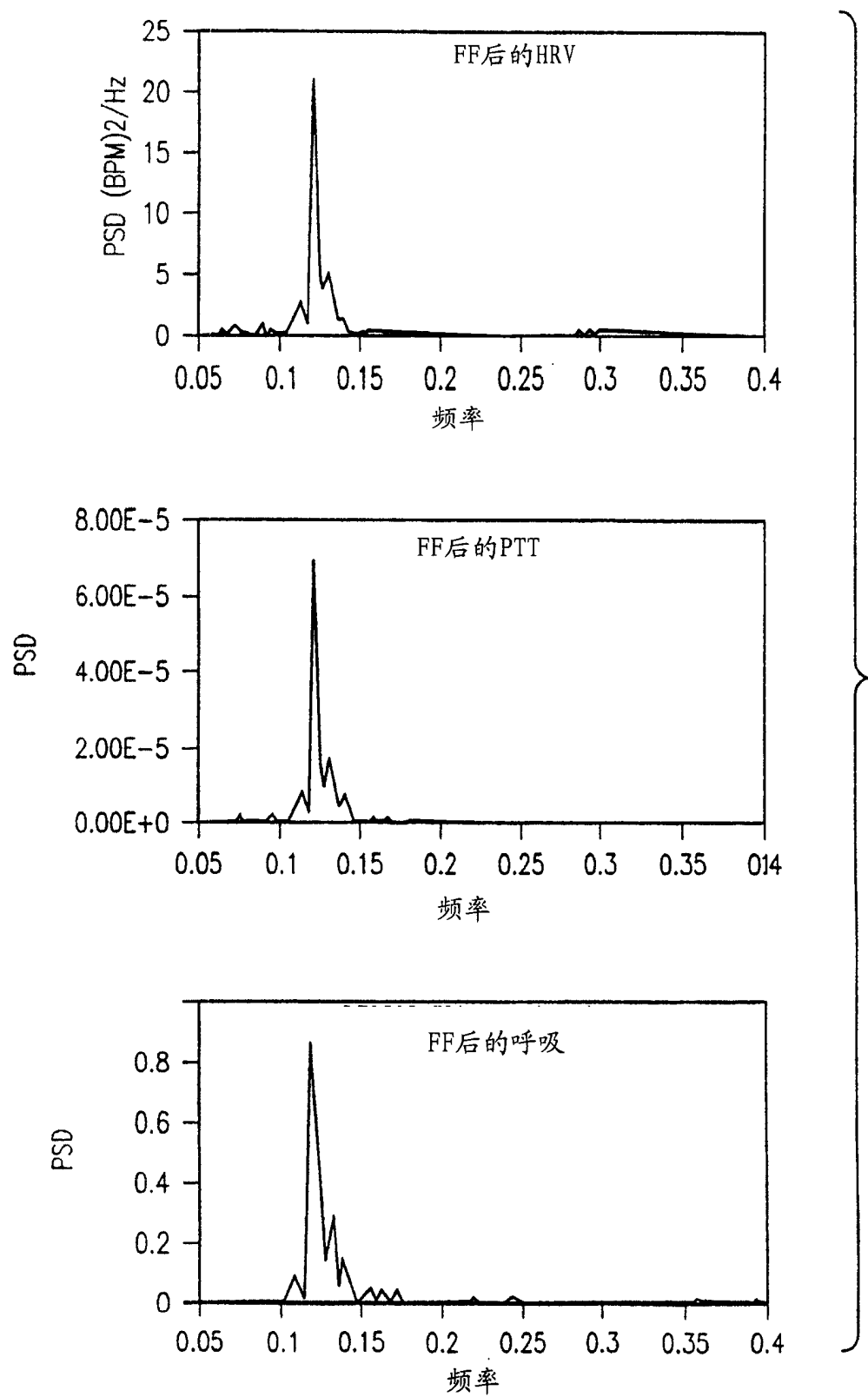


图 4C

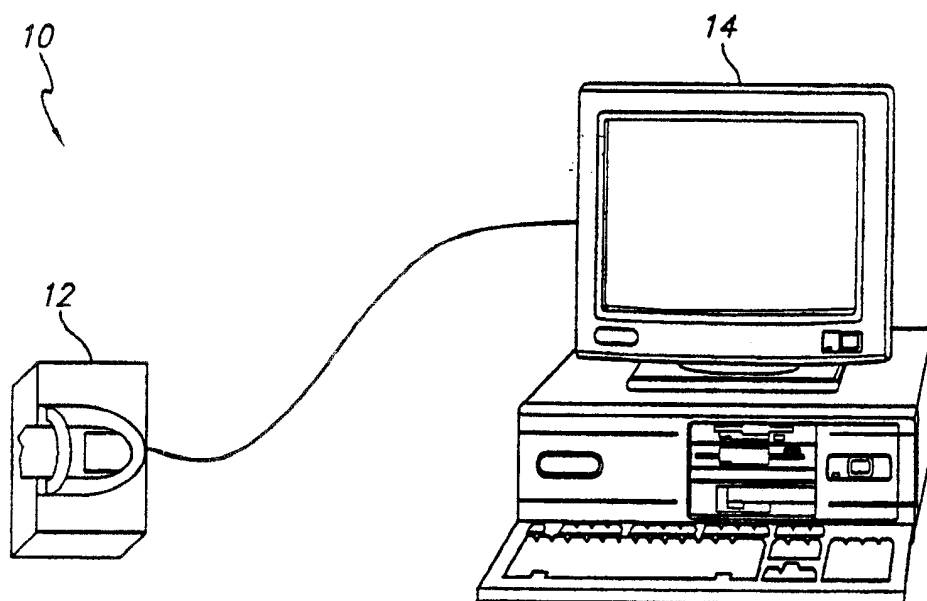


图 5

