

ДИСТАНЦІЙНА ДІАГНОСТИКА ЛЮДИНИ З ВИКОРИСТАННЯМ ЗАСОБІВ ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ СИГНАЛІВ

Основною перевагою радіолокаційного зондування є здатність електромагнітних хвиль поширюватися в різноманітних діелектричних середовищах з високим ступенем неоднорідності й, крім того, можливе зондування «на відбиття», тобто коли приймач і передавач розташовані з однієї сторони досліджуваного об'єкту. Дослідження складних середовищ при однобічному підході і є основною областю застосування радіолокаційного зондування.

В даний час загострився інтерес до використання методів і засобів радіолокації діагностики життєво-важливих показників живих організмів. Це завдання може бути вирішене за допомогою радіолокаційних засобів, що працюють на в частотному діапазоні 1–10 ГГц. У цьому випадку за рахунок віднімання сигналів, відбитих від нерухомих об'єктів, можна досягти високої чутливості при виявленні об'єктів, границі яких схильні до механічних коливань. При відбитті зондувального сигналу від рухомої границі, відбувається зміна фази сигналу, що може бути зафіксовано тим чи іншим способом.

Причини, що викликають механічні коливання об'єктів, що зондуються, можуть мати різну природу. У людини об'єктами, підданими більш-менш періодичним коливанням, є скорочення серцевого м'яза (частоти в діапазоні 0,8–2,5 Гц) і коливання грудної клітки в процесі дихання (частоти в діапазоні 0,2–0,5 Гц). Амплітуда складової серцевого ритму в сигналі, що реєструється, є невеликою та не перевершує 5% від амплітуди дихальної складової. При цьому конкретне значення частот визначається фізичним навантаженням і станом організму досліджуваного. При зондуванні людського тіла електромагнітні хвилі відбиваються від границь розділу середовищ, що мають різну діелектричну проникність, значення якої в першу чергу залежить від процентного вмісту води в тому або іншому органі тіла. Найбільш сильні відбиття можливі від границь розділу повітря – грудна клітина, грудна клітина – легені, а також від границі тканина тіла – кров.

Дистанційне визначення параметрів серцебиття та дихання є основним завданням діагностики. Це завдання може бути вирішено за умови створення досить чутливого радіолокаційного датчика та розробці алгоритмів фільтрації фонових відбиттів, які можуть маскувати корисний сигнал, тому велику увагу необхідно приділити питанням подавлення перевідбиттів зондувальною та відбитого сигналу.

Використання віконних функцій при гармонійному аналізі із застосуванням дискретного перетворення Фур'є (ДПФ) пов'язане з вирішенням проблем оцінювання параметрів сигналів та їх виявлення.

Оскільки гармонійні оцінки, одержані із застосуванням ДПФ, пов'язані із перетворенням кінцевого числа дискретних відліків сигналу, виявлення та оцінка параметрів чистих синусоїдальних сигналів можливе лише в тому випадку, коли їх частота кратна зворотній величині інтервалу обробки, інакше ДПФ відтворює множини дискретних компонентів різної повільно збіжної інтенсивності.

Для зменшення впливу цього дефекту, сигнал на інтервалі його обробки множать на вагові функції, що згладжують (вікна), що еквівалентно згладжуванню спектральних відліків, сформованих ДПФ. Вибір спектрального вікна диктується характеристиками сигналу. Вагові функції визначають форму характеристики фільтра та впливають на шумову смугу частот, а також на рівні бічних пелюстків. Тип вікна визначає смугу частот і форму характеристики еквівалентного фільтра, що використовується при обробці швидкого перетворення Фур'є (ШПФ). Правильний вибір форми вікна важливий і для забезпечення точного аналізу параметрів досліджуваного сигналу при наявності флуктуаційних перешкод, і для виявлення окремих тонів у сигналі, що містить множину гармонійних складових.

