(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2020 年 11 月 19 日 (19.11.2020)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2020/228320 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/021 (2006.01) *A61B 5/0402* (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01) *G06K 9/62* (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2019/126258

(22) 国际申请日: 2019 年 12 月 18 日 (18.12.2019)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201910402224.8 2019年5月14日 (14.05.2019) CN

(71) 申请人: 中国科学院深圳先进技术研究院 (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。

(72) 发明人: 吴丹 (WU, Dan); 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 张佳伦 (ZHANG, Jialun); 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 马帅奇 (MA, Shuaiqi); 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 李烨 (LI, Ye); 中国广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

(74) 代理人: 深圳市科进知识产权代理事务所 (普通合伙) (SHENZHEN KEJIN INTELLECTUAL

(54) **Title:** BLOOD PRESSURE ESTIMATION METHOD AND DEVICE

(54) **发明名称:** 血压估计方法及装置

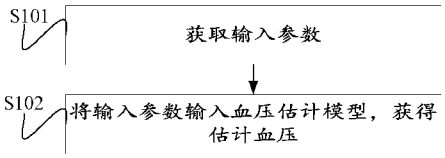


图 1

S101 Acquire input parameters
S102 Input the input parameters into a blood pressure estimation model to obtain an estimated blood pressure

(57) **Abstract:** A blood pressure estimation method and device, relating to the technical field of medical treatments. The device comprises an acquisition module (401) for acquiring input parameters, the input parameters including an encoded signal, a feature parameter and multi-scale entropy, wherein the encoded signal is a signal obtained after first signal data is encoded by an autoencoder, the first signal data comprises a first electrocardio signal and a first pulse wave signal, the first electrocardio signal is an electrocardio signal of a user, and the first pulse wave signal is a pulse wave signal of the user, the feature parameter is a physiological signal index of the first signal data, and the multi-scale entropy represents the complexity of the first signal data; and an estimation module (402) for inputting the input parameters into a blood pressure estimation model to obtain an estimated blood pressure, wherein the estimated blood pressure has a correlation with the encoded signal, the feature parameter and the multi-scale entropy respectively. Multiple types of data are extracted from first signal data of a user, and the multiple types of data are all used for estimating the blood pressure of the user, so that the accuracy rate of blood pressure estimation can be improved.

(57) **摘要**: 一种血压估计方法及装置，涉及医疗技术领域。装置包括：获取模块（401），用于获取输入参数，输入参数包含编码信号、特征参数和多尺度熵；其中，编码信号为第一信号数据通过自编码器编码后的信号；第一信号数据包括：第一心电信号和第一脉搏波信号；第一心电信号为用户的心电信号，第一脉搏波信号为用户的脉搏波信号；特征参数为第一信号数据的生理信号指标；多尺度熵表征第一信号数据的复杂程度；估计模块（402），用于将输入参数输入血压估计模型，获得估计血压；估计血压分别与编码信号、特征参数以及多尺度熵具有对应关系。将用户的第一信号数据进行多种类型数据的提取，将多种类型的数据均用于估计用户的血压，可提高血压估计的准确率。

WO 2020/228320 A1

[见续页]

PROPERTY OFFICE); 中国广东省深圳市南山区粤兴三道二号虚拟大学园产业化基地A701室, Guangdong 518055 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的国家保护)：AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的地区保护)：ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布：

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

血压估计方法及装置

技术领域

本发明涉及医疗技术领域，具体而言，涉及一种血压估计方法及装置。

背景技术

血压作为人体重要的生理参数，能反映人体的生理健康状况，也是心脏和血管功能健康状况评估的重要依据。因此，及时关注血压的变化，关系着人们的身体健康。

在现有技术中能够，测量血压的方法众多。其中，较方便的一种方法是：采集脉搏波与血压值来训练模型，通过训练后的模型来估计血压值。

虽然，现有技术中的建模方法能够方便和快捷的估测人体血压，但其准确度有待提高。

发明内容

本发明的目的在于，针对上述现有技术中的不足，提供一种血压估计方法及装置，以解决血压估计准确率低的问题。

为实现上述目的，本发明实施例采用的技术方案如下：

第一方面，本发明实施例提供了一种血压估计方法，包括：获取输入参数，所述输入参数包含编码信号、特征参数和多尺度熵；

其中，所述编码信号为第一信号数据通过自编码器编码后的

信号；所述第一信号数据包括：第一心电信号和第一脉搏波信号；所述第一心电信号为用户的心电信号，所述第一脉搏波信号为所述用户的脉搏波信号；所述特征参数为所述第一信号数据的生理信号指标；所述多尺度熵表征所述第一信号数据的复杂程度；

将所述输入参数输入血压估计模型，获得估计血压；所述估计血压分别与所述编码信号、所述特征参数以及所述多尺度熵具有对应关系。

可选地，所述获取输入参数，包括：

获取所述第一信号数据；

将所述第一信号数据进行分段，获得多个子信号；

将任意一个所述子信号作为所述自编码器的编码输入参数，获得所述编码信号；

将所述编码信号作为所述自编码器的解码输入参数，获得第一输出信号数据；

根据所述第一输出信号数据，获取所述特征参数；其中所述特征参数为所述子信号的生理信号指标；

将所述第一信号数据作为所述自编码器的编解码输入参数，获得第二输出信号数据；

根据所述第二输出信号数据，获取所述多尺度熵。

可选地，所述根据所述第二输出信号数据，获取所述多尺度熵，包括：

获取所述第二输出信号数据，所述第二输出信号数据为第一序列 x(n)，n 取值为正整数；

选取超参数 τ，通过所述第二输出信号数据，得到第二序列，所述第二序列满足下式：

$$y(j)=\frac{1}{\tau}\sum_{i=(j-1)\tau}^{j\tau}x(i);$$

其中，x(i)为第二输出信号数据中第 i 个向量，$1\le i\le n$，$1\le j\le n/\tau$，$1\le\tau\le 20$；

将所述第二序列分为多个 m 维向量，所述多个 m 维向量为 z(k)，m 取值为正整数，$1\le k\le n/\tau-m+1$；

统计多个 m 维向量中，满足$\|z(i)-z(j)\|_\infty\le r$的向量的个数 Bi，并计算第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$，所述第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$满足下式：

$$B^{(\tau,m,r)}=\frac{1}{([n/\tau]-m)}\sum_{i=1}^{[n/\tau]-m+1}Bi;$$

其中，z(i)=[y(i),y(i+1),y(i+m-1)]，$1\le i\le n/\tau-m+1$；z(j)=[y(j),y(j+1), y(j+m-1)]，$1\le j\le n/\tau-m+1$，$i\ne j$；

将所述第二序列分为多个 m+1 维向量，所述多个 m+1 维向量为 h(k)；

统计多个 m+1 向量中，满足$\|h(i)-h(j)\|_\infty\le r$的向量的个数 Ci，并计算第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$，所述第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$满足下式：

$$C^{(\tau,m,r)}=\frac{1}{([n/\tau]-m-1)}\sum_{i=1}^{[n/\tau]-m+2}Ci;$$

其中，h(i)=[y(i),y(i+1), y(i+m-1),y(i+m)]，

$1 \le i \le n/\tau - m + 1$ ， h(j)=[y(j),y(j+1),y(j+m-1),y(j+m)] ，$1 \le j \le n/\tau - m + 1$；

