



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110353729 A

(43)申请公布日 2019.10.22

(21)申请号 201910693603.7

(22)申请日 2019.07.30

(71)申请人 北京航空航天大学
地址 100191 北京市海淀区学院路37号

(72)发明人 屈晓磊 晏果

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

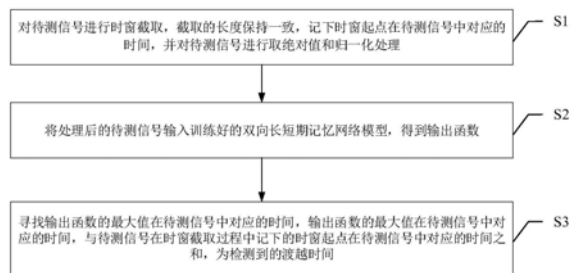
权利要求书1页 说明书5页 附图8页

(54)发明名称

一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法,通过将递归神经网络中的双向长短期记忆网络应用于医学超声CT中渡越时间的检测,可以得到更高的渡越时间检测精度以及更好的噪声鲁棒性。与传统的神经网络和单向长短期记忆网络的实现方式相比,本发明直接以单条时窗信号作为输入,无需手动选取多个特征,以高斯函数作为训练集标签,可以更加充分的利用输入信息,并且,本发明利用输入与输出长度相同的特点,无需利用多个时窗来遍历整条信号。与单向长短期记忆网络的结构形式相比,本发明所应用的双向长短期记忆网络则能通过前后时刻的序列信息共同分析来判断输出,而单向长短期记忆网络只能通过前面时刻的信息来判断输出。



1. 一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1:对待测信号进行时窗截取,截取的长度保持一致,记下时窗起点在所述待测信号中对应的时间,并对待测信号进行取绝对值和归一化处理;

S2:将处理后的待测信号输入训练好的双向长短期记忆网络模型,得到输出函数;

S3:寻找所述输出函数的最大值在所述待测信号中对应的时间,所述输出函数的最大值在所述待测信号中对应的时间,与所述待测信号在时窗截取过程中记下的时窗起点在所述待测信号中对应的时间之和,为检测到的渡越时间。

2. 如权利要求1所述的声波渡越时间检测方法,其特征在于,所述双向长短期记忆网络模型的训练过程,包括如下步骤:

S21:利用核磁共振图像划分的声速区域获得仿真数据;

S22:对获得的所述仿真数据进行标注,得到超声信号初至时刻,标注的标签形状采用一维的高斯函数,将所述超声信号初至时刻作为所述高斯函数的中心位置;

S23:根据超声换能器之间的距离推算出所述超声信号初至时刻的所在范围,根据推算出的所述超声信号初至时刻的所在范围,对所述仿真数据和所述标签进行时窗截取,截取的长度保持一致,记下时窗起点在所述仿真数据中对应的时间,并在所述仿真数据中添加白噪声,再对添加白噪声后的仿真数据进行取绝对值和归一化处理,完成训练集的制作;

S24:建立双向长短期记忆网络模型,将制作好的训练集输入所述双向长短期记忆网络模型,对所述双向长短期记忆网络模型进行训练;

S25:利用反向传播不断调整所述双向长短期记忆网络模型的权重,更新所述双向长短期记忆网络模型的结构参数,得到具有最优全局参数矩阵的双向长短期记忆网络模型。

3. 如权利要求2所述的声波渡越时间检测方法,其特征在于,步骤S21,利用核磁共振图像划分的声速区域获得仿真数据,具体包括如下步骤:

S211:获得多张核磁共振图像,对所述核磁共振图像进行图像分割,并根据分割的结果划分声速区域;

S212:使用有限元方法求解超声波通过所述声速区域后的波动方程,获得仿真数据。

4. 如权利要求2所述的声波渡越时间检测方法,其特征在于,步骤S22,对获得的所述仿真数据进行标注,得到超声信号初至时刻,标注的标签形状采用一维的高斯函数,将所述超声信号初至时刻作为所述高斯函数的中心位置,具体包括如下步骤:

S221:利用所述仿真信号无噪声的特点,采用AIC方法测量超声信号初至时刻,标注的标签形状采用一维的高斯函数,将所述超声信号初至时刻作为所述高斯函数的中心位置。

一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学超声学中的超声CT声速成像技术领域,尤其涉及一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法。

背景技术

[0002] 超声CT成像可以提供三维图像。超声CT声速成像是超声CT成像中的一种,它基于超声波在不同组织的声速不同这一特点,可以通过重建在乳腺内的声速分布来区分正常腺体与癌变组织,甚至可以区分不同类型的肿瘤。而重建中很关键的一步是获取超声波信号的渡越时间,即超声波从发射到被接收的时间。

[0003] 目前,在超声CT领域最常用的获取渡越时间的方法主要有两种。一种是AIC(Akaike information criterion)方法,该方法通过固定的传感器之间的距离推测出一个可能存在初至点的时窗,再遍历该时窗中的每个采样点,利用这个采样点将时窗分为两部分,计算两个时段的熵之和,熵之和最小时对应的分割点即视为信号初至点。该方法的抗噪能力不强,噪声会对其检测结果产生较大影响。另一种是互相关法(cross-correlation,CC),该方法利用超声波通过纯水介质得到的信号与超声波穿过目标介质得到的信号进行互相关,利用互相关函数来判断渡越时间,准确来说,该方法通过互相关函数的最大值来寻找两种信号的渡越时间差。该方法主要是利用信号的波形相关性来进行判断,因此具有很强的抗噪能力。然而,一旦经过比较复杂的介质后,信号形状会发生改变,对相关函数的值产生很大的波动,从而导致准确性大大降低。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明提供了一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法,用以解决现有检测方法存在的噪声鲁棒性较差、透过结构复杂的介质时声波的渡越时间检测精度较低的问题。

