



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109359506 A
(43)申请公布日 2019.02.19

(21)申请号 201810970779.8

(22)申请日 2018.08.24

(71)申请人 浙江工业大学

地址 310014 浙江省杭州市下城区朝晖六区潮王路18号

(72)发明人 张柳青 胡正琿 林强

(74)专利代理机构 杭州天正专利事务有限公司 33201

代理人 王兵 黄美娟

(51) Int. Cl.

G06K 9/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书4页 附图4页

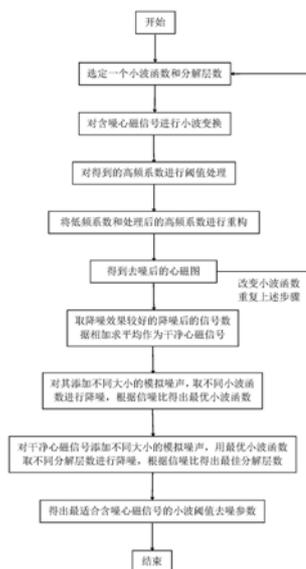
(54)发明名称

一种基于小波变换的心磁信号降噪方法

(57)摘要

一种基于小波变换的心磁信号降噪方法,包括如下步骤:选择一个与含噪信号波形相似的小波函数,确定分解层数,进行小波变换得到低频系数和高频系数;对每层高频系数进行阈值处理,得到新的高频系数;利用第一层低频系数和新的高频系数进行小波重构,得到估计信号;选取与信号波形相似的其他小波函数,重复以上步骤;将降噪效果较好的信号数据相加求平均,作为干净的信号数据,对其添加不同大小的模拟噪声,分别用降噪效果较好的小波函数进行处理,求得相应的信噪比,比较得最优小波函数;选择最优小波函数,改变分解层数,对干净的信号添加不同大小的模拟噪声,求出信噪比,比较得最佳分解层数。由此得出最适合含噪心磁信号的小波阈值去噪参数。

CN 109359506 A



1. 一种基于小波变换的心磁信号降噪方法,包括如下步骤:

步骤1,选择一个与含噪信号波形相似的小波函数和分解层数,利用小波变换对长度为N的含噪信号进行多尺度二进小波分解,得到近似系数(低频系数)和一系列细节系数(高频系数);

离散小波变换为:

$$W_f(j,k) = \langle f(t), \psi_{j,k}(t) \rangle = a_0^{-j/2} \int f(t) \psi^*(a_0^{-j}t - kb_0) dt$$

其中 $f(t)$ 是含噪信号, $\psi_{j,k}(t)$ 是小波函数, a_0^j 是尺度因子, kb_0 是平移因子, $W_f(j,k)$ 是小波系数, j 是分解层数;

取 $a_0=2, b_0=1$ 可构造出正交小波基: $\psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k)$,

同样,也可构造正交的尺度函数: $\varphi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \varphi(2^{-j}t - k)$,

对信号 $f(t)$ 进行多分辨率分析,可表示为:

$$\begin{aligned} f(t) &= \sum_k \langle f(t), \varphi_{j_0,k}(t) \rangle \varphi_{j_0,k}(t) + \sum_{J \leq j' < j_0} \sum_k \langle f(t), \psi_{j',k}(t) \rangle \psi_{j',k}(t) \\ &= \sum_k c_{j_0,k} \varphi_{j_0,k}(t) + \sum_{J \leq j' < j_0} \sum_k d_{j',k} \psi_{j',k}(t) \end{aligned}$$

$$c_{j,k} = \langle f, \varphi_{j,k} \rangle = \sum_m h_{m-2k} c_{j-1,m}$$

$$d_{j,k} = \langle f, \psi_{j,k} \rangle = \sum_m g_{m-2k} c_{j-1,m}$$

其中 $c_{j,k}$ 是尺度系数(近似系数),对应信号的低频部分, $d_{j,k}$ 是小波系数(细节系数),对应信号的高频部分;

步骤2,对每一层高频系数进行阈值处理,得到新的高频系数;信号的小波系数大于噪声的小波系数,因此设定一个阈值,将大于阈值的系数视为有用信号,小于阈值的系数视为噪声系数,进行阈值处理;