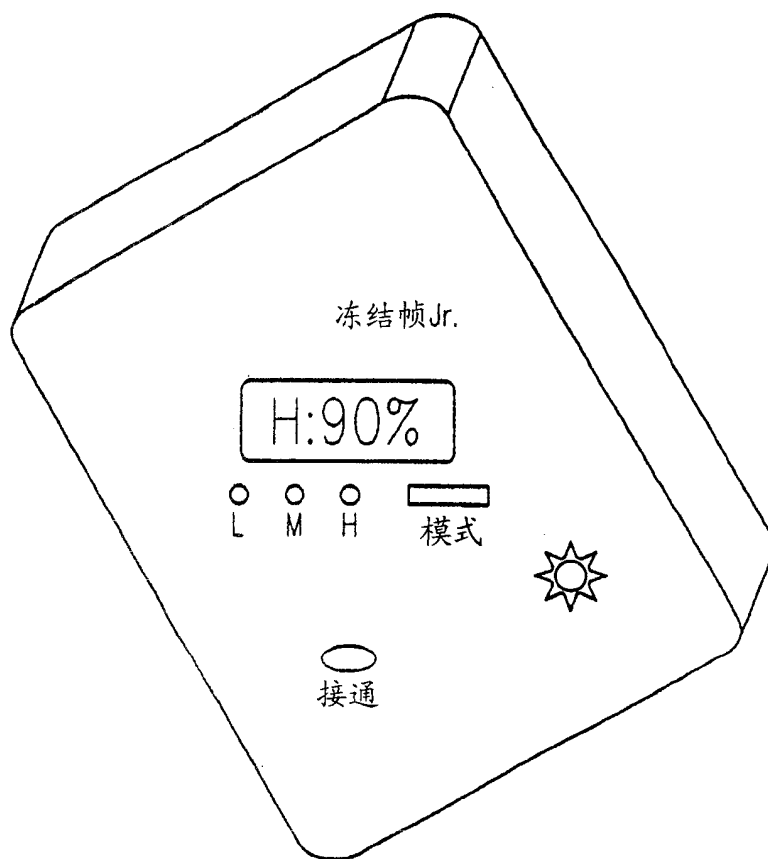


图 9

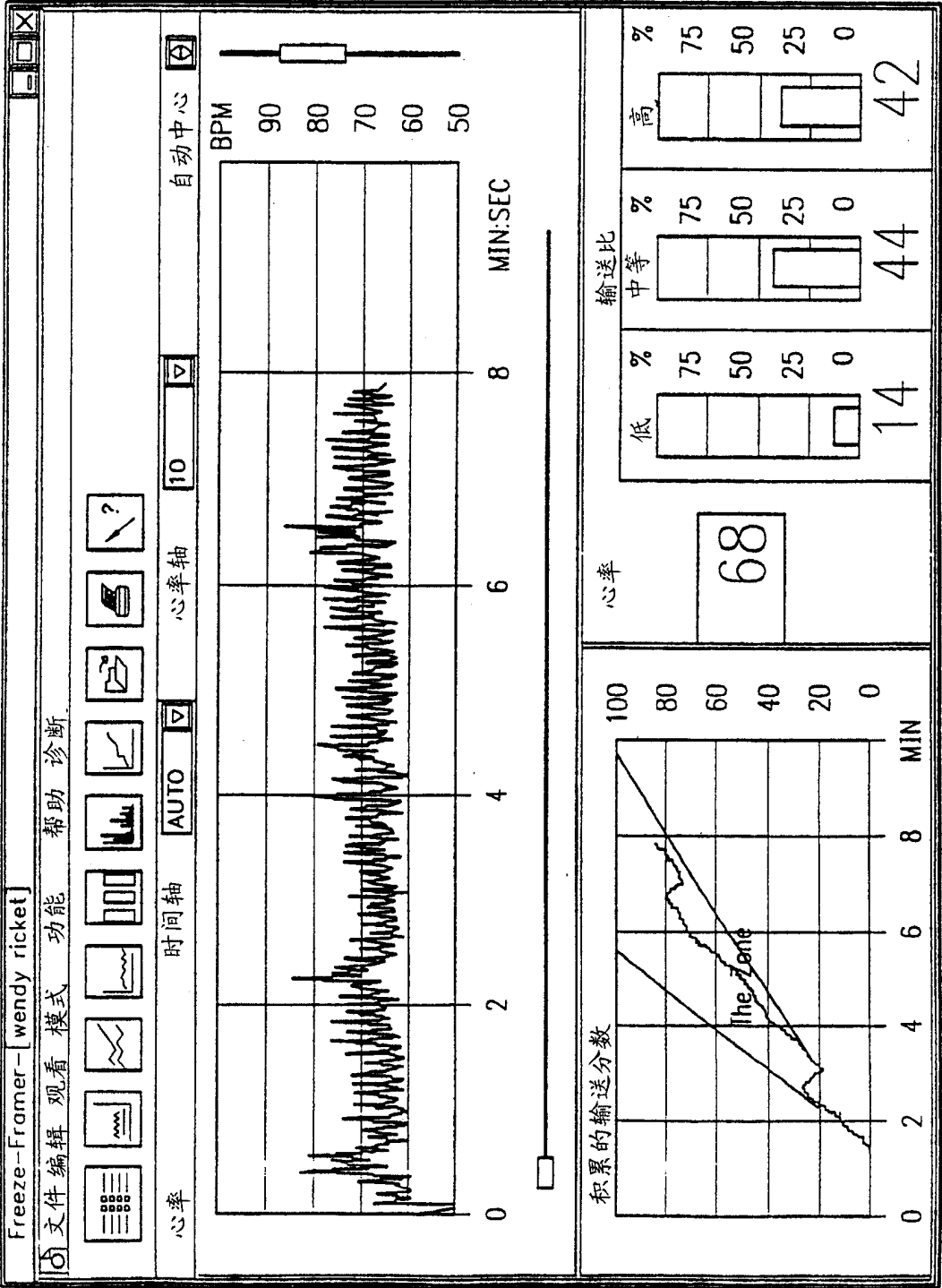


图 6

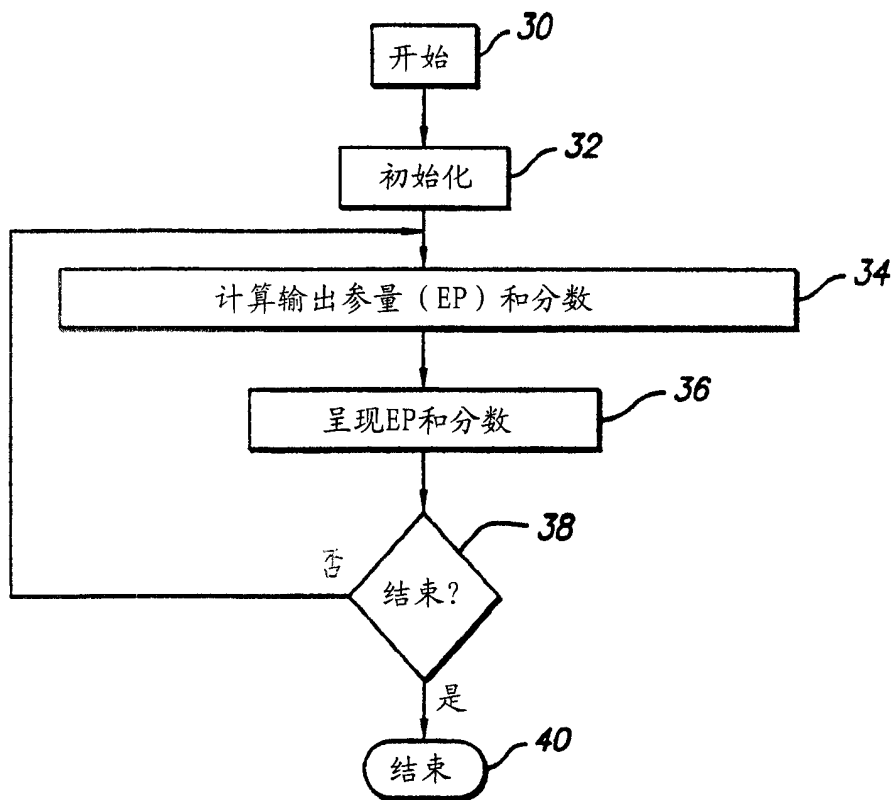