З метою виділення ритмів дихання та серцебиття була розроблена математична модель системи обробки сигналу з метою одержання необхідних спектрограм. Для моніторингу фізіологічних параметрів повинен визначатися рух тіла, обумовлений як диханням, так і серцебиттям:

$$d(t) = d_0 + m_b \sin(2\pi f_b t) + \frac{m_h \cdot \tau \cdot f_h}{2} \left(\frac{\sin[\pi \cdot n \cdot \tau \cdot f_h / 2]}{\pi \cdot n \cdot \tau \cdot f_h / 2} \right)^2 \quad (1)$$

де m_b та m_h є амплітудами зсуву при диханні та серцебитті; f_b та f_h є частотою дихання та серцебиття відповідно.

Згідно [4], відбитий від біологічного об'єкта сигнал може бути описаний у вигляді фази отриманого сигналу:

$$\varphi(t) = \frac{2\omega_0}{c} \left(d_0 + m_b \sin(2\pi f_b t) + \frac{m_h \cdot \tau \cdot f_h}{2} \left(\frac{\sin[\pi \cdot n \cdot \tau \cdot f_h / 2]}{\pi \cdot n \cdot \tau \cdot f_h / 2} \right) \right) \quad (2)$$

де $\omega_0 = 2\pi f_0$ – кругова частота випромінюваного сигналу; c – швидкість світла.

Насамперед, необхідним є позбавлення від постійної складової, що є пропорційною відстані від радара до цілі d_0 . Одним з варіантів є використання фільтру, передатна функція якого має вигляд:

$$F(s) = s - 1/s. \quad (3)$$

Сигнал на виході такого фільтру вже буде позбавлений складової $2\omega_0 d_0 / c$, що входить до складу (2).

Для виділення компонента дихання запропоновано використати цифровий нерекурсивний смуговий фільтр порядку зі смугою пропускання 0,2–2,5 Гц. Для виділення компонента серцебиття використовується аналогічний фільтр зі смугою пропускання 0,75–2,5 Гц. В обох випадках в якості вагової функції використовується вікно Блекмана-Харріса. Застосування до фазової характеристики (1) обраної віконної функції з наступним ШПФ, дозволяє виділити частоти дихання та серцебиття, що дозволяє говорити про ефективність використання даної методики.

Однак при деяких умовах стану організму, частота дихання може бути вкрай близька до частоти серцебиття, що затрудняє аналіз параметрів останнього. Також, у більшості випадків, вищі гармоніки складової дихання мають частоти, близькі до частоти серцебиття. Для усунення цих складових пропонується застосувати гармонійний компенсатор, частотна характеристика якого має вигляд:

$$H(\omega) = \left(1 - e^{-j\frac{\omega}{f_b}} \right)^K, \quad (4)$$

де K – кількість послідовно включених каскадів з однаковими частотними характеристиками.

Компенсатор позбавляє сигнал від гармонік с частотами $n \cdot f_b$, та $(n \cdot f_b)^2$, де n – порядковий номер гармоніки сигналу дихання, та/або інтермодуляційних складових з частотами, що є кратними f_b . Однак, збільшення порядку фільтра K також збільшує пропускну здатність компенсатора, що, в свою чергу, може негативно вплинути на точність визначення частоти серцебиття. Використання компенсатора також може позбавити сигнал від складової серцебиття, або спотворити інформацію про неї, у випадку коли частота серцебиття співпаде або буде близькою до частоти, що є кратною частоті сигналу дихання. Тому компенсатор вмикається лише у випадку, коли основна частота сигналу дихання попадає у діапазон смугового фільтру серцебиття. В інших випадках потреби у його використанні немає.

Хоменко Жанна Миколаївна

асистент

Кафедра радіотехніки та телекомунікацій

Житомирський державний технологічний університет

E-mail: jannet-05@mail.ru

Коло наукових інтересів: системи біорадіолокації, математичне моделювання.

Контактний тел.: +38 (093) 349-27-11