常规的阈值函数有硬阈值函数和软阈值函数,由于硬阈值函数可以更好地保留信号的

峰值特征,本专利采用硬阈值函数进行处理;硬阈值函数: $\hat{d}_{j,k} = \begin{cases} d_{j,k}, & |d_{j,k}| \geq T \\ 0, & |d_{j,k}| < T \end{cases}$

其中 $d_{j,k}$ 是小波系数, $\hat{d}_{j,k}$ 是阈值处理后的小波系数, T 是设定的阈值;

步骤3,利用小波分解的第 j_0 层低频系数和新的低频系数进行小波重构,得到估计信号,即为降噪后的信号;

步骤4,分别选取与信号波形相似的不同小波函数,选定分解层数进行小波变换,重复上述步骤1至3,比较所得结果,选取若干个降噪效果较好的小波函数;

步骤5,将步骤4中得出的若干个降噪后的信号数据相加求平均,作为干净的信号数据,对其添加不同大小的模拟噪声,分别用步骤4得出的小波函数进行降噪处理,求得相应的信噪比,比较得最优的小波函数;

步骤6,选择步骤5得出的小波函数,改变分解层数,对干净的信号添加不同大小的模拟噪声,求出信噪比,比较得最佳分解层数;由此得出最适合含噪信号的小波阈值去噪参数。

一种基于小波变换的心磁信号降噪方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于小波变换的心磁信号降噪方法。

背景技术

[0002] 心电图技术是目前最常见的相对成熟的诊断心脏疾病的技术,但随着生物磁学检测技术的不断发展,心磁图技术以非接触性、高灵敏度、准确等优点,成为一种新的诊断心血管疾病的方法。心磁信号很微弱,大约在 10^{-10} T左右,只有地磁场强度的百万分之一,很容易受外界环境的影响。目前心磁图仪测得的心磁信号包含基线漂移,工频干扰,白噪声等噪声,因此要正确诊断疾病则必须对采集到的心磁信号进行降噪处理,提高心磁信号信噪比。

[0003] 受限于心磁图仪的发展,心磁信号相关去噪技术尚处空白。心电信号的降噪方法,目前比较常用且有效的是小波阈值去噪技术。心电信号和心磁信号都来源于心脏的电生理活动,因此对心磁信号降噪处理也可以采用小波阈值去噪方法。然而,心磁信号与心电信号存在一定的差异,具有自身的特点和噪声特性,适用于心电信号的小波阈值去噪技术并不直接适用于心磁信号,因此需要研究适用于心磁信号自身特点的小波阈值去噪技术。此外,在不存在广泛认可的干净的心磁信号作为参考信号的基础上,如何确定降噪效果的问题亟需解决。

发明内容

[0004] 本发明要克服现有技术的上述缺点,提供一种基于小波变换的心磁信号降噪方法。

[0005] 本发明要找到适合心磁信号的小波阈值去噪相关参数,即小波函数,分解层数,阈值函数,阈值,尽可能减少含噪心磁信号中除基线漂移以外的噪声,以达到提高心磁信号信噪比的目的。

[0006] 本发明的一种基于小波变换的心磁信号降噪方法,包括如下步骤:

[0007] 步骤1,选择一个与含噪信号波形相似的小波函数和分解层数,利用小波变换对长度为N的含噪信号进行多尺度二进小波分解,得到近似系数(低频系数)和一系列细节系数(高频系数)。

[0008] 离散小波变换为:

$$[0009] \quad W_f(j,k) = \langle f(t), \psi_{j,k}(t) \rangle = a_0^{-j/2} \int f(t) \psi^*(a_0^{-j}t - kb_0) dt$$

[0010] 其中 $f(t)$ 是含噪信号, $\psi_{j,k}(t)$ 是小波函数, a_0^j 是尺度因子, kb_0 是平移因子, $W_f(j,k)$ 是小波系数, j 是分解层数。

[0011] 取 $a_0=2, b_0=1$ 可构造出正交小波基: $\psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k)$

[0012] 同样,也可构造正交的尺度函数: $\varphi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \varphi(2^{-j}t - k)$