图 7A

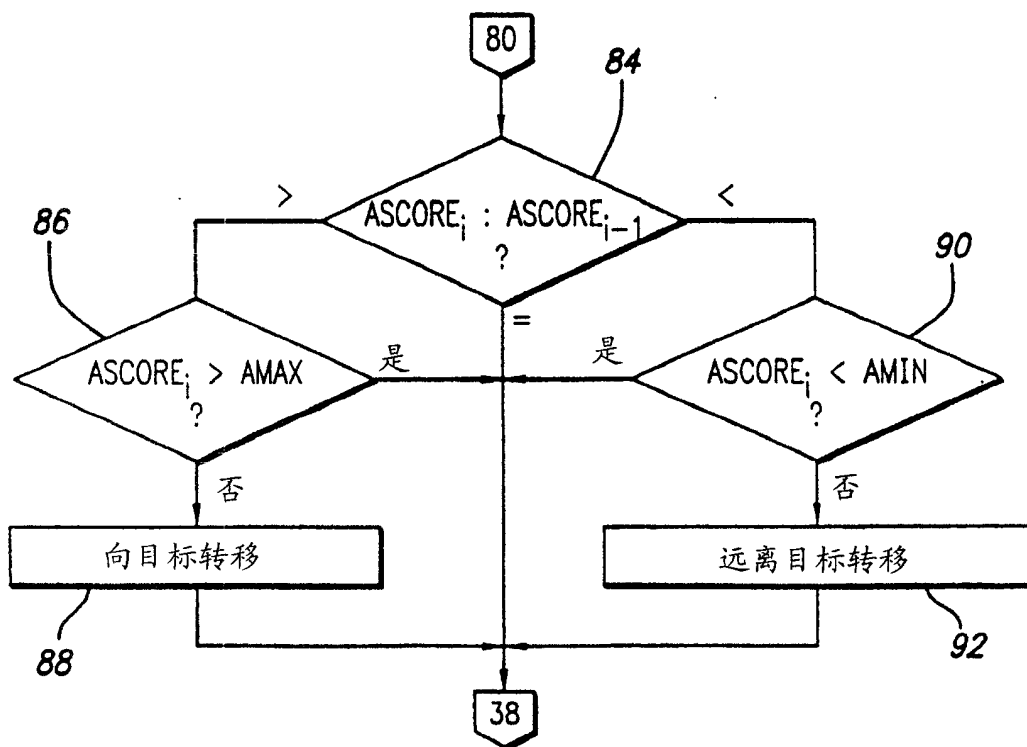


图 7D

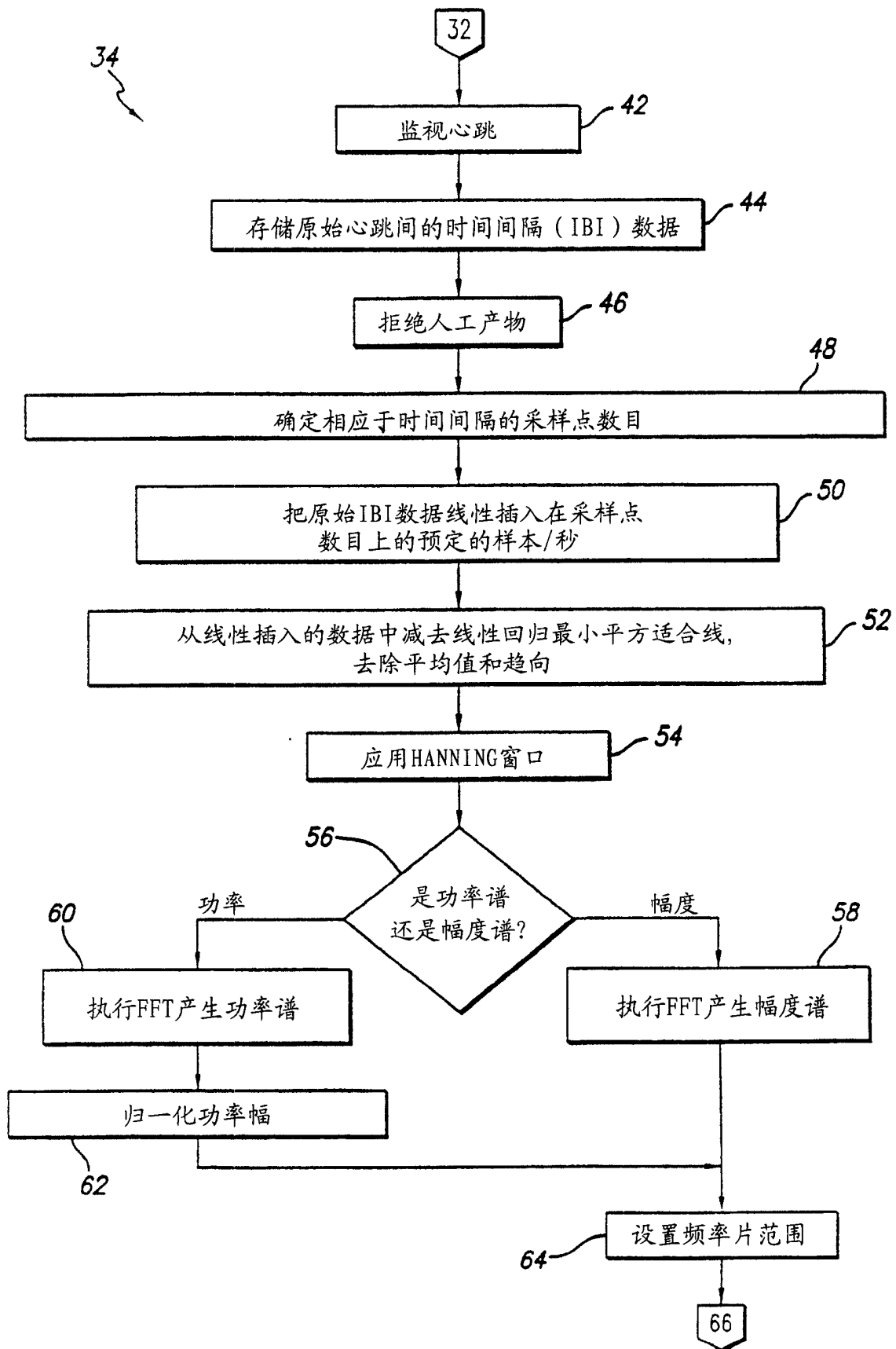