根据所述第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$和所述第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$，获得所述多尺度熵；所述多尺度熵满足下式：

$$E(m) = -\ln \frac{C^{(\tau,m,r)}}{B^{(\tau,m,r)}};$$

其中，E(m)表示多尺度熵。

可选地，所述特征参数包括下述一项或多项的任意组合：心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波谷值点的时间间隔、心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波斜率最大值点的时间间隔、心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波峰值点的时间间隔、心率、反射率、收缩时长、收缩舒张时长比、舒张时长比、上升时间、收缩末期容积、舒张末期容积、相对收缩末期容积、收缩舒张容积比。

可选地，所述获取输入参数之前，还包括：

获取第二信号数据；所述第二信号数据包括：第二心电信号和第二脉搏波信号；所述第二心电信号为测试人员的心电信号；所述脉搏波信号为所述测试人员的脉搏波信号；

将所述第二信号数据输入所述自编码器，获得输出参数；

根据所述输出参数与所述第二信号数据，获取第一损失函数；所述第一损失函数表征所述输出参数与所述第二信号数据的差值；

当所述第一损失函数小于第一预设值时，则确定所述自编码

器训练成功。

可选地，获取所述第二信号数据，所述第二信号数据为信号矩阵 S；

将所述第二信号数据输入所述自编码器，获得所述输出参数，所述输出参数可通过下式获得：

$$R=decoder(encoder(S));$$

其中 R 表示所述输出参数；

根据所述输出参数与所述第二信号数据，获取所述第一损失函数，所述第一损失函数可通过下式获得：

$$L1 = \|S - R\|_2;$$

其中，L1 表示所述第一损失函数；

当所述第一损失函数小于第一预设值时，则确定所述自编码器训练成功。

可选地，所述将所述输入参数输入血压估计模型，获得估计血压之前，还包括：

获取血压数据，所述血压数据与所述第二信号数据同一时间获取，所述血压数据包括：收缩压 sbp1 和舒张压 dbp1；

将所述血压数据与所述输出参数输入所述血压估计模型，获得输出血压；所述输出血压包括：输出收缩压 sbp2 和输出舒张压 dbp2；

根据所述输出血压与所述血压数据，获取第二损失函数；所述第二损失函数表征所述输出血压与所述血压数据的差值；所述第二损失函数满足下式：

$$L2 = \|sbp1 - sbp2\|_2 + \|dbp1 - dbp2\|_2;$$

其中，L2 表示所述第二损失函数；

当所述第二损失函数小于第二预设值时，则确定所述血压估计模型训练成功。

另一方面，本申请还提供一种血压估计装置，包括：获取模块和估计模块；

所述获取模块，用于获取输入参数，所述输入参数包含编码信号、特征参数和多尺度熵；其中，所述编码信号为第一信号数据通过自编码器编码后的信号；所述第一信号数据包括：第一心电信号和第一脉搏波信号；所述第一心电信号为用户的心电信号，所述第一脉搏波信号为所述用户的脉搏波信号；所述特征参数为所述第一信号数据的生理信号指标；所述多尺度熵表征所述第一信号数据的复杂程度；

所述估计模块，用于将所述输入参数输入血压估计模型，获得估计血压；所述估计血压分别与所述编码信号、所述特征参数以及所述多尺度熵具有对应关系。

可选地，所述获取模块，具体用于：

获取所述第一信号数据；

将所述第一信号数据进行分段，获得多个子信号；

将任意一个所述子信号作为所述自编码器的编码输入参数，获得所述编码信号；

将所述编码信号作为所述自编码器的解码输入参数，获得第一输出信号数据；

根据所述第一输出信号数据，获取所述特征参数；其中所述特征参数为所述子信号的生理信号指标；

将所述第一信号数据作为所述自编码器的编解码输入参数，获得第二输出信号数据；

根据所述第二输出信号数据，获取所述多尺度熵。

可选地，所述血压估计装置还包括：训练模块；

所述获取模块，还用于：

获取第二信号数据；所述第二信号数据包括：第二心电信号和第二脉搏波信号；所述第二心电信号为测试人员的心电信号；所述脉搏波信号为所述测试人员的脉搏波信号；

将所述第二信号数据输入所述自编码器，获得输出参数；

所述训练模块，用于根据所述输出参数与所述第二信号数据，获取第一损失函数；所述第一损失函数表征所述输出参数与所述第二信号数据的差值；当所述第一损失函数小于第一预设值时，则确定所述自编码器训练成功。

本实施例中提供的血压估计方法及装置，通过获取用户的第一信号数据，获取编码信号、特征参数和多尺度熵，并将编码信号、特征参数和多尺度熵作为输入，输入到血压估计模型中。由于血压估计模型中估计血压均与编码信号、特征参数和多尺度熵具有对应关系，故通过对用户编码信号、特征参数和多尺度熵的获取，根据对应关系，可获得估计血压。将用户的第一信号数据进行多种类型数据的提取，将多种类型的数据均用于估计用户的血压，可提高血压估计的准确率。

附图说明

图 1 为本申请一实施例提供的血压估计方法流程示意图；

图 2 为本申请另一实施例提供的血压估计方法流程示意图；

图 3 为本申请一实施例提供的多尺度熵获取方法流程示意图；

图 4 为本申请一实施例提供的自编码器训练方法流程示意图；

图 5 为本申请一实施例提供的血压估计模型训练方法流程示意图；

图 6 为本申请一实施例提供的血压估计装置结构示意图；

图 7 为本申请另一实施例提供的血压估计装置结构示意图。

具体实施方式

为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本申请进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅用以解释本申请，并不用于限定本申

请。

图 1 为本申请一实施例提供的血压估计方法流程示意图，如图 1 所示，该方法包括：

S101、获取输入参数，输入参数包含编码信号、特征参数和多尺度熵。

其中，编码信号为第一信号数据通过自编码器编码后的信号。第一信号数据包括：第一心电信号和第一脉搏波信号。第一心电信号为用户的心电信号，第一脉搏波信号为用户的脉搏波信号。特征参数为第一信号数据的生理信号指标。多尺度熵表征第一信号数据的复杂程度。

输入参数包含三种类型的数据：编码信号、特征参数和多尺度熵，三种类型的数据均是通过用户的第一信号数据获得。将同一个信号数据从不同的方面进行特征的提取后，输入血压估计模型，提高了血压估计的准确率。

S102、将输入参数输入血压估计模型，获得估计血压。估计血压分别与编码信号、特征参数以及多尺度熵具有对应关系。

本实施例中提供的血压估计方法，通过获取用户的第一信号数据，获取编码信号、特征参数和多尺度熵，并将编码信号、特征参数和多尺度熵作为输入，输入到血压估计模型中。由于血压估计模型中估计血压均与编码信号、特征参数和多尺度熵具有对应关系，故通过对用户编码信号、特征参数和多尺度熵的获取，根据对应关系，可获得估计血压。将用户的第一信号数据进行多种类型数据的提取，将多种类型的数据均用于估计用户的血压，