[0013] 对信号 $f(t)$ 进行多分辨率分析,可表示为:

$$\begin{aligned}
 [0014] \quad f(t) &= \sum_k \langle f(t), \varphi_{j_0,k}(t) \rangle \varphi_{j_0,k}(t) + \sum_{J \leq j' < j_0} \sum_k \langle f(t), \psi_{j',k}(t) \rangle \psi_{j',k}(t) \\
 &= \sum_k c_{j_0,k} \varphi_{j_0,k}(t) + \sum_{J \leq j' < j_0} \sum_k d_{j',k} \psi_{j',k}(t)
 \end{aligned}$$

$$[0015] \quad c_{j,k} = \langle f, \varphi_{j,k} \rangle = \sum_m h_{m-2k} c_{j-1,m}$$

$$[0016] \quad d_{j,k} = \langle f, \psi_{j,k} \rangle = \sum_m g_{m-2k} c_{j-1,m}$$

[0017] 其中 $c_{j,k}$ 是尺度系数(近似系数),对应信号的低频部分, $d_{j,k}$ 是小波系数(细节系数),对应信号的高频部分。

[0018] 步骤2,对每一层高频系数进行阈值处理,得到新的高频系数。信号的小波系数大于噪声的小波系数,因此设定一个阈值,将大于阈值的系数视为有用信号,小于阈值的系数视为噪声系数,进行阈值处理。

[0019] 常规的阈值函数有硬阈值函数和软阈值函数,由于硬阈值函数可以更好地保留信号

的峰值特征,本专利采用硬阈值函数进行处理。硬阈值函数: $\hat{d}_{j,k} = \begin{cases} d_{j,k}, & |d_{j,k}| \geq T \\ 0, & |d_{j,k}| < T \end{cases}$

[0020] 其中 $d_{j,k}$ 是小波系数, $\hat{d}_{j,k}$ 是阈值处理后的小波系数, T 是设定的阈值。

[0021] 步骤3,利用小波分解的第 j_0 层低频系数和新的高频系数进行小波重构,得到估计信号,即为降噪后的信号。

[0022] 步骤4,分别选取与信号波形相似的不同小波函数,选定分解层数进行小波变换,重复上述步骤1至3,比较所得结果,选取若干个降噪效果较好的小波函数。

[0023] 步骤5,将步骤4中得出的若干个降噪后的信号数据相加求平均,作为干净的信号数据,对其添加不同大小的模拟噪声,分别用步骤4得出的小波函数进行降噪处理,求得相应的信噪比,比较得最优的小波函数。

[0024] 步骤6,选择步骤5得出的小波函数,改变分解层数,对干净的信号添加不同大小的模拟噪声,求出信噪比,比较得最佳分解层数。由此得出最适合含噪信号的小波阈值去噪参数。

[0025] 本发明的有益效果为:

[0026] 通过小波变换找到适合含噪心磁信号的小波函数和分解层数,对其进行降噪处理,提高心磁信号信噪比,为后续心磁信号的反演,医学上诊断心脏疾病提供较好的心磁信号。

附图说明

[0027] 图1为小波阈值降噪的流程图。

[0028] 图2为原始含噪心磁信号和分别用sym4,sym6,sym8,db4小波处理后的心磁信号。

[0029] 图3为原始含噪心磁信号和分别用coif2,coif3,coif4,coif5小波处理后的心磁信号。

[0030] 图4为由sym8,coif5,coif4,coif3降噪后的心磁信号数据相加求平均得到的心磁信号图。

[0031] 图5为不同小波函数在相同尺度下对加不同大小的模拟噪声降噪后得到的信噪比。

[0032] 图6为相同小波函数在不同尺度下对加不同大小的模拟噪声降噪后得到的信噪比。

[0033] 图7为小波函数取coif3,分解层数取5层,阈值取 $T = \frac{\sigma\sqrt{2\ln N}}{\ln(j+1)}$ 用硬阈值处理得到的心磁信号降噪效果图。

具体实施方式

[0034] 下面结合附图进一步说明本发明的技术方案。

[0035] 本发明的一种基于小波变换的心磁信号降噪方法,包括如下步骤:

[0036] 步骤1,选择与心磁信号波形相似的小波函数sym4,分解层数则根据采样频率200Hz选择6,利用小波变换对长度为1267的含噪心磁信号进行多尺度二进小波分解,得到近似系数(低频系数)和一系列细节系数(高频系数)。