图 7B

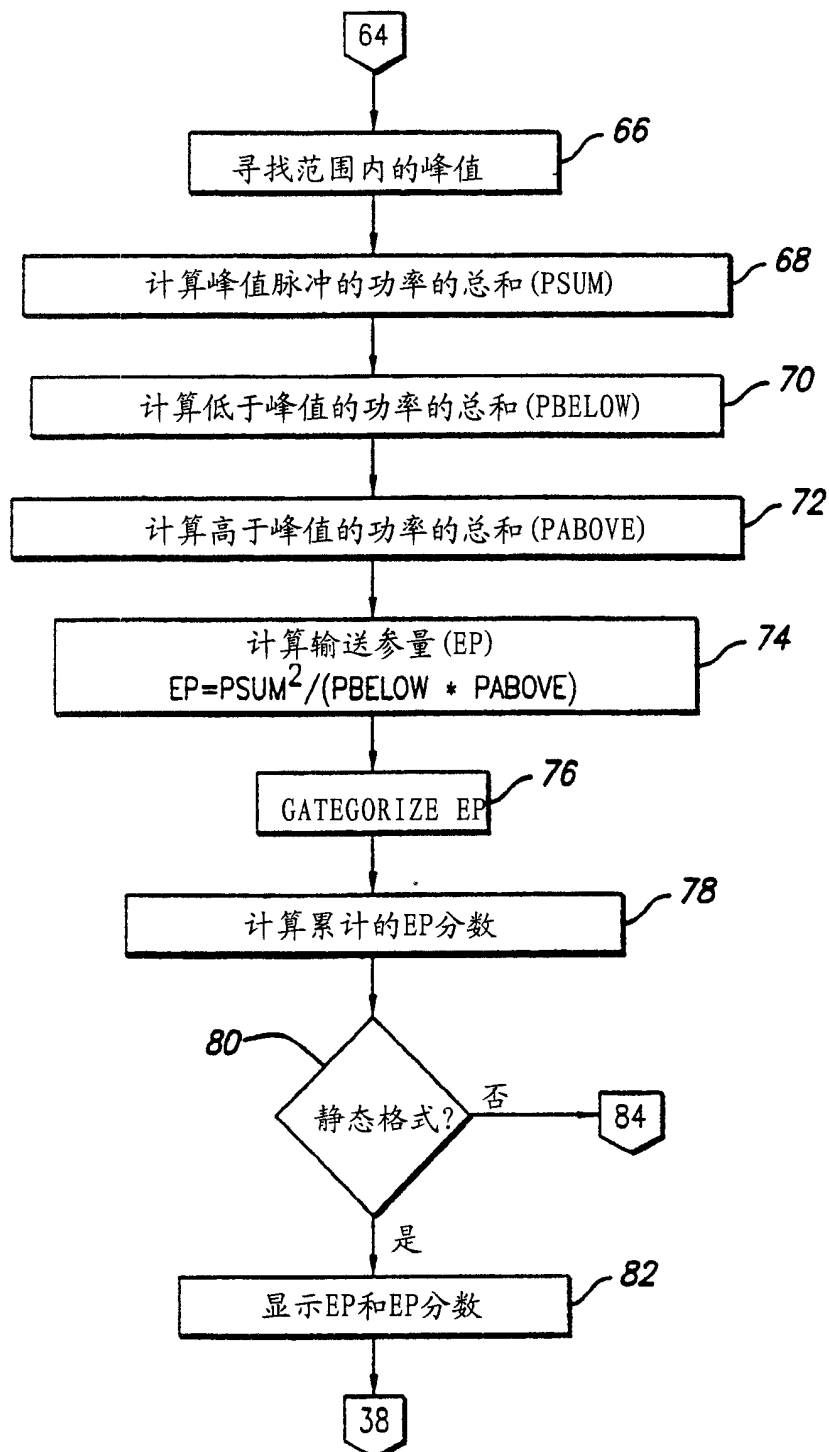


图 7C

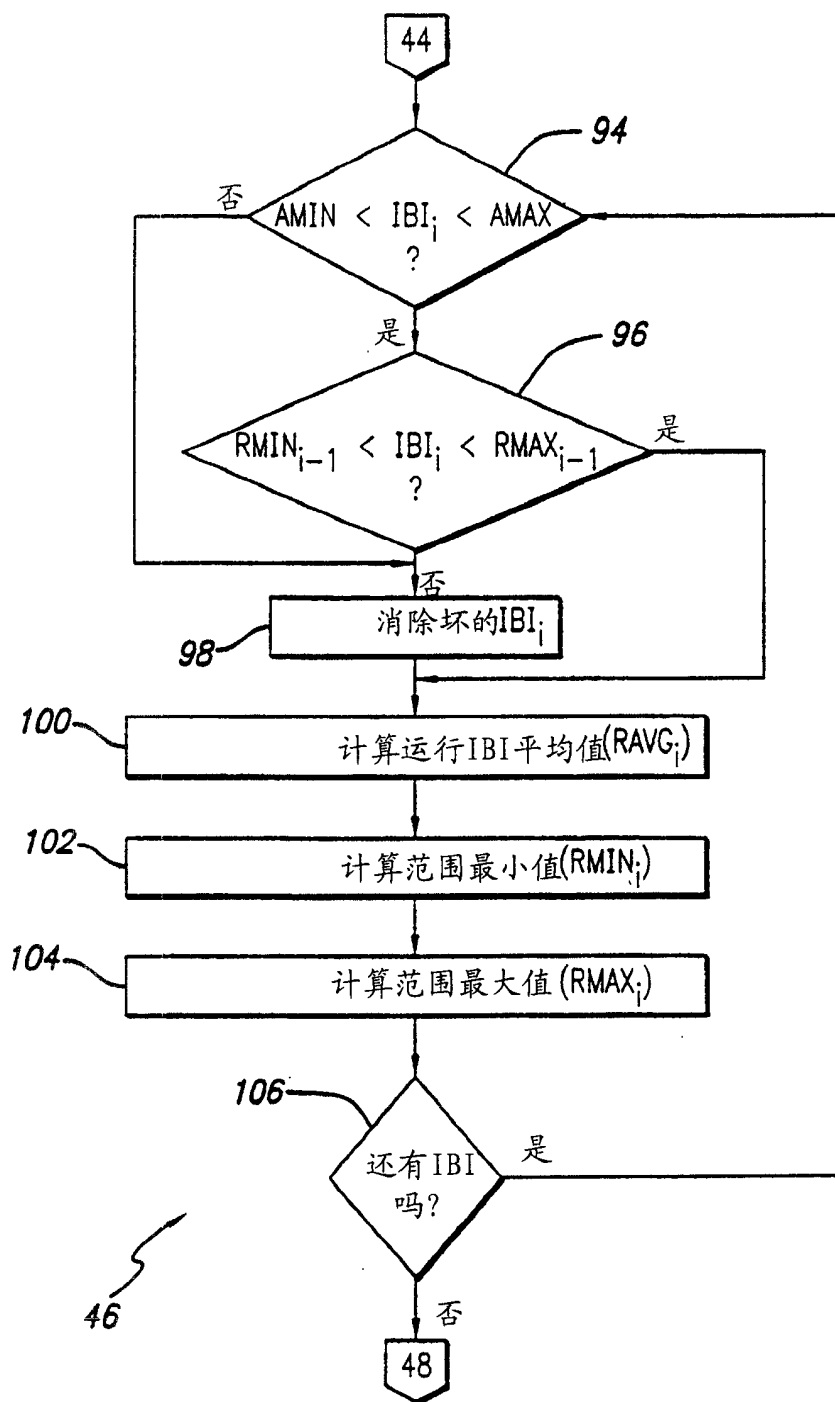


图 7E