[0005] 因此,本发明提供了一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法,包括如下步骤:

[0006] S1:对待测信号进行时窗截取,截取的长度保持一致,记下时窗起点在所述待测信号中对应的时间,并对待测信号进行取绝对值和归一化处理;

[0007] S2:将处理后的待测信号输入训练好的双向长短期记忆网络模型,得到输出函数;

[0008] S3:寻找所述输出函数的最大值在所述待测信号中对应的时间,所述输出函数的最大值在所述待测信号中对应的时间,与所述待测信号在时窗截取过程中记下的时窗起点在所述待测信号中对应的时间之和,为检测到的渡越时间。

[0009] 在一种可能的实现方式中,在本发明提供的上述声波渡越时间检测方法中,所述双向长短期记忆网络模型的训练过程,包括如下步骤:

[0010] S21:利用核磁共振图像划分的声速区域获得仿真数据;

[0011] S22:对获得的所述仿真数据进行标注,得到超声信号初至时刻,标注的标签形状

采用一维的高斯函数,将所述超声信号初至时刻作为所述高斯函数的中心位置;

[0012] S23:根据超声换能器之间的距离推算出所述超声信号初至时刻的所在范围,根据推算出的所述超声信号初至时刻的所在范围,对所述仿真数据和所述标签进行时窗截取,截取的长度保持一致,记下时窗起点在所述仿真数据中对应的时间,并在所述仿真数据中添加白噪声,再对添加白噪声后的仿真数据进行取绝对值和归一化处理,完成训练集的制作;

[0013] S24:建立双向长短期记忆网络模型,将制作好的训练集输入所述双向长短期记忆网络模型,对所述双向长短期记忆网络模型进行训练;

[0014] S25:利用反向传播不断调整所述双向长短期记忆网络模型的权重,更新所述双向长短期记忆网络模型的结构参数,得到具有最优全局参数矩阵的双向长短期记忆网络模型。

[0015] 在一种可能的实现方式中,在本发明提供的上述声波渡越时间检测方法中,步骤S21,利用核磁共振图像划分的声速区域获得仿真数据,具体包括如下步骤:

[0016] S211:获得多张核磁共振图像,对所述核磁共振图像进行图像分割,并根据分割的结果划分声速区域;

[0017] S212:使用有限元方法求解超声波通过所述声速区域后的波动方程,获得仿真数据。

[0018] 在一种可能的实现方式中,在本发明提供的上述声波渡越时间检测方法中,步骤S22,对获得的所述仿真数据进行标注,得到超声信号初至时刻,标注的标签形状采用一维的高斯函数,将所述超声信号初至时刻作为所述高斯函数的中心位置,具体包括如下步骤:

[0019] S221:利用所述仿真信号无噪声的特点,采用AIC方法测量超声信号初至时刻,标注的标签形状采用一维的高斯函数,将所述超声信号初至时刻作为所述高斯函数的中心位置。

[0020] 本发明提供的上述声波渡越时间检测方法,通过将递归神经网络中的双向长短期记忆网络应用于医学超声CT中渡越时间的检测,可以得到更高的渡越时间检测精度以及更好的噪声鲁棒性。与传统的神经网络和单向长短期记忆网络的实现方式相比,本发明直接以单条时窗信号作为输入,无需手动选取多个特征,以高斯函数作为训练集标签,可以更加充分的利用输入信息,并且,本发明利用输入与输出长度相同的特点,无需利用多个时窗来遍历整条信号。与单向长短期记忆网络的结构形式相比,本发明所应用的双向长短期记忆网络则能通过前后时刻的序列信息共同分析来判断输出,而单向长短期记忆网络只能通过前面时刻的信息来判断输出。

附图说明

[0021] 图1为本发明实施例提供的一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法的流程图;

[0022] 图2为本发明实施例提供的一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法中双向长短期记忆网络模型的训练过程的流程图之一;

[0023] 图3为利用核磁共振图像划分的声速区域;

[0024] 图4为获得的仿真数据的信号形状;

- [0025] 图5为时窗截取之后的仿真数据的信号形状；
- [0026] 图6为添加白噪声之后的仿真数据的信号形状；
- [0027] 图7为取绝对值再归一化处理之后的仿真数据的信号形状；
- [0028] 图8(a)为时窗截取之后的标签的形状；
- [0029] 图8(b)为时窗截取之后的信号形状；
- [0030] 图9为建立的双向长短期记忆网络模型的结构示意图；
- [0031] 图10为LSTM结构单元的内部结构示意图；
- [0032] 图11为本发明实施例提供的一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法中双向长短期记忆网络模型的训练过程的流程图之二；
- [0033] 图12为本发明实施例提供的一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法中双向长短期记忆网络模型的训练过程的流程图之三；
- [0034] 图13为利用本发明实施例提供的基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法获得的单条仿真数据的检测结果。

具体实施方式

[0035] 下面将结合本申请实施方式中的附图,对本申请实施方式中的技术方案进行清楚、完整的描述,显然,所描述的实施方式仅仅是作为例示,并非用于限制本申请。

[0036] 本发明实施例提供的一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法,如图1所示,包括如下步骤:

[0037] S1:对待测信号进行时窗截取,截取的长度保持一致,记下时窗起点在待测信号中对应的时间,并对待测信号进行取绝对值和归一化处理;