[0037] 步骤2,对每一层高频系数进行阈值处理,得到新的高频系数。信号的小波系数大于噪声的小波系数,将大于阈值的系数视为心磁信号,小于阈值的系数视为噪声系数,进行硬阈值处理。

[0038] 一般取固定阈值 $T = \sigma\sqrt{2\log N}$,本专利取自适应阈值 $T = \frac{\sigma\sqrt{2\ln N}}{\ln(j+1)}$ 。其中

$$\sigma = \frac{\text{median}(|d|)}{0.6745}, N \text{ 为心磁信号长度 } 1267。$$

[0039] 步骤3,利用小波分解的第j₀层低频系数和新的低频系数进行小波重构,得到估计的心磁信号,即为降噪后的心磁信号。

[0040] 步骤4,选取同样与心磁信号波形相似的sym6,sym8,db4,coif2,coif3,coif4,coif5,分解层数固定为6,分别进行小波变换,重复上述步骤1至3,由图2和图3可得降噪效果较好的小波函数是sym8,coif5,coif4,coif3。

[0041] 步骤5,将由sym8,coif5,coif4,coif3降噪后的心磁信号数据相加求平均,作为干净的心磁信号数据,见图4。对其添加不同大小的模拟噪声,分别用sym8,coif5,coif4,coif3进行降噪处理,求得相应的信噪比。由于添加的噪声是随机的,因此最后得到的信噪比是每个大小的噪声重复进行五次后的平均值,由图5比较得降噪效果较好的小波函数是coif3。

[0042] 步骤6,选择步骤5得出的小波函数coif3,改变分解层数,分别取5,6,7,添加不同大小的模拟噪声,求出信噪比,由图6得最佳分解层数为5。由此可得出最适合含噪心磁信号的降噪的小波函数是coif3小波,分解层数为5层,阈值取 $T = \frac{\sigma\sqrt{2\ln N}}{\ln(j+1)}$,降噪效果见图7。