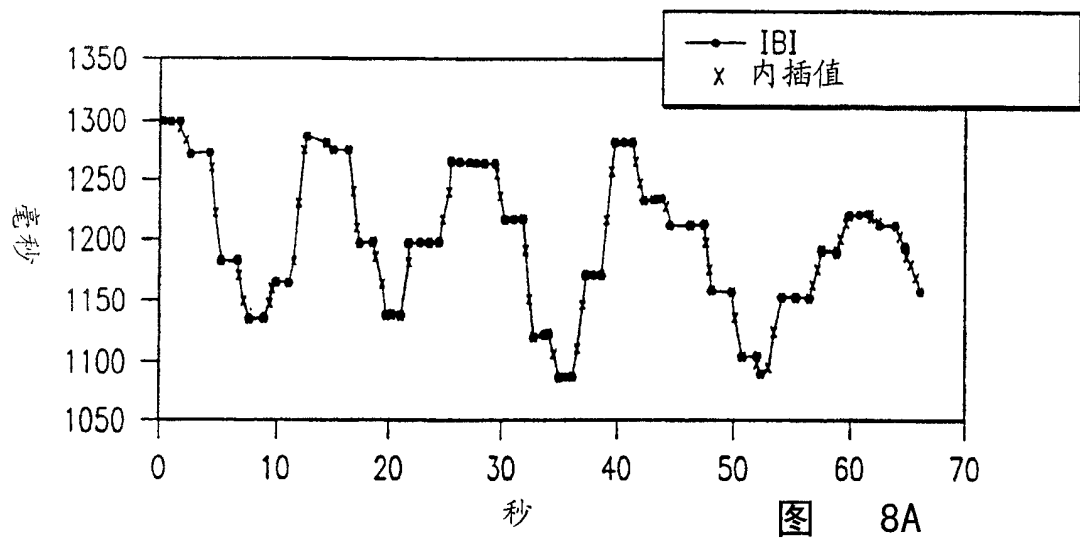


图 8A

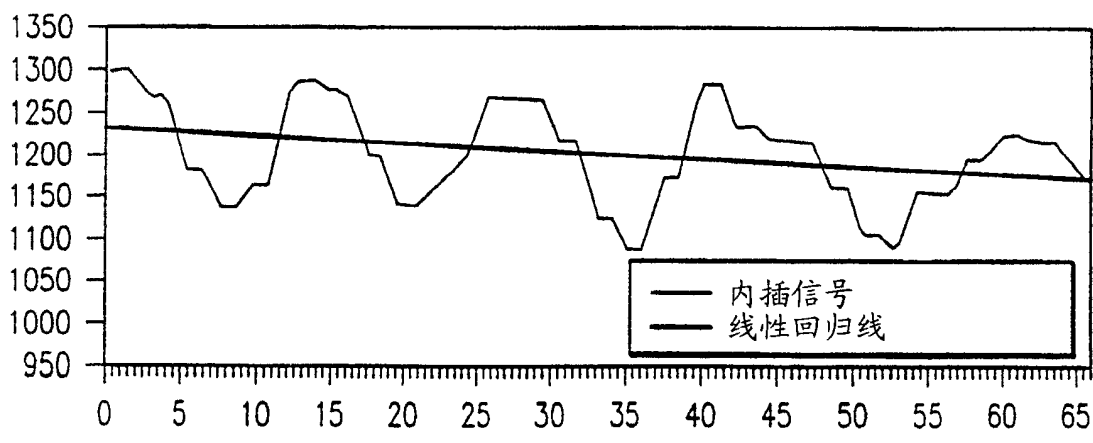


图 8B