[0038] S2:将处理后的待测信号输入训练好的双向长短期记忆网络模型,得到输出函数;

[0039] S3:寻找输出函数的最大值在待测信号中对应的时间,输出函数的最大值在待测信号中对应的时间,与待测信号在时窗截取过程中记下的时窗起点在待测信号中对应的时间之和,为检测到的渡越时间。

[0040] 本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法,通过将递归神经网络中的双向长短期记忆网络应用于医学超声CT中渡越时间的检测,可以得到更高的渡越时间检测精度以及更好的噪声鲁棒性。与传统的神经网络和单向长短期记忆网络的实现方式相比,本发明直接以单条时窗信号作为输入,无需手动选取多个特征,以高斯函数作为训练集标签,可以更加充分的利用输入信息,并且,本发明利用输入与输出长度相同的特点,无需利用多个时窗来遍历整条信号。与单向长短期记忆网络的结构形式相比,本发明所应用的双向长短期记忆网络则能通过前后时刻的序列信息共同分析来判断输出,而单向长短期记忆网络只能通过前面时刻的信息来判断输出。

[0041] 需要说明的是,在本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法中,若是需要测量渡越时间差,则在执行步骤S2,将处理后的待测信号输入训练好的双向长短期记忆网络模型,得到输出函数之后,寻找输出函数的最大值在待测信号中对应的时间,该输出函数的最大值在待测信号中对应的时间,无需加上时窗起点在待测信号中对应的时间,而是减去以纯水为介质的输入信号得到的输出函数最大值在输入信号中对应的时间,此为渡越时间差。

[0042] 在具体实施时,在本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法中,双向长短期记忆网络模型的训练过程,如图2所示,可以包括如下步骤:

[0043] S21:利用核磁共振图像划分的声速区域获得仿真数据;

[0044] 具体地,划分结果如图3所示,得到的仿真数据的信号形状如图4所示,设置接收的采样频率为10MHZ;

[0045] S22:对获得的仿真数据进行标注,得到超声信号初至时刻,标注的标签形状采用一维的高斯函数,将超声信号初至时刻作为高斯函数的中心位置;

[0046] S23:根据超声换能器之间的距离推算出超声信号初至时刻的所在范围,根据推算出的超声信号初至时刻的所在范围,对仿真数据和标签进行时窗截取,截取的长度保持一致,记下时窗起点在仿真数据中对应的时间,并在仿真数据中添加白噪声,再对添加白噪声后的仿真数据进行取绝对值和归一化处理,完成训练集的制作;

[0047] 具体地,时窗截取之后的仿真数据的信号形状如图5所示,添加白噪声之后的仿真数据的信号形状如图6所示,取绝对值再归一化处理之后的仿真数据的信号形状如图7所示,时窗截取之后的标签的形状如图8(a)所示,时窗截取之后的信号形状如图8(b)所示,图8(a)和图8(b)展示了仿真数据中的超声信号初至时刻与标签形状中心位置的对应关系;

[0048] S24:建立双向长短期记忆网络模型,将制作好的训练集输入双向长短期记忆网络模型,对双向长短期记忆网络模型进行训练;

[0049] 具体地,建立的双向长短期记忆网络模型(Bi-LSTM)的结构如图9所示,前向层和反向层中的LSTM表示一个LSTM结构单元,其内部结构如图10所示,图10中, X_t 为t时刻的输入, h_t 为t时刻的输出, σ 为sigmoid激活函数,其公式为 $\sigma(x) = 1 / (1 + e^{-x})$, \times 表示点乘操作,+表示相加操作,tanh为tanh函数,其公式为 $\tanh(x) = (e^x - e^{-x}) / (e^x + e^{-x})$;

[0050] S25:利用反向传播不断调整双向长短期记忆网络模型的权重,更新双向长短期记忆网络模型的结构参数,得到具有最优全局参数矩阵的双向长短期记忆网络模型。

[0051] 在具体实施时,在本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法中,双向长短期记忆网络模型的训练过程中的步骤S21,利用核磁共振图像划分的声速区域获得仿真数据,如图11所示,具体可以包括如下步骤:

[0052] S211:获得多张核磁共振图像,对核磁共振图像进行图像分割,并根据分割的结果划分声速区域;

[0053] S212:使用有限元方法求解超声波通过声速区域后的波动方程,获得仿真数据。

[0054] 在具体实施时,在本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法中,双向长短期记忆网络模型的训练过程中的步骤S22,对获得的仿真数据进行标注,得到超声信号初至时刻,标注的标签形状采用一维的高斯函数,将超声信号初至时刻作为高斯函数的中心位置,如图12所示,具体可以包括如下步骤:

[0055] S221:利用仿真信号无噪声的特点,采用AIC方法测量超声信号初至时刻,标注的标签形状采用一维的高斯函数,将超声信号初至时刻作为高斯函数的中心位置。具体地,根据仿真数据几乎没有噪声的特点,利用传统的AIC方法可以检测超声信号初至时刻,并以此作为超声信号初至的真实时刻来制作训练集的标签,标签的形状为一维的高斯函数,将超声信号初至时刻作为高斯函数的中心位置,标签的序列长度与输入信号的序列长度相同。

[0056] 图13为选取一条仿真数据的检测结果,可以看出本发明实施例提供的基于Bi-

LSTM的声波渡越时间检测方法的检测结果相比于传统的AIC方法的检测结果更接近于真值(即在无噪声情况下利用传统的AIC方法测得的超声信号的初至时刻)。

[0057] 表1为本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法与传统的AIC方法在16384条仿真数据上的平均误差,表2为本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法与传统的AIC方法在16384条仿真数据上的误差的标准差,由表1和表2可以看出,本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法具有更高的检测精度和稳定性。