[0043] 本说明书实施例所述的内容仅仅是对发明构思的实现形式的列举,本发明的保护

范围不应当被视为仅限于实施例所陈述的具体形式,本发明的保护范围也及于本领域技术人员根据本发明构思所能够想到的等同技术手段。

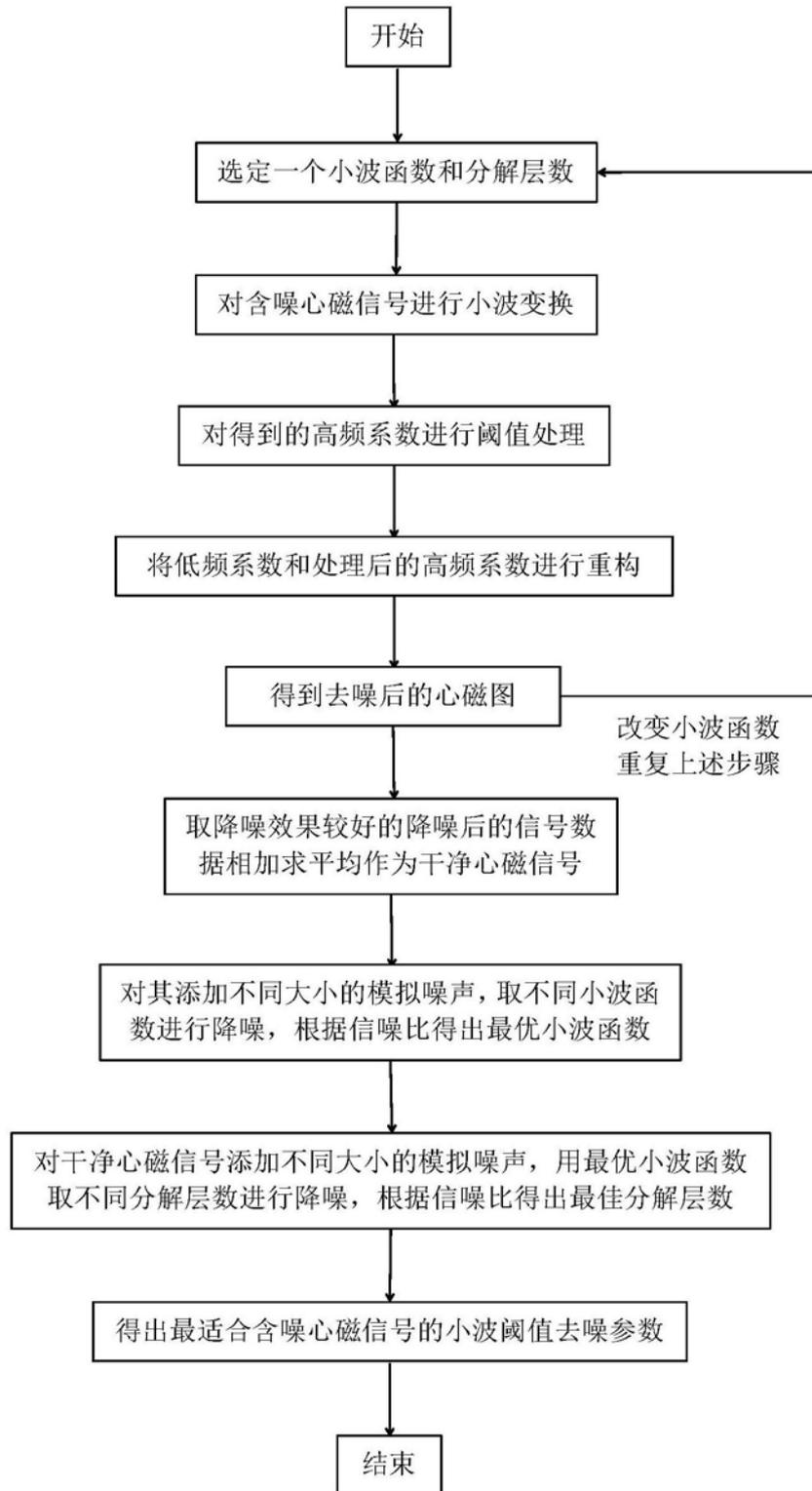


图1

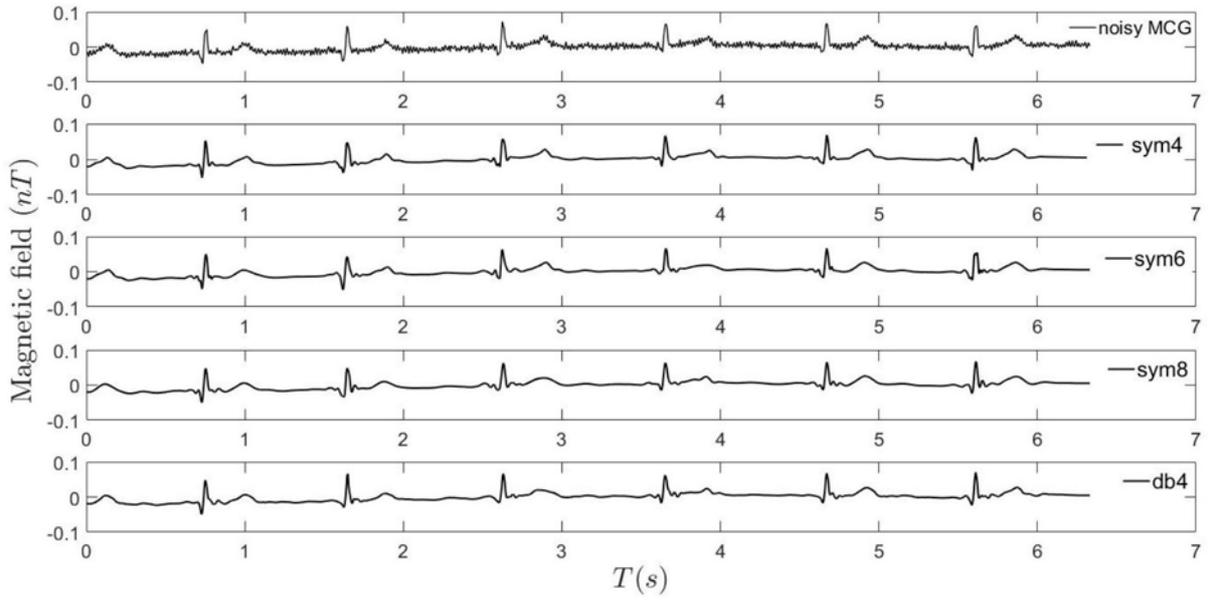


图2