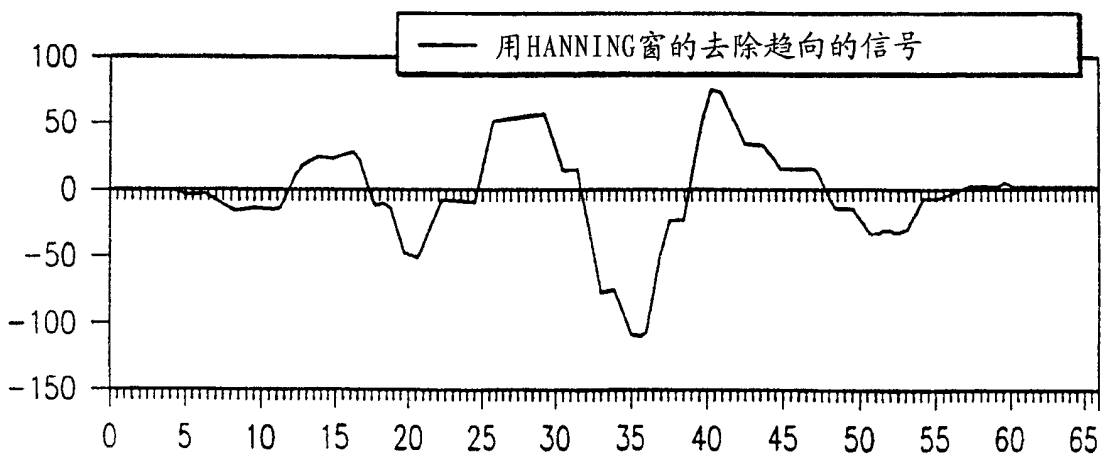


图 8C

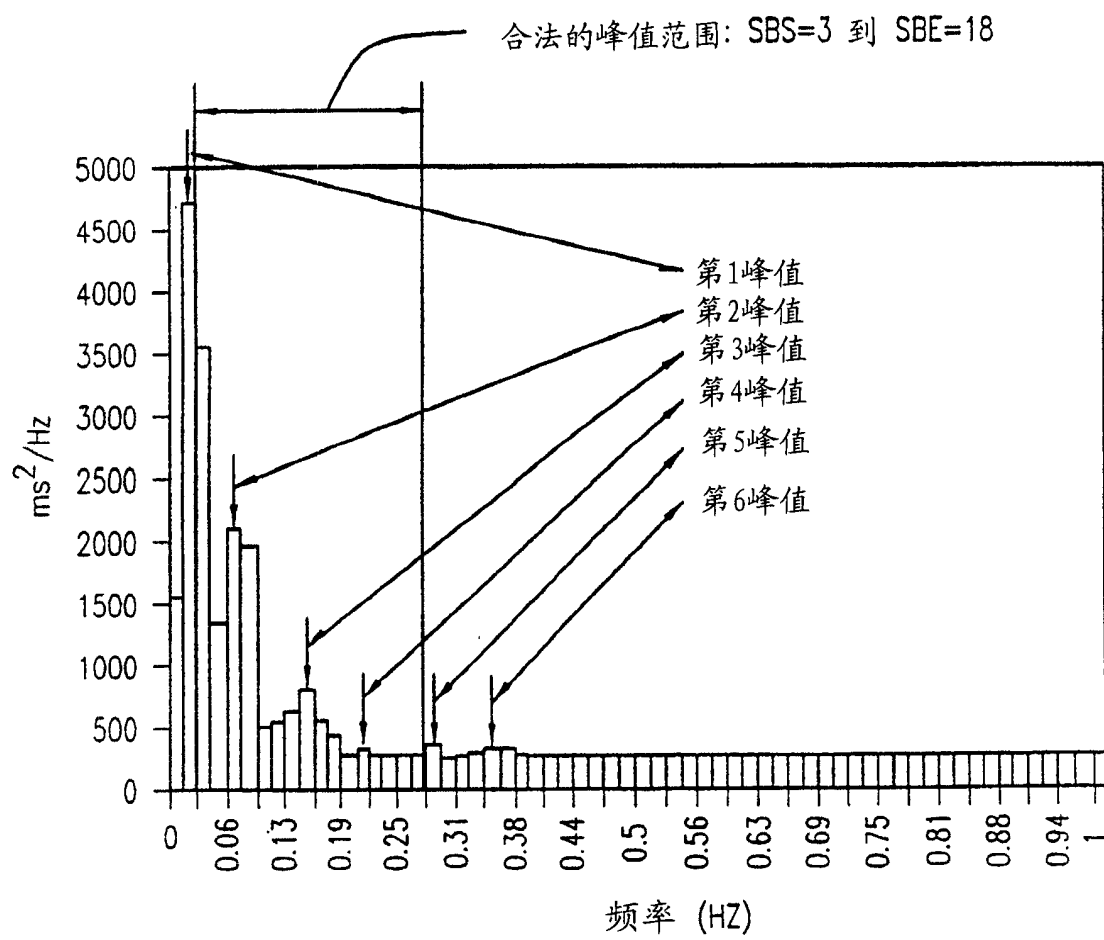


图 8D

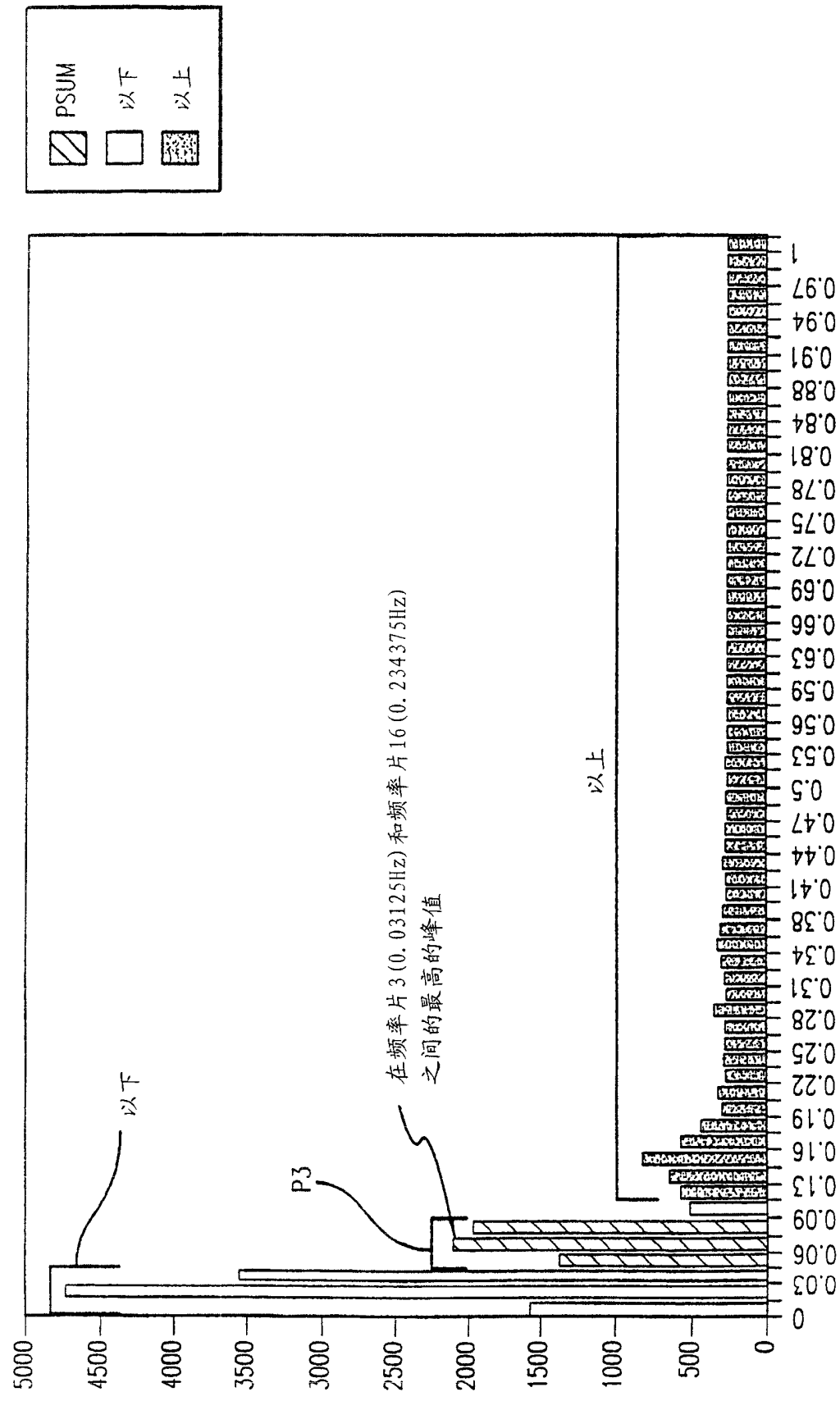