可提高血压估计的准确率。

可选地，图 2 为本申请另一实施例提供的血压估计方法流程示意图，如图 2 所示，S101，包括：

S101-1、获取第一信号数据。

可选地，对获取的第一信号数据进行滤波，可采用滑动平均滤波，以剔除第一信号数据中的干扰信号。

S101-2、将第一信号数据进行分段，获得多个子信号。

需要说明的是，对第一信号数据进行分段是按照第一信号波的信号周期 T 进行分段的，具体的，根据心跳周期，对第一心电信号进行分段；根据脉动周期，对第一脉搏波信号进行分段。

由于不同的用户或者同一个用户在不同的场景下的心跳周期或脉动周期不同，因此，对第一信号数据进行分段，可能获得的子信号的时间长度在[0.2s,0.4s]，[0.4s,0.6s]，[0.6s,0.8s]，[0.8s,1s]，[1s,1.2s]。对于不同长度的子信号，需要根据子信号所在的区间，进行对齐，可选地，可对齐至区间两阈值的中间值。

例如子信号的时间长度在[0.2s,0.4s]内，需要将子信号对齐至 0.3s，若子信号的长度在[0.2s,0.3s]内，可采用插值的方式将该子信号对齐至 0.3s；若子信号的长度在[0.3s,0.4s]内，科采用剪切的方式将该子信号对齐至 0.3s。其余的信号对齐的方式与长度区间在[0.2s,0.4s]内的子信号类似。

具体的，长度区间在[0.4s,0.6s]内的子信号，对齐至 0.5s。长度区间在[0.6s,0.8s]内的子信号，对齐至 0.7s。长度区间在[0.8s,1s]内的子信号，对齐至 0.9s。长度区间在[1s,1.2s]内的子信号，对齐

至 1.1s。

由于第一信号数据包括：第一心电信号和第一脉搏波信号，子信号包括一个信号周期 T 的第一心电信号和一个信号周期 T 的第一脉搏波信号，因此子信号的大小为 T*2。

S101-3、将任意一个子信号作为自编码器的编码输入参数，获得编码信号。

S101-4、将编码信号作为自编码器的解码输入参数，获得第一输出信号数据。

通过自编码器对子信号进行编码和解码，实现了对子信号的去噪和压缩，便于提取有用信息。

S101-5、根据第一输出信号数据，获取特征参数。其中特征参数为子信号的生理信号指标。

特征参数包括下述一项或多项的任意组合：心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波谷值点的时间间隔，心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波斜率最大值点的时间间隔，心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波峰值点的时间间隔，心率，反射率，收缩时长，收缩舒张时长比，舒张时长比，上升时间，收缩末期容积，舒张末期容积，相对收缩末期容积，收缩舒张容积比。

反射率满足下式：

$$R = \frac{b}{a};$$

其中，R 为反射率，a 为子信号中脉搏波收缩峰值的幅值，b 为 a 与子信号中脉搏波舒张峰的幅值之差。

收缩时长满足下式：

$$ST=tn_n-tf_n;$$

其中，ST 为收缩时长，tn_n为子信号中脉搏波重搏切迹的时间点，tf_n为子信号中脉搏波谷值的时间点。

收缩舒张时长比满足下式：

$$STR=\frac{tn_n-tf_n}{tf_{n+1}-tf_n};$$

其中，STR 为收缩舒张时长比，tf_{n+1}为下一子信号中脉搏波谷值的时间点。

舒张时长比满足下式：

$$DTR=\frac{tf_{n+1}-tn_n}{tf_{n+1}-tf_n};$$

其中，DTR 为舒张时长比。

上升时间满足下式：

$$ST=tp_n-tf_n;$$

其中，ST 为上升时间，tp_n为子信号中脉搏波收缩峰的时间点。

收缩末期容积满足下式：

$$DV=\int_{tn_n}^{tf_{n+1}} PPG(t)dt;$$

其中，DV 为收缩末期容积，PPG 为脉搏波信号。

相对收缩末期容积满足下式：

$$RSV=\frac{SV}{SV+DV};$$

RSV 为相对收缩末期容积。

收缩舒张容积比满足下式：

$$SDVR=\frac{SV}{DV};$$

SDVR 为收缩舒张容积比。

S101-6、将第一信号数据作为自编码器的编解码输入参数，获

得第二输出信号数据。

通过自编码器对第一信号数据进行编码和解码，第二输出信号数据是对第一信号数据的去噪和降维后的数据。

S101-7、根据第二输出信号数据，获取多尺度熵。

可选地，图 3 为本申请一实施例提供的多尺度熵获取方法流程示意图，如图 3 所示，S101-7，包括：

S101-7a、获取第二输出信号数据，第二输出信号数据为第一序列 x(n)，n 取值为正整数。

S101-7b、选取超参数τ，通过第二输出信号数据，得到第二序列，第二序列满足下式：

$$y(j)=\frac{1}{\tau}\sum_{i=(j-1)\tau}^{j\tau}x(i);$$

其中，x(i)为第二输出信号数据中第 i 个向量，$1\le i\le n$，$1\le j\le n/\tau$。$1\le\tau\le 20$，τ取整数。

例如，第一序列为[1,2,3,4]。其中 n=8。τ取 4，第二序列为 y(1),y(2),y(3),y(4)，n/τ=8/4=2，则 y(1),y(2),y(3),y(4)均为两个向量。y(1)=3/4，y(2)=7/4，y(3)=11/4，y(4)=15/4。获得的第二序列为[3/4,7/4]，[11/4,15/4]。

S101-7c、将第二序列分为 k 个 m 维向量，多个 m 维向量为 z(k)，m 取值为正整数，$k=[n/\tau]-m+1$。

可选地，以序列[3/4,7/4,11/4,15/4]为例，m 取 2 时，$[n/\tau]-m+1=4-2+1=3$，将第二序列分为 3 个 2 维向量。对该第二序列逐次进行分割，分割后的两个二维向量为[3/4,7/4]、[7/4,11/4]和[11/4,15/4]。

S101-7d、统计 k 个 m 维向量中，满足$\|z(i)-z(j)\|_\infty \le r$的向量的个数 Bi，并计算第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$，第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$满足下式：

$$B^{(\tau,m,r)}=\frac{1}{([n/\tau]-m)}\sum_{i=1}^{[n/\tau]-m+1}Bi;$$

其中，$z(i)=[y(i),y(i+1),y(i+m-1)]$，$1\le i\le n/\tau-m+1$；$z(j)=[y(j),y(j+1),y(j+m-1)]$，$1\le j\le n/\tau-m+1$，$i\ne j$。