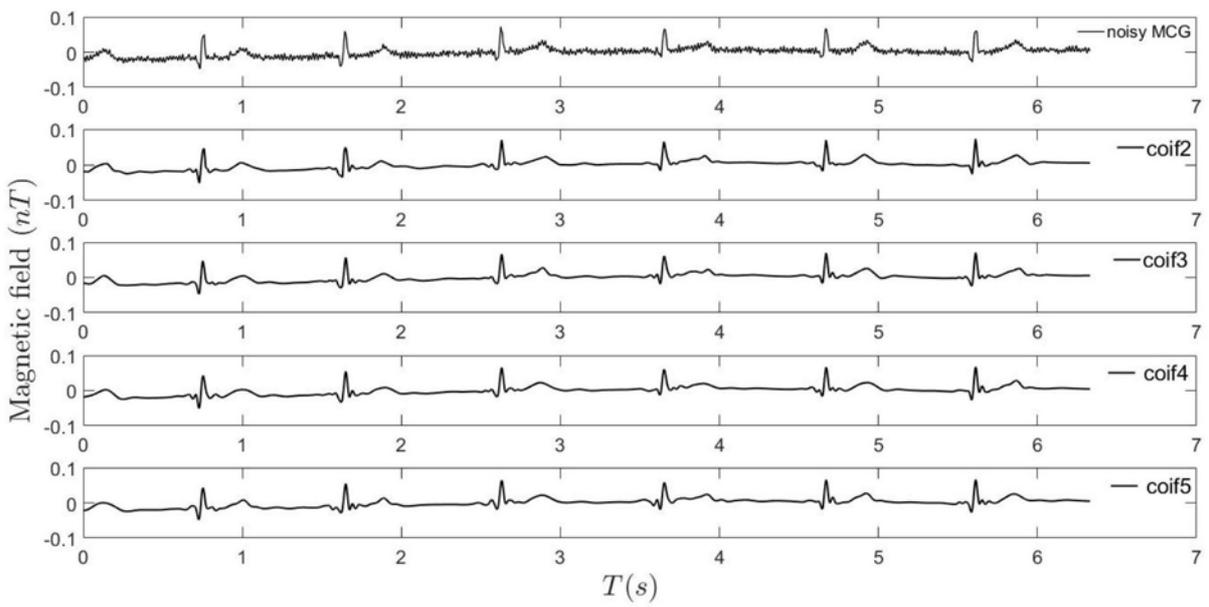


图3

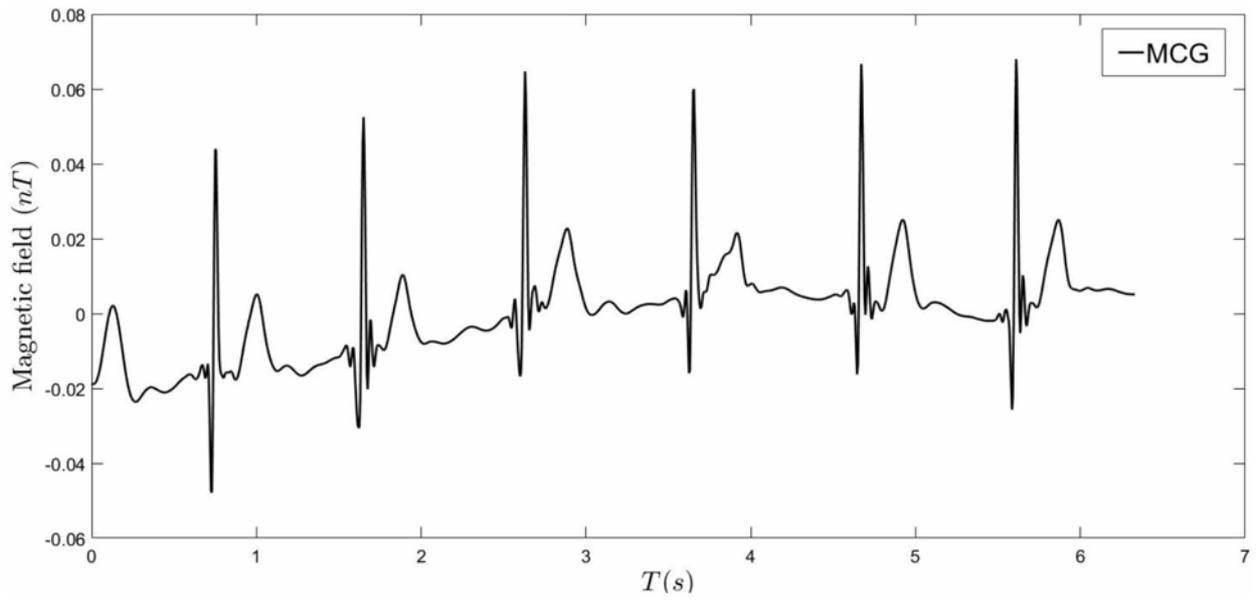


图4

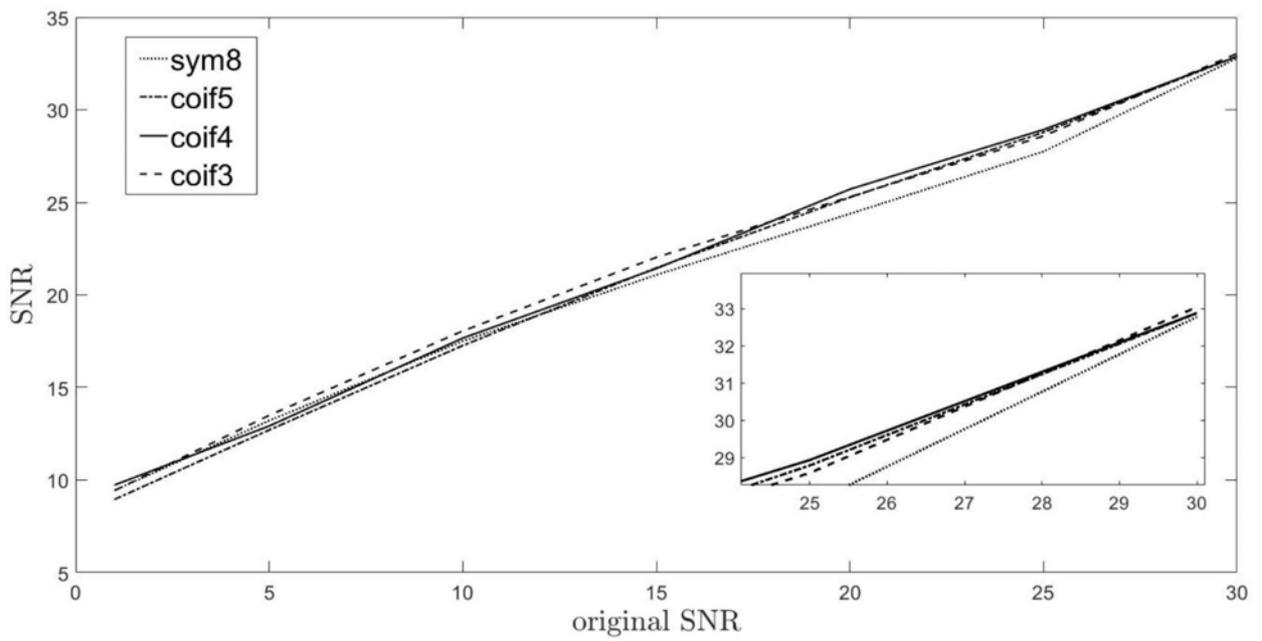