[0058] 表1

[0059]

信噪比 snr	本发明的平均误差	AIC方法的平均误差
37dB	0.097 μ s	0.446 μ s
28dB	0.125 μ s	0.600 μ s

[0060] 表2

[0061]

信噪比 snr	本发明的误差的标准差	AIC方法的误差的标准差
37dB	0.097 μ s	0.446 μ s
28dB	0.125 μ s	0.600 μ s

[0062] 本发明实施例提供的上述声波渡越时间检测方法,通过将递归神经网络中的双向长短期记忆网络应用于医学超声CT中渡越时间的检测,可以得到更高的渡越时间检测精度以及更好的噪声鲁棒性。与传统的神经网络和单向长短期记忆网络的实现方式相比,本发明直接以单条时窗信号作为输入,无需手动选取多个特征,以高斯函数作为训练集标签,可以更加充分的利用输入信息,并且,本发明利用输入与输出长度相同的特点,无需利用多个时窗来遍历整条信号。与单向长短期记忆网络的结构形式相比,本发明所应用的双向长短期记忆网络则能通过前后时刻的序列信息共同分析来判断输出,而单向长短期记忆网络只能通过前面时刻的信息来判断输出。

[0063] 显然,本领域的技术人员可以对本发明进行各种改动和变型而不脱离本发明的精神和范围。这样,倘若本发明的这些修改和变型属于本发明权利要求及其等同技术的范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变型在内。