可选地，计算获得第二输出信号数据的标准差为 SD，r 可以取 0.15*SD。

S101-7e、将第二序列分为多个 m+1 维向量，多个 m+1 维向量为 h(k)。

S101-7f、统计多个 m+1 向量中，满足$\|h(i)-h(j)\|_\infty \le r$的向量的个数 Ci，并计算第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$，第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$满足下式：

$$C^{(\tau,m,r)}=\frac{1}{([n/\tau]-m-1)}\sum_{i=1}^{[n/\tau]-m+2}Ci;$$

其中，$h(i)=[y(i),y(i+1),y(i+m-1),y(i+m)]$，$1\le i\le n/\tau-m+1$，$h(j)=[y(j),y(j+1),y(j+m-1),y(j+m)]$，$1\le j\le n/\tau-m+1$。

S101-7g、根据第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$和第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$，获得多尺度熵。多尺度熵满足下式：

$$E(m)=-\ln\frac{C^{(\tau,m,r)}}{B^{(\tau,m,r)}};$$

其中，E(m)表示多尺度熵。多尺度熵表征第一信号数据的复杂度。多尺度熵的值越大，表示第一信号数据获取的 m+1 维向量和 m 维向量差别越大，第一信号数据重复的数据越少，第一信号数据越复杂；反之，多尺度熵的值越小，表示第一信号数据获取

的 m+1 维向量和 m 维向量差别越小，第一信号数据重复的数据越多，第一信号数据越简单。

可选地，图 4 为本申请一实施例提供的自编码器训练方法流程示意图，如图 4 所示，在图 1 所示的 S101 之前，还包括：

S201、获取第二信号数据。第二信号数据包括：第二心电信号和第二脉搏波信号。第二心电信号为测试人员的心电信号。脉搏波信号为测试人员的脉搏波信号。

S202、将第二信号数据输入自编码器，获得输出参数。

S203、根据输出参数与第二信号数据，获取第一损失函数。第一损失函数表征输出参数与第二信号数据的差值。

S204、当第一损失函数小于第一预设值时，则确定自编码器训练成功。

可选地，图 4 中训练自编码器的一种可选方案如下所示，具体为：

获取第二信号数据，第二信号数据为信号矩阵 S。

将第二信号数据输入自编码器，获得输出参数，输出参数可通过下式获得：

$$R=decoder(encoder(S));$$

其中 R 表示输出参数。

根据输出参数与第二信号数据，获取第一损失函数，第一损失函数可通过下式获得：

$$L1 = \|S - R\|_2;$$

其中，L1 表示第一损失函数。

当第一损失函数小于第一预设值时，则确定自编码器训练成功。当第一损失函数大于第一预设值时，则根据第一损失函数调整自编码器内的系数。

可选地，图 5 为本申请一实施例提供的血压估计模型训练方法流程示意图，如图 5 所示，在 S102 之前，即在使用血压估计模型之前，还包括对血压估计模型的训练，具体为：

S301、获取血压数据，血压数据与第二信号数据同一时间获取，血压数据包括：收缩压 sbp1 和舒张压 dbp1。

S302、将血压数据与输出参数输入血压估计模型，获得输出血压。输出血压包括：输出收缩压 sbp2 和输出舒张压 dbp2。

在训练血压估计模型时，将第二信号数据输入训练成功的自编码器，获得输出参数。

获取的输出参数包括：训练的编码信号、训练的特征参数和训练的多尺度熵。其中，训练的编码信号为第二信号数据通过训练后的自编码器编码后的信号；训练的特征参数为第二信号数据的生理信号指标；训练的多尺度熵表征第二信号数据的复杂程度。获取输出参数的方法与图 2 中获取输入参数的方法类似。

可选地，血压估计模型可以为回归器，可利用反向传播算法对用于血压估计的回归器进行训练。

S303、根据输出血压与血压数据，获取第二损失函数。第二损失函数表征输出血压与血压数据的差值。第二损失函数满足下式：

$$L2 = \|sbp1 - sbp2\|_2 + \|dbp1 - dbp2\|_2;$$

其中，L2 表示第二损失函数。

S304、当第二损失函数小于第二预设值时，则确定血压估计模型训练成功。

当第二损失函数大于第二预设值时，则根据第二损失函数调整血压估计模型的参数。

可选地，图 6 为本申请一实施例提供的血压估计装置结构示意图，本实施例提供一种血压估计装置，用于执行上述方法类实施例，具体的，如图 6 所示，该装置包括：获取模块 401 和估计模块 402。

获取模块 401，用于获取输入参数。

输入参数包含编码信号、特征参数和多尺度熵；其中，编码信号为第一信号数据通过自编码器编码后的信号；第一信号数据包括：第一心电信号和第一脉搏波信号；第一心电信号为用户的心电信号，第一脉搏波信号为用户的脉搏波信号；特征参数为第一信号数据的生理信号指标；多尺度熵表征第一信号数据的复杂程度。

估计模块 402，用于将输入参数输入血压估计模型，获得估计血压；估计血压分别与编码信号、特征参数以及多尺度熵具有对应关系。

可选地，获取模块 401，具体用于：获取第一信号数据。将第一信号数据进行分段，获得多个子信号。将任意一个子信号作为自编码器的编码输入参数，获得编码信号。将编码信号作为自编码器的解码输入参数，获得第一输出信号数据。根据第一输出信

号数据，获取特征参数；其中特征参数为子信号的生理信号指标。将第一信号数据作为自编码器的编解码输入参数，获得第二输出信号数据。根据第二输出信号数据，获取多尺度熵。

可选地，在图 6 的基础上，增加用于模型训练的模块，具体的，图 7 为本申请另一实施例提供的血压估计装置结构示意图，血压估计装置还包括：训练模块 501。

获取模块 401，还用于：获取第二信号数据；第二信号数据包括：第二心电信号和第二脉搏波信号；第二心电信号为测试人员的心电信号；脉搏波信号为测试人员的脉搏波信号。将第二信号数据输入自编码器，获得输出参数。

训练模块 501，用于根据输出参数与第二信号数据，获取第一损失函数。第一损失函数表征输出参数与第二信号数据的差值。当第一损失函数小于第一预设值时，则确定自编码器训练成功。

上述装置用于执行前述实施例提供的方法，其实现原理和技术效果类似，在此不再赘述。

可选地，本发明还提供一种程序产品，例如计算机可读存储介质，包括程序，该程序在被处理器执行时用于执行上述方法实施例。

在本发明所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的装置和方法，可以通过其它的方式实现。例如，以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如，单元的划分，仅仅为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统，或一些特征可以忽略，

或不执行。另一点，所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口，装置或单元的间接耦合或通信连接，可以是电性，机械或其它的形式。

作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的，作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元，即可以位于一个地方，或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

另外，在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中，也可以是各个单元单独物理存在，也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现，也可以采用硬件加软件功能单元的形式实现。

上述以软件功能单元的形式实现的集成的单元，可以存储在一个计算机可读取存储介质中。上述软件功能单元存储在一个存储介质中，包括若干指令用以使得一台计算机设备（可以是个人计算机，服务器，或者网络设备等）或处理器（英文：processor）执行本发明各个实施例方法的部分步骤。而前述的存储介质包括：U 盘、移动硬盘、只读存储器（英文：Read-Only Memory，简称：ROM）、随机存取存储器（英文：Random Access Memory，简称：RAM）、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