图5

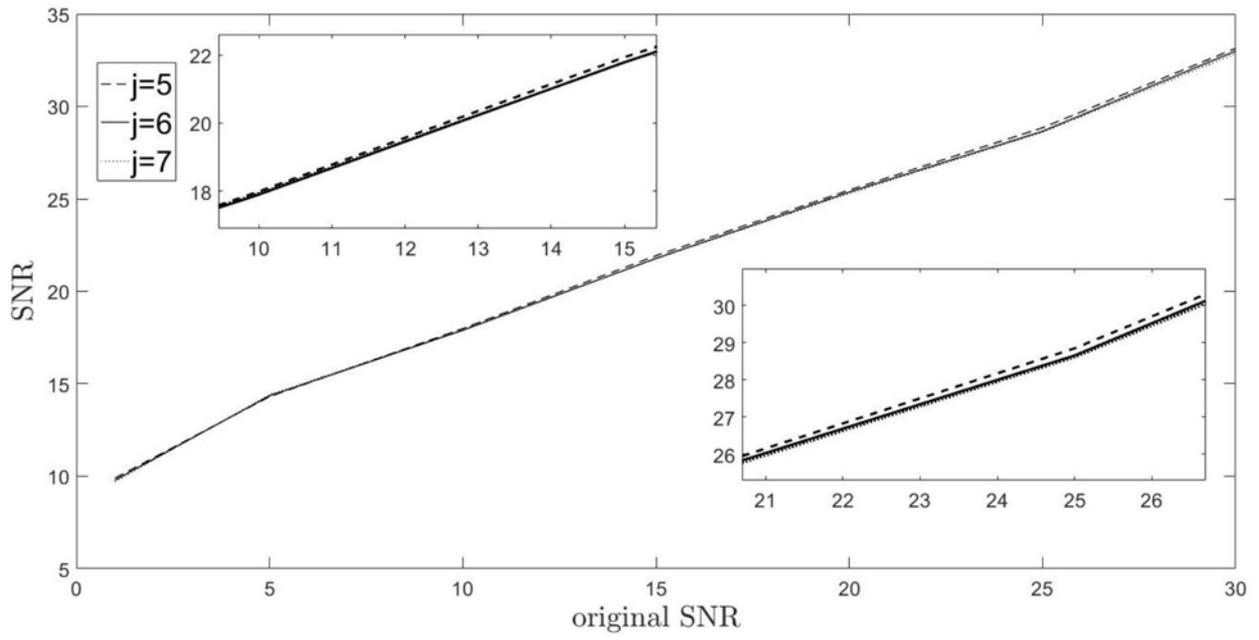


图6

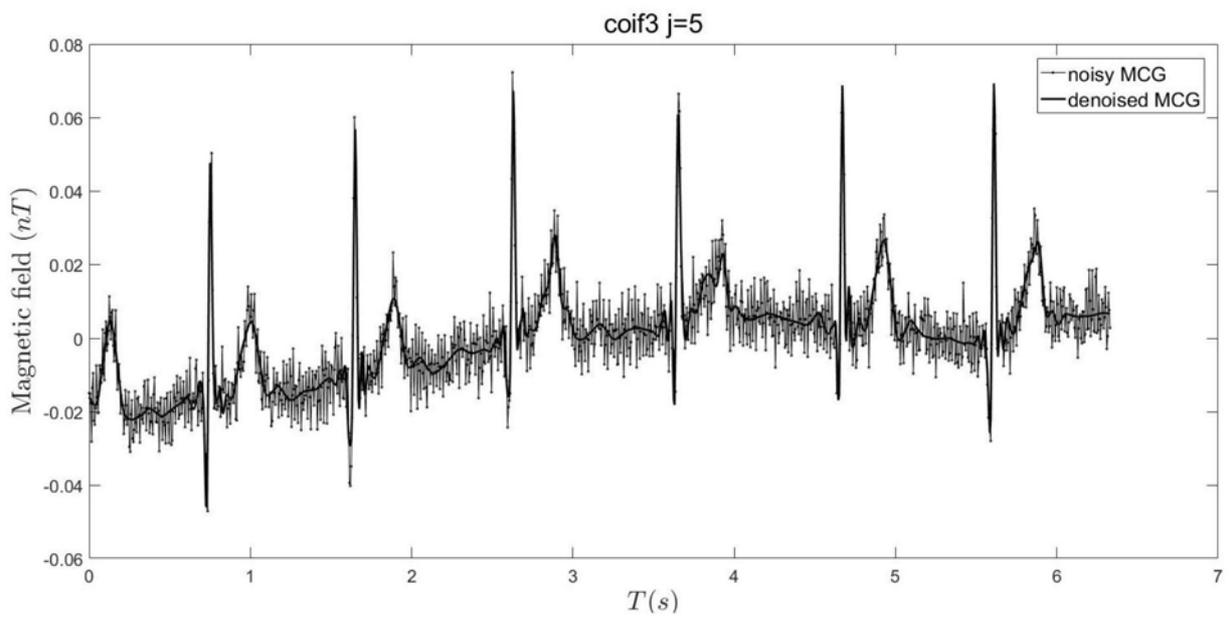


图7