图 8E

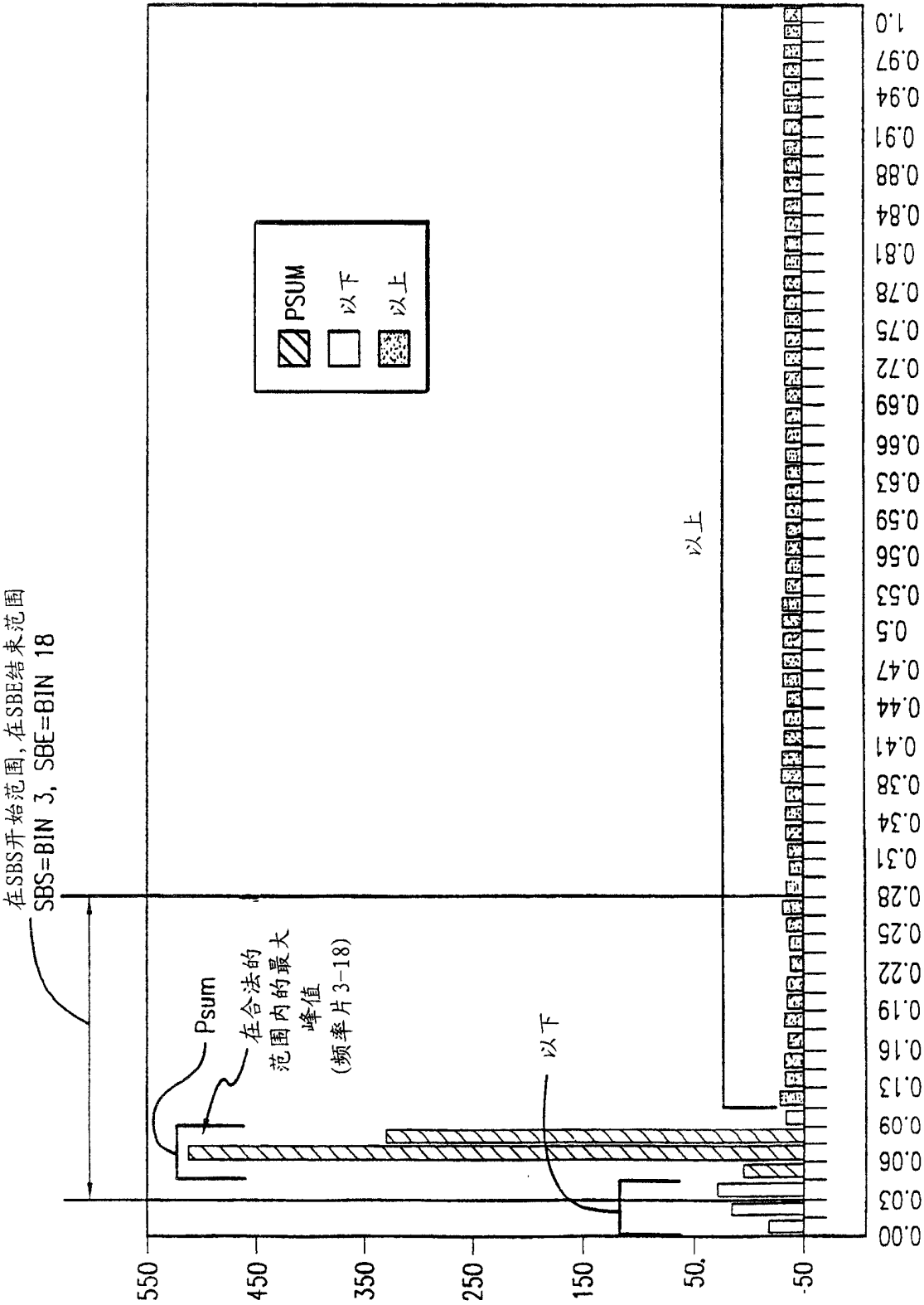


图 8F

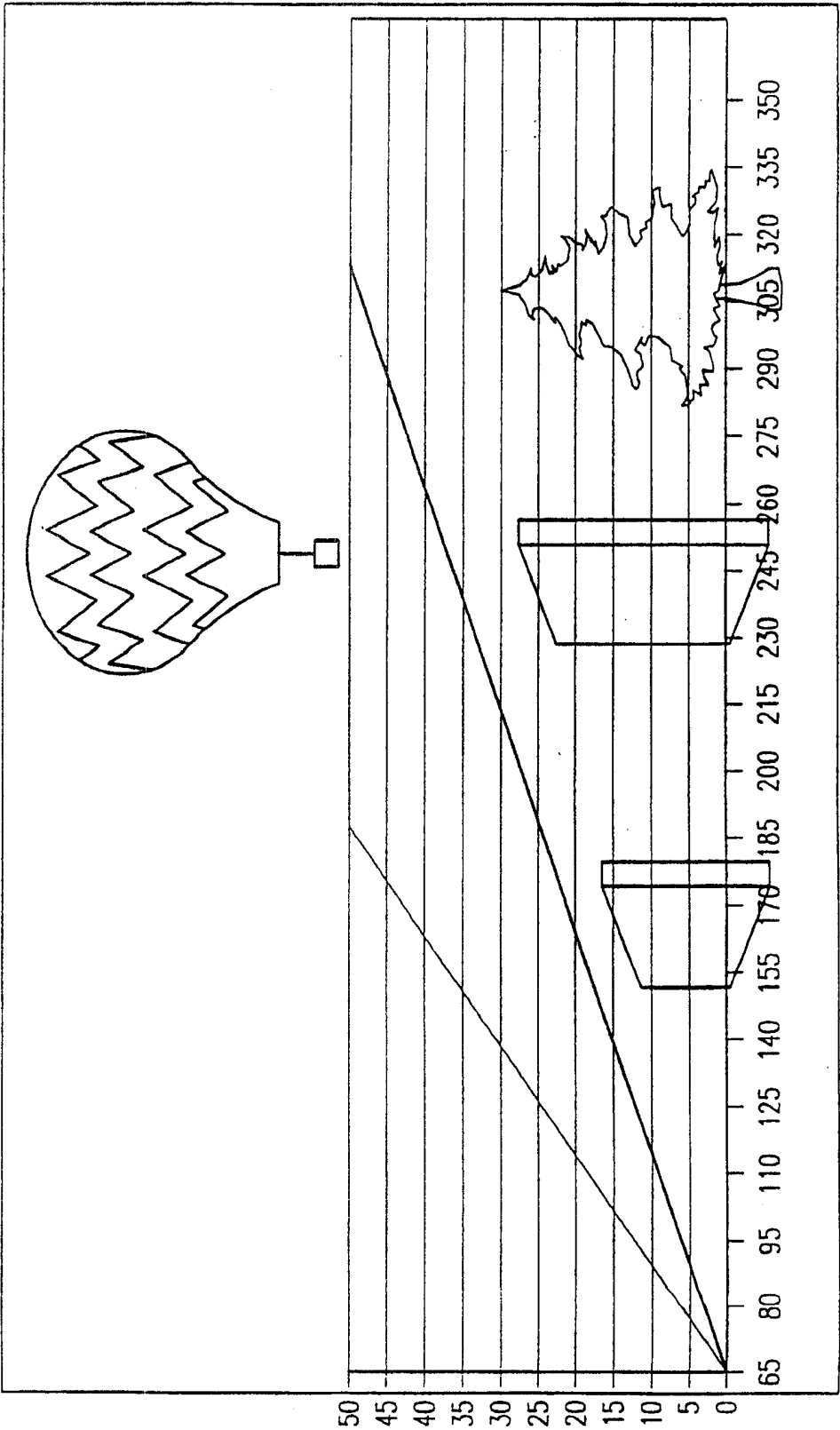