以上所述仅是本发明的优选实施方式，应当指出，对于本技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明原理的前提下，还可以做出若干改进和润饰，这些改进和润饰也应视为本发明的保

护范围。

权 利 要 求

1.一种血压估计方法，其特征在于，包括：

获取输入参数，所述输入参数包含编码信号、特征参数和多尺度熵；

其中，所述编码信号为第一信号数据通过自编码器编码后的信号；所述第一信号数据包括：第一心电信号和第一脉搏波信号；所述第一心电信号为用户的心电信号，所述第一脉搏波信号为所述用户的脉搏波信号；所述特征参数为所述第一信号数据的生理信号指标；所述多尺度熵表征所述第一信号数据的复杂程度；

将所述输入参数输入血压估计模型，获得估计血压；所述估计血压分别与所述编码信号、所述特征参数以及所述多尺度熵具有对应关系。

2. 如权利要求 1 所述的血压估计方法，其特征在于，所述获取输入参数，包括：

获取所述第一信号数据；

将所述第一信号数据进行分段，获得多个子信号；

将任意一个所述子信号作为所述自编码器的编码输入参数，获得所述编码信号；

将所述编码信号作为所述自编码器的解码输入参数，获得第一输出信号数据；

根据所述第一输出信号数据，获取所述特征参数；其中所述特

征参数为所述子信号的生理信号指标；

将所述第一信号数据作为所述自编码器的编解码输入参数，获得第二输出信号数据；

根据所述第二输出信号数据，获取所述多尺度熵。

3. 如权利要求 2 所述的血压估计方法，其特征在于，所述根据所述第二输出信号数据，获取所述多尺度熵，包括：

获取所述第二输出信号数据，所述第二输出信号数据为第一序列 x(n)，n 取值为正整数；

选取超参数τ，通过所述第二输出信号数据，得到第二序列，所述第二序列满足下式：

$$y(j) = \frac{1}{\tau}\sum_{i=(j-1)\tau}^{j\tau} x(i);$$

其中，y(j)为所述第二序列，x(i)为第二输出信号数据中第 i 个向量，$1 \le i \le n$，$1 \le j \le n/\tau$，$1 \le \tau \le 20$；

将所述第二序列分为多个 m 维向量，所述多个 m 维向量为 z(k)，m 取值为正整数，$1 \le k \le n/\tau - m + 1$；

统计多个 m 维向量中，满足$\|z(i) - z(j)\|_{\infty} \le r$的向量的个数 Bi，并计算第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$，所述第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$满足下式：

$$B^{(\tau,m,r)} = \frac{1}{([n/\tau]-m)}\sum_{i=1}^{[n/\tau]-m+1} Bi;$$

其中，z(i)=[y(i),y(i+1),y(i+m-1)]，$1 \le i \le n/\tau - m + 1$；z(j)=[y(j),y(j+1), y(j+m-1)]，$1 \le j \le n/\tau - m + 1$，$i \ne j$；

将所述第二序列分为多个 m+1 维向量，所述多个 m+1 维向量

为 h(k)；

统计多个 m+1 向量中，满足$\|h(i)-h(j)\|_\infty \le r$的向量的个数 Ci，并计算第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$，所述第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$满足下式：

$$C^{(\tau,m,r)}=\frac{1}{([n/\tau]-m-1)}\sum_{i=1}^{[n/\tau]-m+2}Ci;$$

其中，h(i)=[y(i),y(i+1), y(i+m-1),y(i+m)]，$1 \le i \le n/\tau-m+1$，h(j)=[y(j),y(j+1),y(j+m-1),y(j+m)]，$1 \le j \le n/\tau-m+1$；

根据所述第一平均个数$B^{(\tau,m,r)}$和所述第二平均个数$C^{(\tau,m,r)}$，获得所述多尺度熵；所述多尺度熵满足下式：

$$E(m)=-\ln\frac{C^{(\tau,m,r)}}{B^{(\tau,m,r)}};$$

其中，E(m)表示多尺度熵。

4. 如权利要求 2 所述的血压估计方法，其特征在于，所述特征参数包括下述一项或多项的任意组合：心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波谷值点的时间间隔、心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波斜率最大值点的时间间隔、心电图 R 峰到同一心动周期内脉搏波峰值点的时间间隔、心率、反射率、收缩时长、收缩舒张时长比、舒张时长比、上升时间、收缩末期容积、舒张末期容积、相对收缩末期容积、收缩舒张容积比。

5. 如权利要求 1 所述的血压估计方法，其特征在于，所述获取输入参数之前，还包括：

获取第二信号数据；所述第二信号数据包括：第二心电信号和第二脉搏波信号；所述第二心电信号为测试人员的心电信号；所述

脉搏波信号为所述测试人员的脉搏波信号；

将所述第二信号数据输入所述自编码器，获得输出参数；

根据所述输出参数与所述第二信号数据，获取第一损失函数；所述第一损失函数表征所述输出参数与所述第二信号数据的差值；

当所述第一损失函数小于第一预设值时，则确定所述自编码器训练成功。

6. 如权利要求 5 所述的血压估计方法，其特征在于，获取所述第二信号数据，所述第二信号数据为信号矩阵 S；

将所述第二信号数据输入所述自编码器，获得所述输出参数，所述输出参数可通过下式获得：

$$R=decoder(encoder(S));$$

其中 R 表示所述输出参数；

根据所述输出参数与所述第二信号数据，获取所述第一损失函数，所述第一损失函数可通过下式获得：

$$L1 = \|S - R\|_2;$$

其中，L1 表示所述第一损失函数；

当所述第一损失函数小于第一预设值时，则确定所述自编码器训练成功。

7. 如权利要求 4 所述的血压估计方法，其特征在于，所述将所述输入参数输入血压估计模型，获得估计血压之前，还包括：

获取血压数据，所述血压数据与所述第二信号数据同一时间获

取，所述血压数据包括：收缩压 sbp1 和舒张压 dbp1；

将所述血压数据与所述输出参数输入所述血压估计模型，获得输出血压；所述输出血压包括：输出收缩压 sbp2 和输出舒张压 dbp2；

根据所述输出血压与所述血压数据，获取第二损失函数；所述第二损失函数表征所述输出血压与所述血压数据的差值；所述第二损失函数满足下式：

$$L2 = \|sbp1 - sbp2\|_2 + \|dbp1 - dbp2\|_2;$$

其中，L2 表示所述第二损失函数；

当所述第二损失函数小于第二预设值时，则确定所述血压估计模型训练成功。

8.一种血压估计装置，其特征在于，包括：获取模块和估计模块；

所述获取模块，用于获取输入参数，所述输入参数包含编码信号、特征参数和多尺度熵；其中，所述编码信号为第一信号数据通过自编码器编码后的信号；所述第一信号数据包括：第一心电信号和第一脉搏波信号；所述第一心电信号为用户的心电信号，所述第一脉搏波信号为所述用户的脉搏波信号；所述特征参数为所述第一信号数据的生理信号指标；所述多尺度熵表征所述第一信号数据的复杂程度；