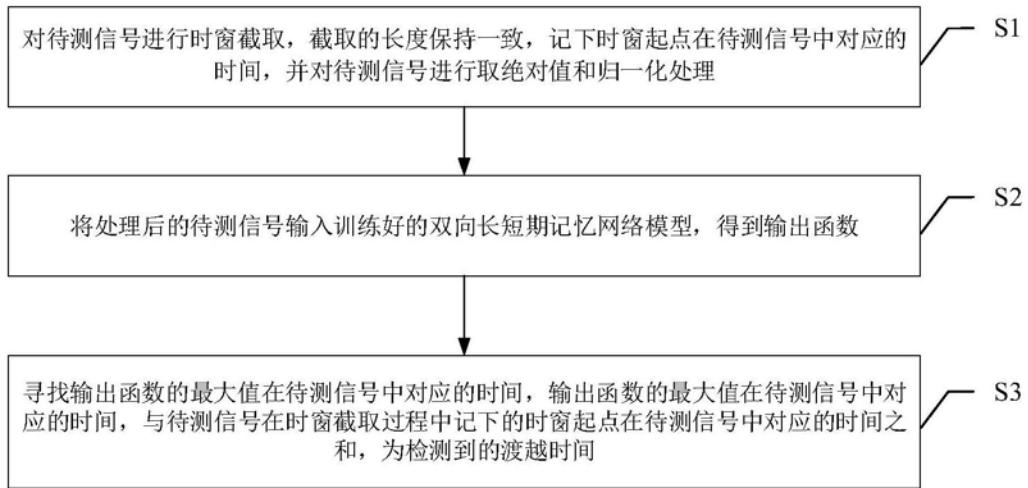


图1

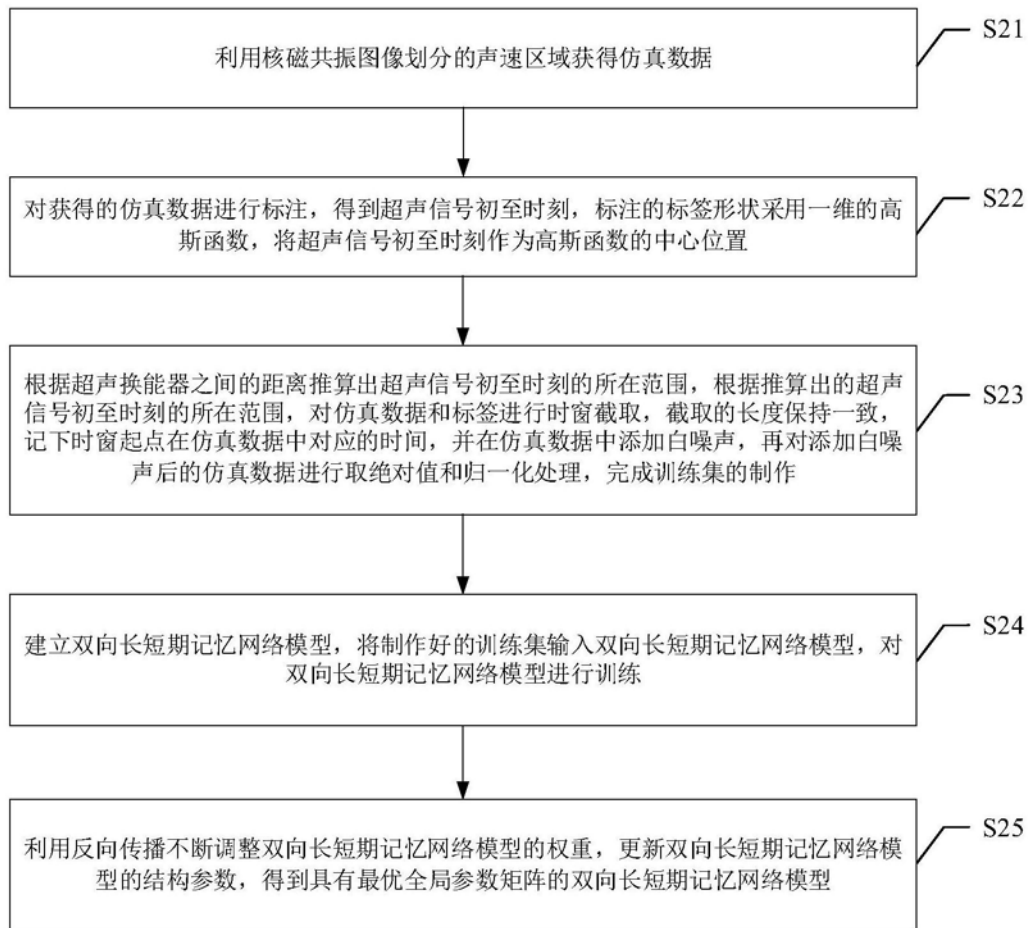


图2

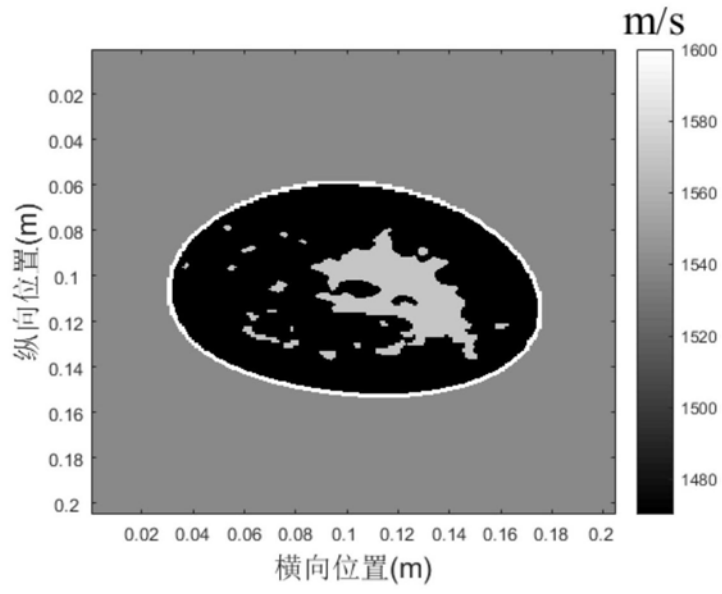


图3

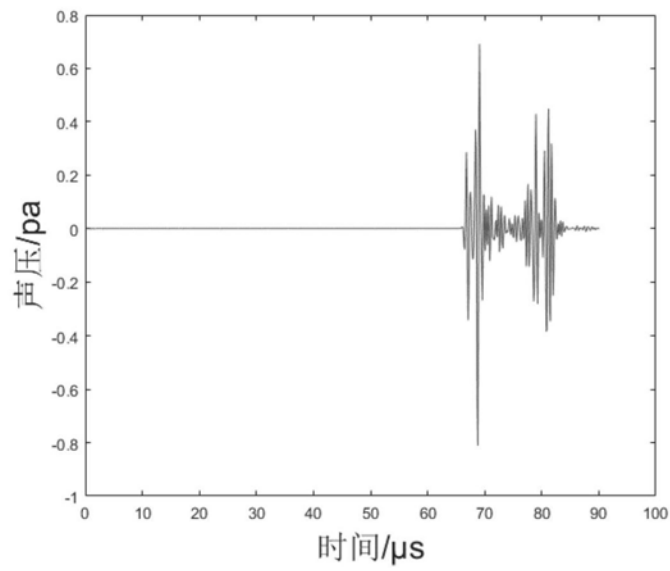


图4

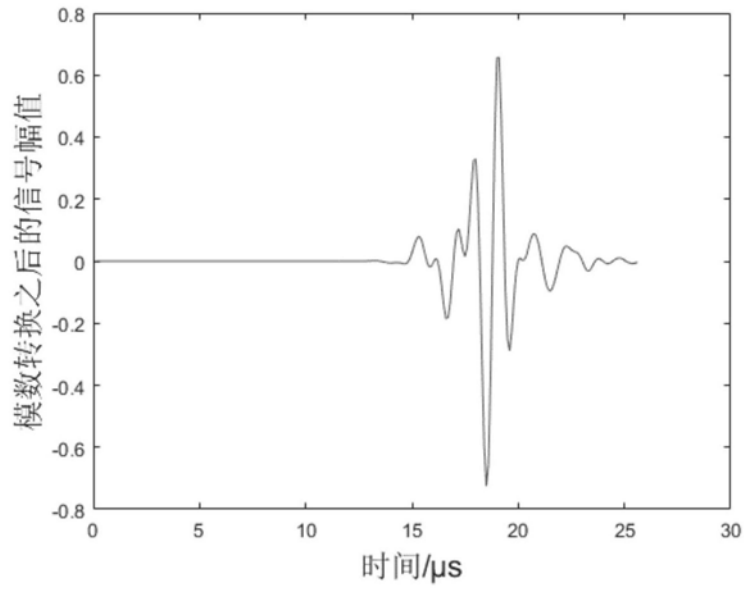