图 10

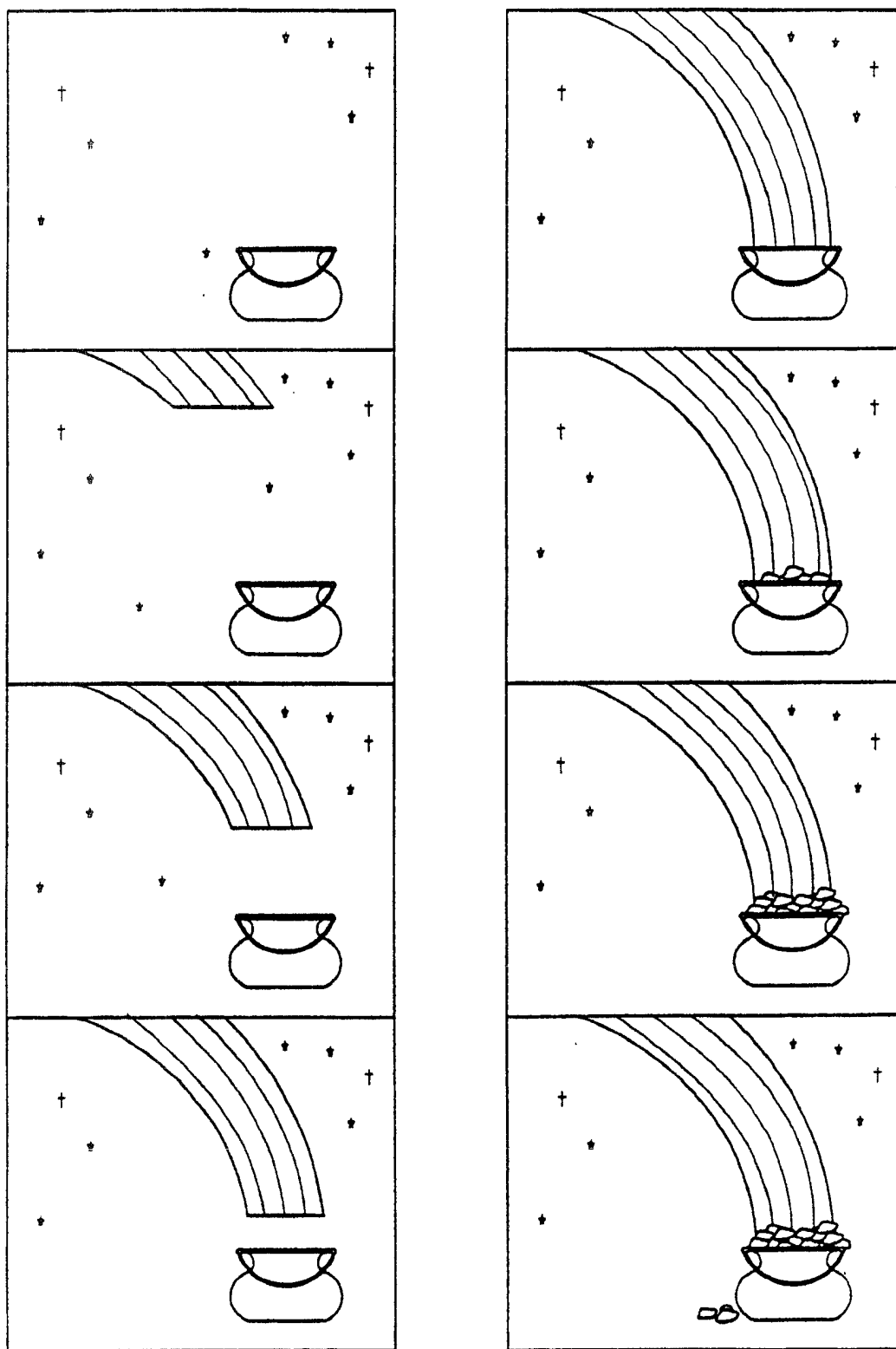


图 11

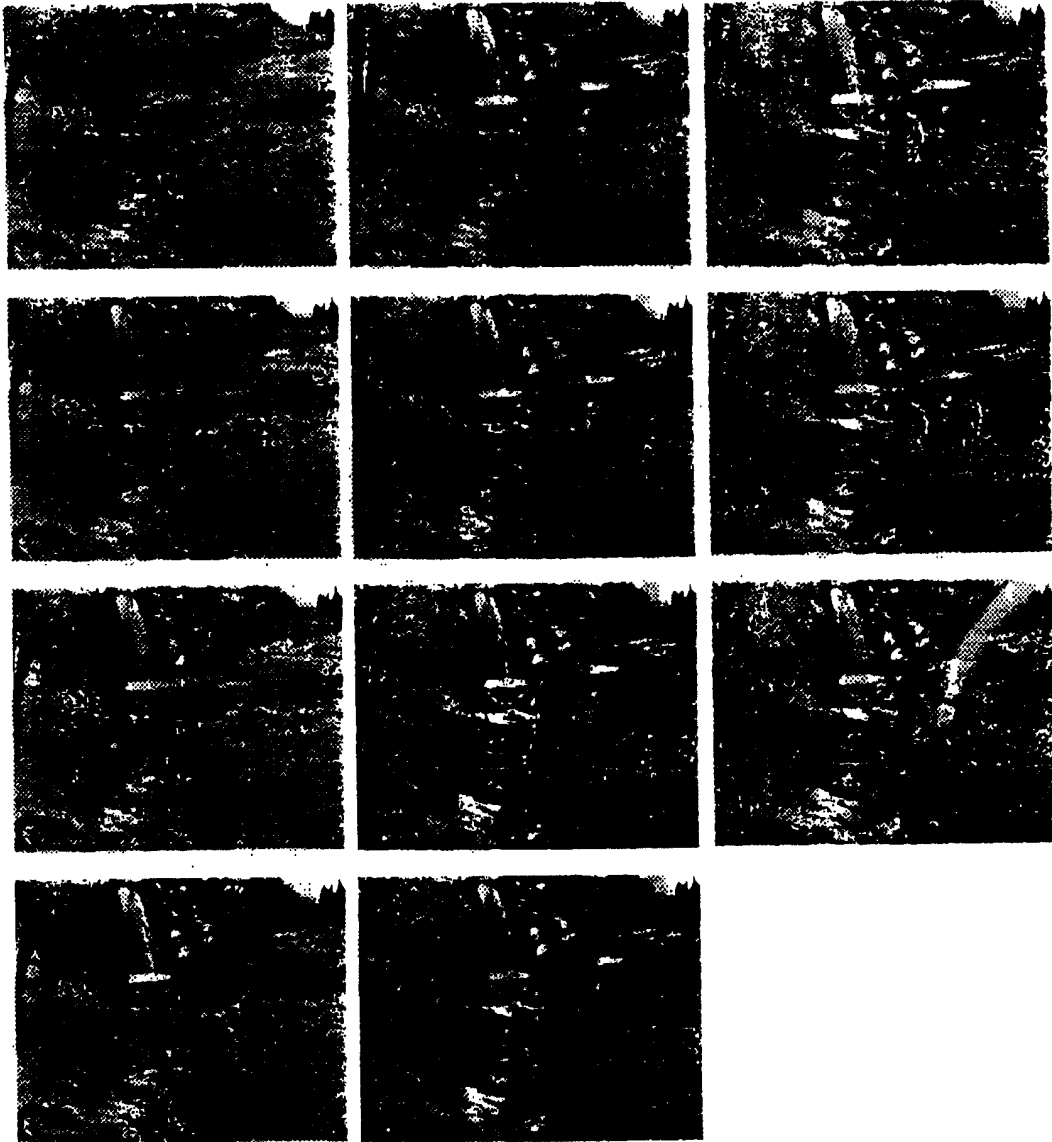


图 12