所述估计模块，用于将所述输入参数输入血压估计模型，获得估计血压；所述估计血压分别与所述编码信号、所述特征参数以及所述多尺度熵具有对应关系。

9.如权利要求 8 所述的血压估计装置，其特征在于，所述获取模块，具体用于：

获取所述第一信号数据；

将所述第一信号数据进行分段，获得多个子信号；

将任意一个所述子信号作为所述自编码器的编码输入参数，获得所述编码信号；

将所述编码信号作为所述自编码器的解码输入参数，获得第一输出信号数据；

根据所述第一输出信号数据，获取所述特征参数；其中所述特征参数为所述子信号的生理信号指标；

将所述第一信号数据作为所述自编码器的编解码输入参数，获得第二输出信号数据；

根据所述第二输出信号数据，获取所述多尺度熵。

10.如权利要求 8 所述的血压估计装置，其特征在于，还包括：训练模块；

所述获取模块，还用于：

获取第二信号数据；所述第二信号数据包括：第二心电信号和第二脉搏波信号；所述第二心电信号为测试人员的心电信号；所述脉搏波信号为所述测试人员的脉搏波信号；

将所述第二信号数据输入所述自编码器，获得输出参数；

所述训练模块，用于根据所述输出参数与所述第二信号数据，

获取第一损失函数；所述第一损失函数表征所述输出参数与所述第二信号数据的差值；当所述第一损失函数小于第一预设值时，则确定所述自编码器训练成功。

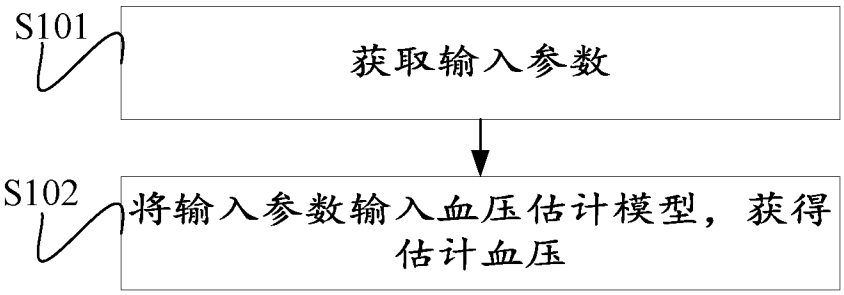


图 1

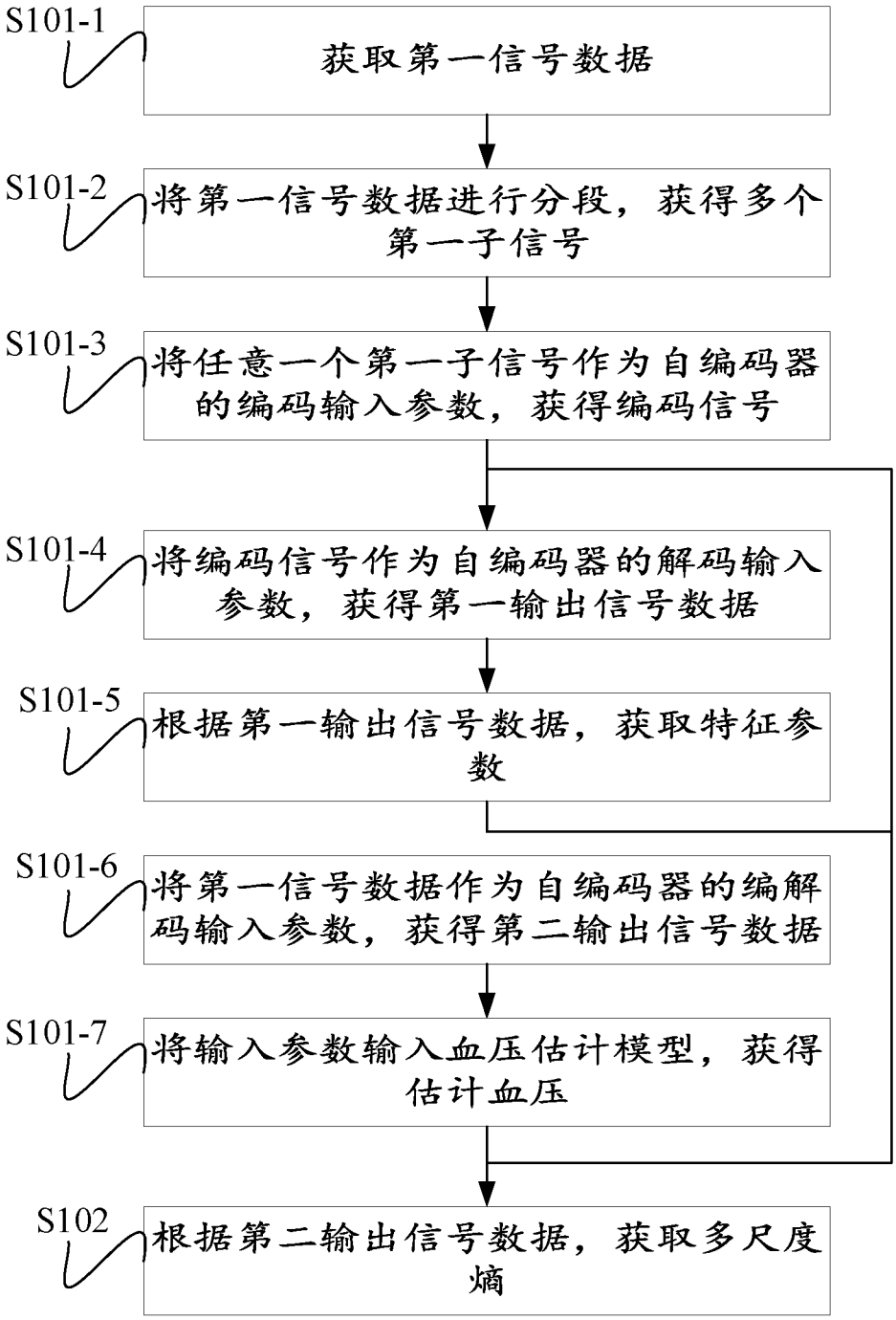

S101-1
获取第一信号数据
S101-2
将第一信号数据进行分段，获得多个第一子信号
S101-3
将任意一个第一子信号作为自编码器的编码输入参数，获得编码信号
S101-4
将编码信号作为自编码器的解码输入参数，获得第一输出信号数据
S101-5
根据第一输出信号数据，获取特征参数
S101-6
将第一信号数据作为自编码器的编解码输入参数，获得第二输出信号数据
S101-7
将输入参数输入血压估计模型，获得估计血压
S102
根据第二输出信号数据，获取多尺度熵