图5

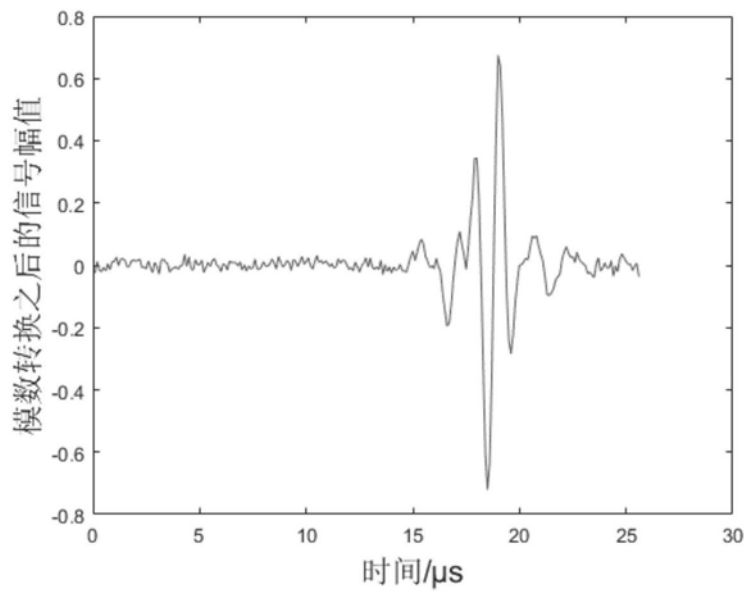


图6

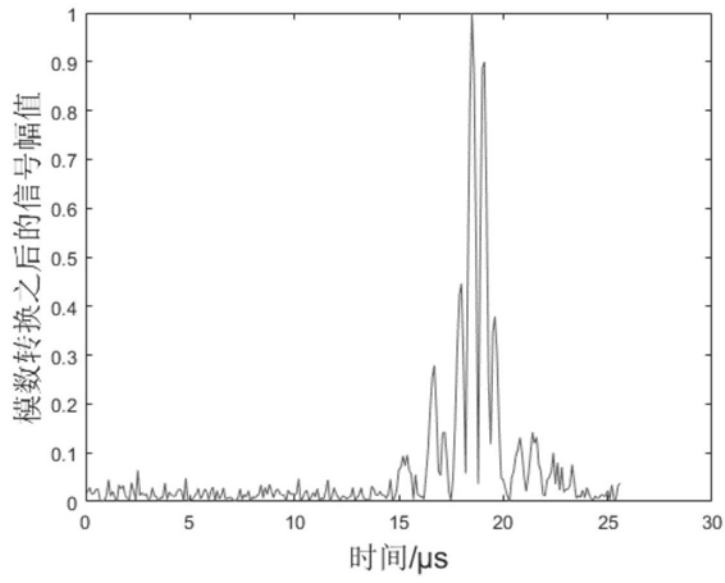


图7

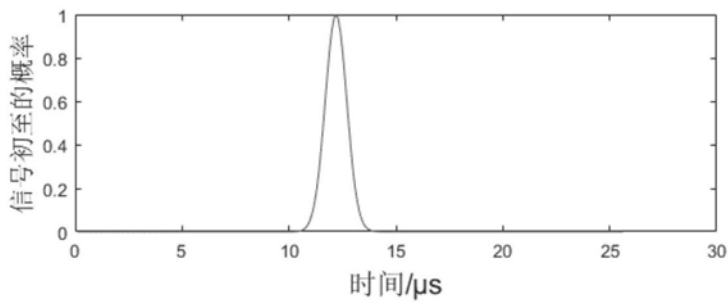


图8 (a)

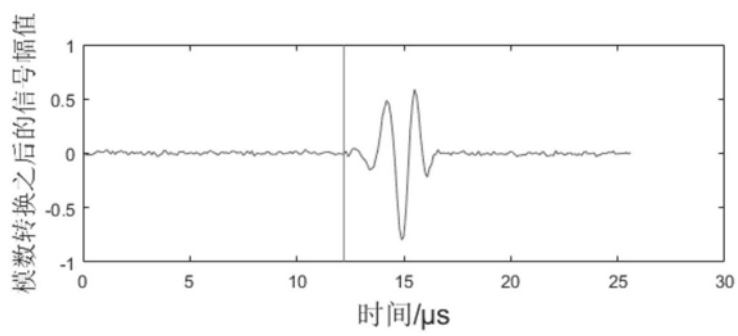


图8 (b)