图 2

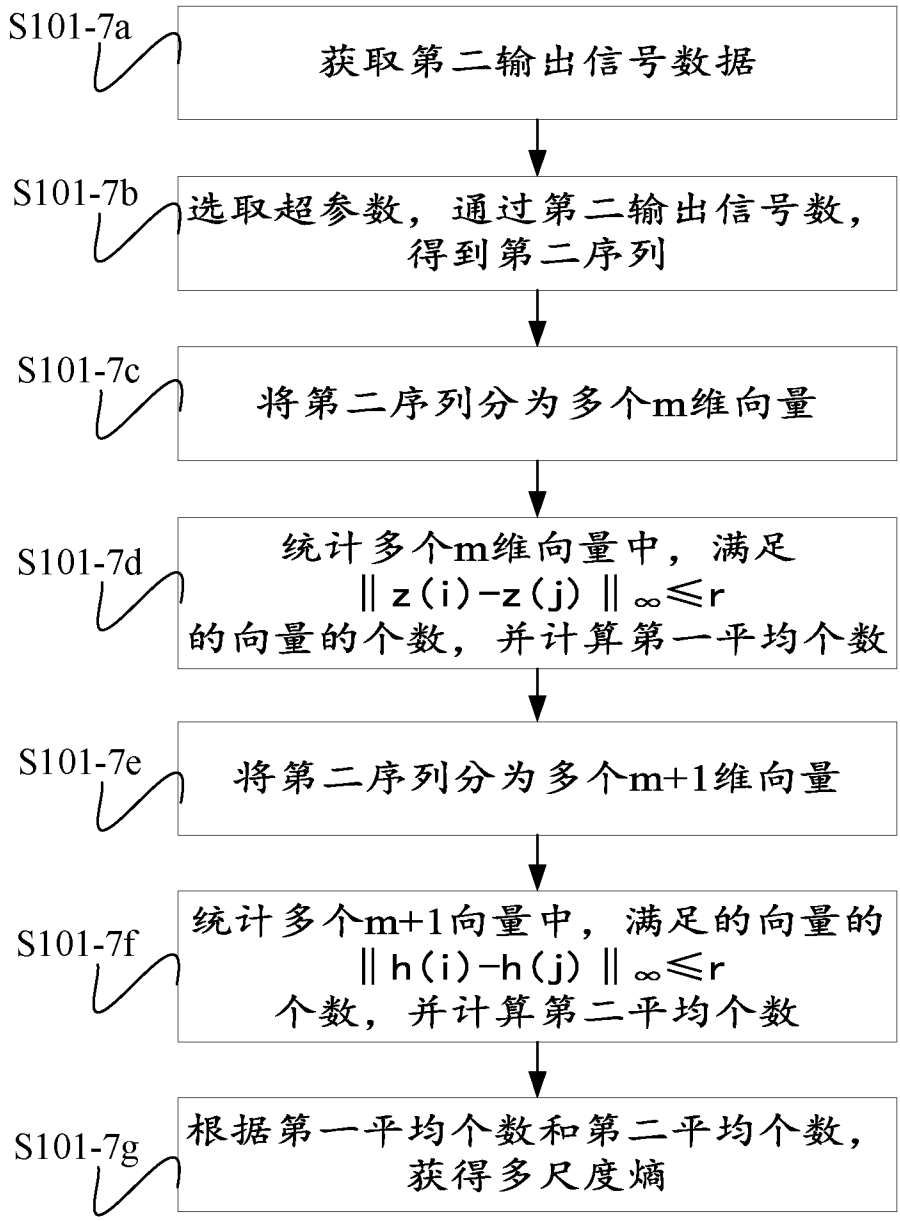

S101-7a
获取第二输出信号数据
S101-7b
选取超参数，通过第二输出信号数，得到第二序列
S101-7c
将第二序列分为多个m维向量
S101-7d
统计多个m维向量中，满足
‖z(i)-z(j)‖∞≤r
的向量的个数，并计算第一平均个数
S101-7e
将第二序列分为多个m+1维向量
S101-7f
统计多个m+1向量中，满足的向量的
‖h(i)-h(j)‖∞≤r
个数，并计算第二平均个数
S101-7g
根据第一平均个数和第二平均个数，获得多尺度熵

图 3

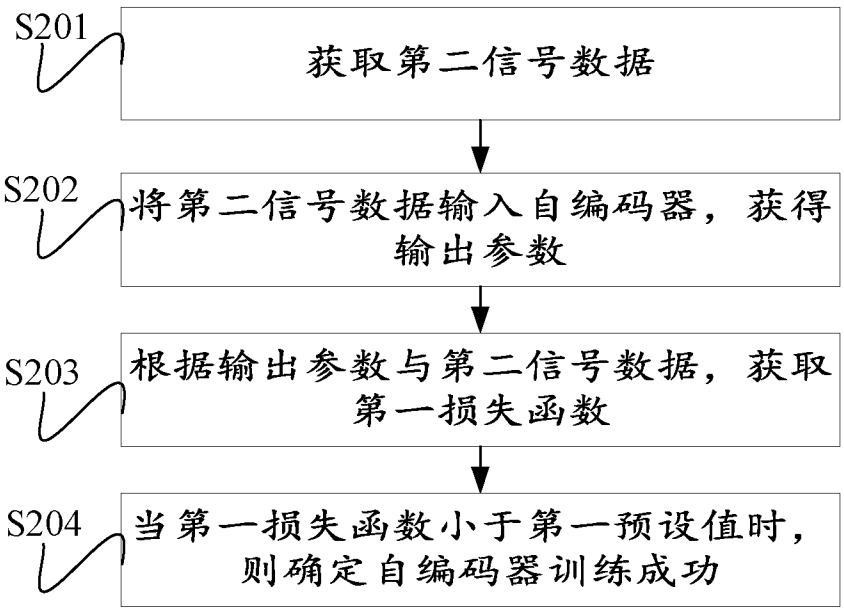

S201
获取第二信号数据
S202
将第二信号数据输入自编码器，获得输出参数
S203
根据输出参数与第二信号数据，获取第一损失函数
S204
当第一损失函数小于第一预设值时，则确定自编码器训练成功

图 4

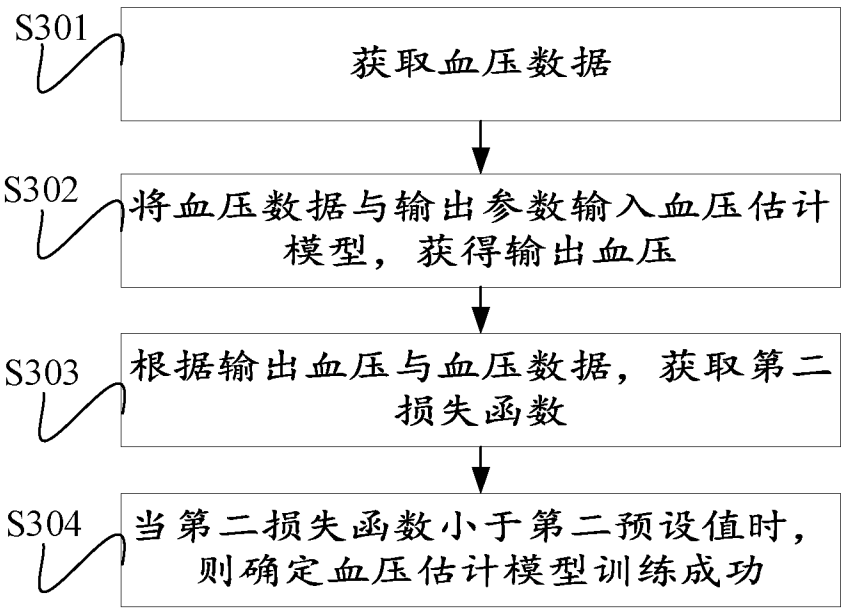

S301
获取血压数据
S302
将血压数据与输出参数输入血压估计模型，获得输出血压
S303
根据输出血压与血压数据，获取第二损失函数
S304
当第二损失函数小于第二预设值时，则确定血压估计模型训练成功

图 5

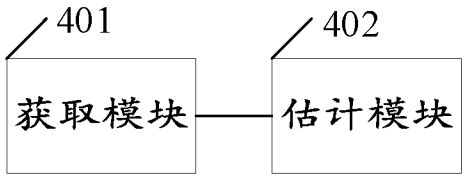


图 6

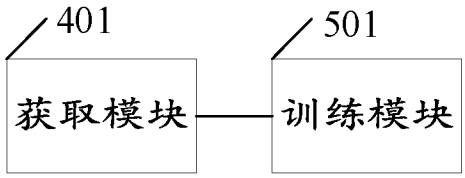


图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2019/126258

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/021(2006.01)i; A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/0205(2006.01)i; A61B 5/0402(2006.01)i; G06K 9/62(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B; G06K

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: 中国科学院深圳先进技术研究院, 吴丹, 张佳伦, 马帅奇, 李烨, 编码, 自编码, 心电, 血压, 脉搏, 估计, 模型, code, coding, electrocardiograph, ecg, blood, pressure, pulse, estimat+, model, pattern

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 110141201 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 20 August 2019 (2019-08-20) claims 8-10, description, paragraphs [0082]-[0182], and figures 1-7	8-10
A	CN 108523867 A (WUHAN MAIDONG HEALTH TECHNOLOGY CO., LTD.) 14 September 2018 (2018-09-14) description, paragraphs [0042]-[0120], and figures 1-3	8-10
A	CN 106889979 A (INSTITUTE OF ELECTRONICS, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 27 June 2017 (2017-06-27) entire document	8-10
A	CN 109310369 A (POLAR ELECTRO OY) 05 February 2019 (2019-02-05) entire document	8-10
A	CN 108720821 A (BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) 02 November 2018 (2018-11-02) entire document	8-10
A	US 2014236031 A1 (PERMINOVA INC.) 21 August 2014 (2014-08-21) entire document	8-10

☑ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
18 February 2020	**25 February 2020**

Name and mailing address of the ISA/CN	Authorized officer
China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) **No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088** **China**	
Facsimile No. **(86-10)62019451**	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2019/126258

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2019133534 A1 (UNIVERSITY OF MARYLAND) 09 May 2019 (2019-05-09) entire document	8-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2019/126258

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☑ Claims Nos.: **1-7**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

[1] The subject matter relates to a treatment method and diagnosis method for treating human body.

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2019/126258

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN 110141201 A	20 August 2019	None	
CN 108523867 A	14 September 2018	None	
CN 106889979 A	27 June 2017	None	
CN 109310369 A	05 February 2019	WO 2017212120 A1	14 December 2017
		US 2019254524 A1	22 August 2019
		GB 2551201 A	13 December 2017
CN 108720821 A	02 November 2018	None	
US 2014236031 A1	21 August 2014	US 9211073 B2	15 December 2015
US 2019133534 A1	09 May 2019	WO 2017197120 A1	16 November 2017
		EP 3454728 A1	20 March 2019
		CA 3023956 A1	16 November 2017

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2019/126258

A. 主题的分类

A61B 5/021(2006.01)i；A61B 5/02(2006.01)i；A61B 5/0205(2006.01)i；A61B 5/0402(2006.01)i；G06K 9/62(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61B；G06K

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用）)

CNPAT、CNKI、WPI、EPODOC：中国科学院深圳先进技术研究院，吴丹，张佳伦，马帅奇，李烨，编码，自编码，心电，血压，脉搏，估计，模型，code, coding, electrocardiograph, ecg, blood, pressure, pulse, estimat+, model, pattern

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 110141201 A (中国科学院深圳先进技术研究院) 2019年 8月 20日 (2019-08-20) 权利要求8-10，说明书第[0082]-[0182]段，附图1-7	8-10
A	CN 108523867 A (武汉麦咚健康科技有限公司) 2018年 9月 14日 (2018-09-14) 说明书第[0042]-[0120]段，附图1-3	8-10
A	CN 106889979 A (中国科学院电子学研究所) 2017年 6月 27日 (2017-06-27) 全文	8-10
A	CN 109310369 A (博能电子公司) 2019年 2月 5日 (2019-02-05) 全文	8-10
A	CN 108720821 A (京东方科技集团股份有限公司) 2018年 11月 2日 (2018-11-02) 全文	8-10
A	US 2014236031 A1 (PERMINOVA INC.) 2014年 8月 21日 (2014-08-21) 全文	8-10
A	US 2019133534 A1 (UNIVERSITY OF MARYLAND) 2019年 5月 9日 (2019-05-09) 全文	8-10

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2020年 2月 18日	2020年 2月 25日

ISA/CN的名称和邮寄地址	受权官员
中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088	郭军宏
传真号 (86-10)62019451	电话号码 86-(10)-53962554

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2019/126258

第II栏　某些权利要求被认为是不能检索的意见(续第1页第2项)

根据条约第17条(2)(a)，对某些权利要求未做国际检索报告的理由如下：

1. ☑ 权利要求： 1-7
因为它们涉及不要求本单位进行检索的主题，即：

[1] 属于处置人体的治疗方法以及诊断方法。

2. ☐ 权利要求：
因为它们涉及国际申请中不符合规定的要求的部分，以致不能进行任何有意义的国际检索， 具体地说：

3. ☐ 权利要求：
因为它们是从属权利要求，并且没有按照细则6.4(a)第2句和第3句的要求撰写。

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2019/126258

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	110141201	A	2019年 8月 20日	无			
CN	108523867	A	2018年 9月 14日	无			
CN	106889979	A	2017年 6月 27日	无			
CN	109310369	A	2019年 2月 5日	WO	2017212120	A1	2017年 12月 14日
				US	2019254524	A1	2019年 8月 22日
				GB	2551201	A	2017年 12月 13日
CN	108720821	A	2018年 11月 2日	无			
US	2014236031	A1	2014年 8月 21日	US	9211073	B2	2015年 12月 15日
US	2019133534	A1	2019年 5月 9日	WO	2017197120	A1	2017年 11月 16日
				EP	3454728	A1	2019年 3月 20日
				CA	3023956	A1	2017年 11月 16日