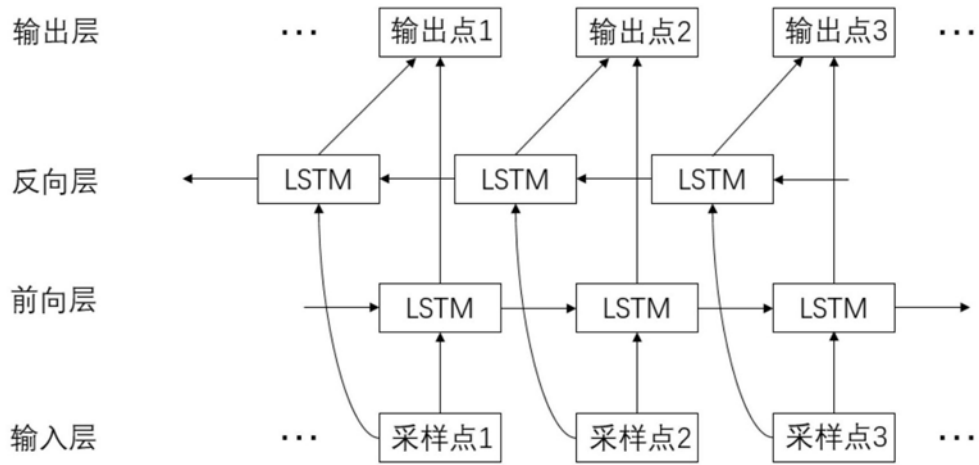


图9

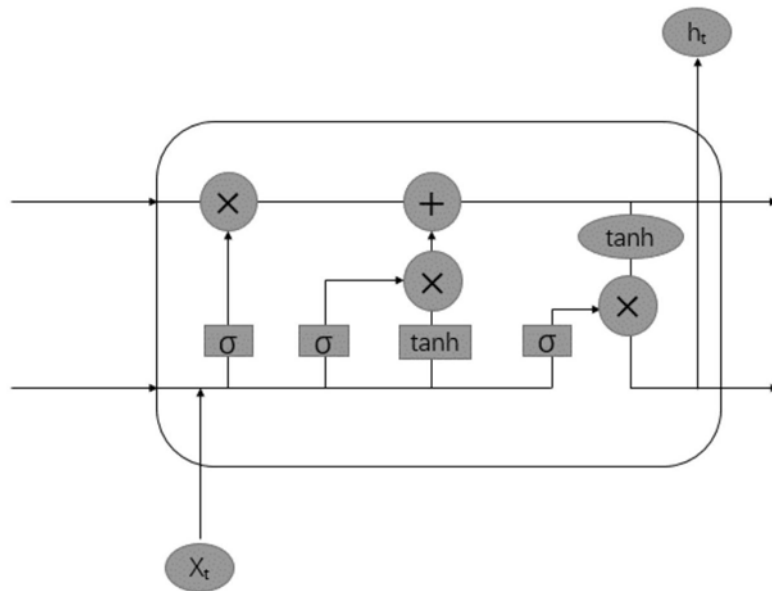


图10

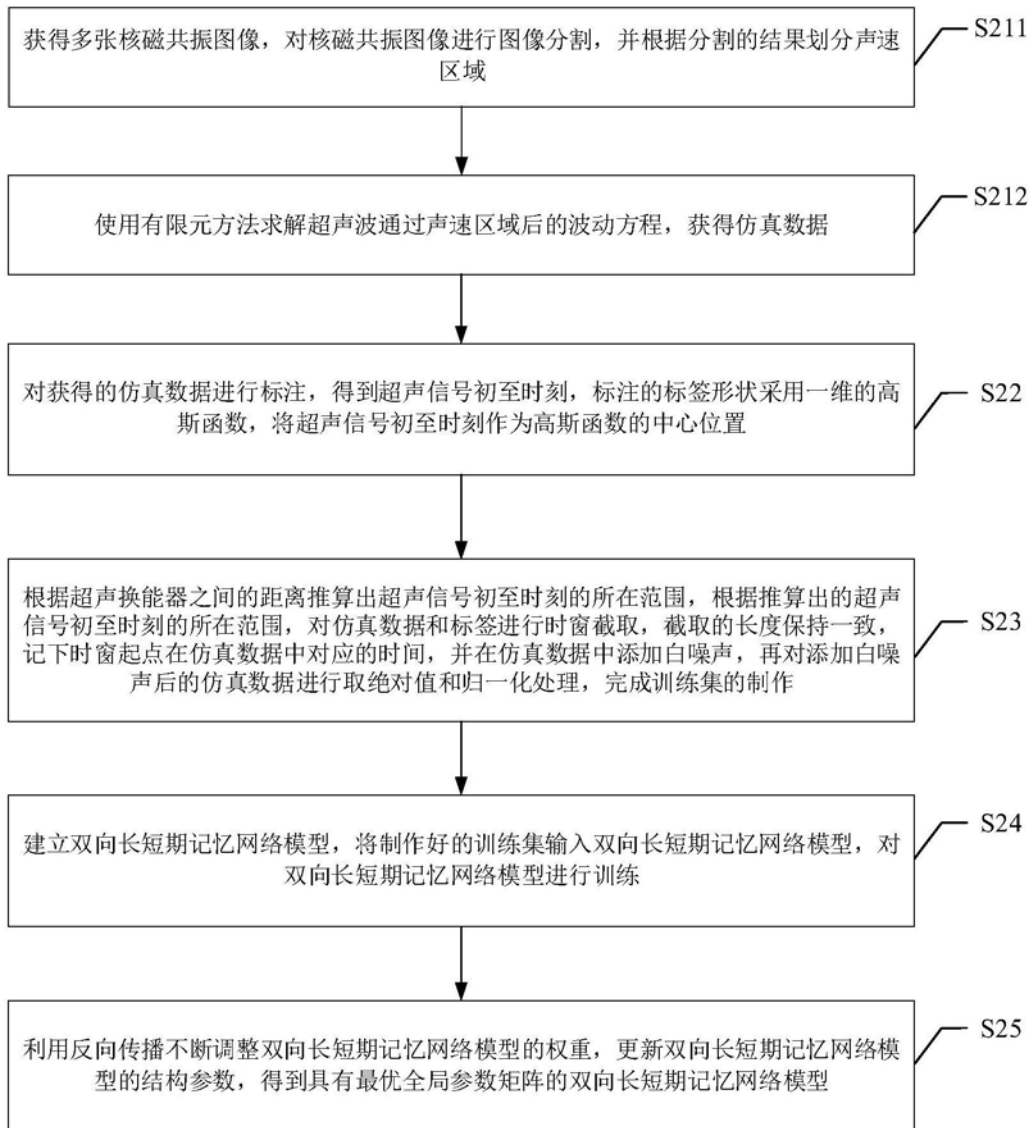


图11

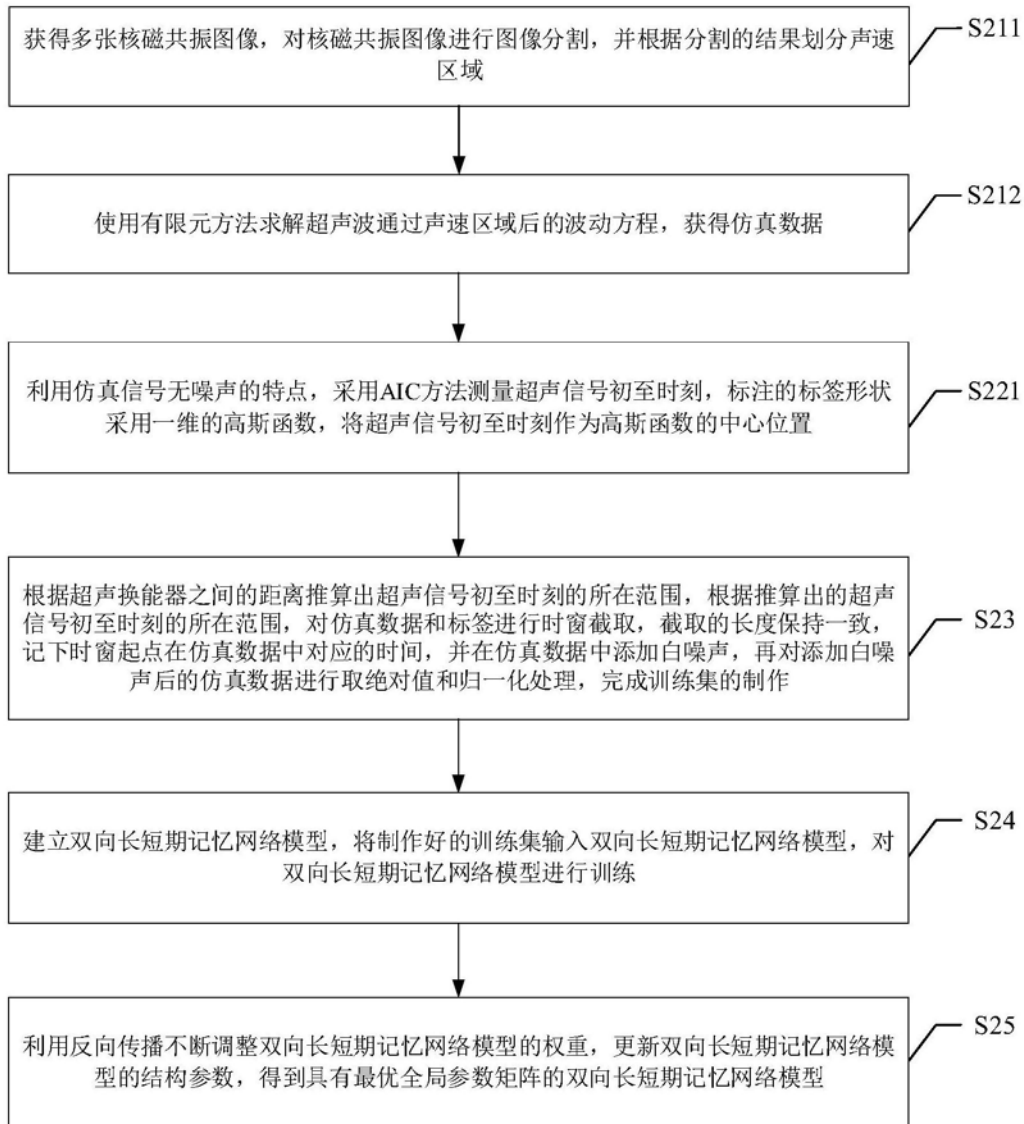


图12

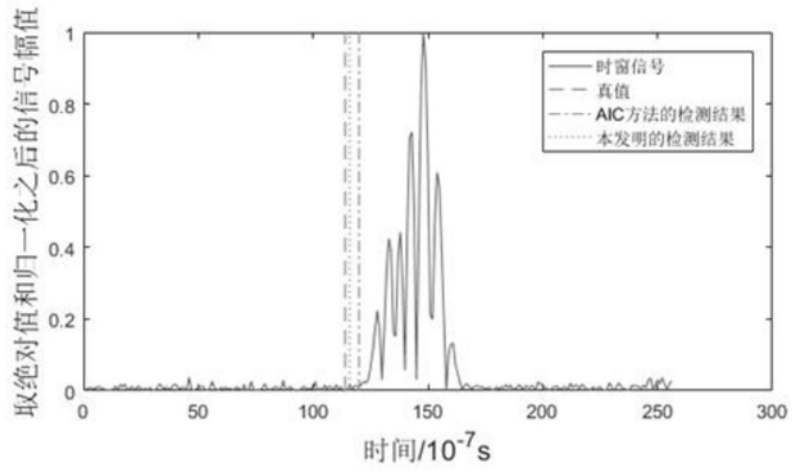


图13

专利名称(译)	一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法		
公开(公告)号	CN110353729A	公开(公告)日	2019-10-22
申请号	CN201910693603.7	申请日	2019-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
发明人	屈晓磊 晏果		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5215 A61B8/5261		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于双向长短期记忆网络的声波渡越时间检测方法，通过将递归神经网络中的双向长短期记忆网络应用于医学超声CT中渡越时间的检测，可以得到更高的渡越时间检测精度以及更好的噪声鲁棒性。与传统的神经网络和单向长短期记忆网络的实现方式相比，本发明直接以单条时窗信号作为输入，无需手动选取多个特征，以高斯函数作为训练集标签，可以更加充分的利用输入信息，并且，本发明利用输入与输出长度相同的特点，无需利用多个时窗来遍历整条信号。与单向长短期记忆网络的结构形式相比，本发明所应用的双向长短期记忆网络则能通过前后时刻的序列信息共同分析来判断输出，而单向长短期记忆网络只能通过前面时刻的信息来判断输出。

