

Винахід відноситься до кардіології, зокрема, до двомірної ехокардіографії і може бути використаним для ультразвукової діагностики серцево-судинних захворювань на основі аналізу характеру переміщення внутрішньосерцевих структур у кардіоциклі.

Відомий спосіб діагностики захворювань у пульмонології, описаний в а.с. СРСР №1718821 (5 А61В8/00, ін. 17.05.1989), що складається з ультразвукового сканування легень лінійним датчиком, який працює у В-режимі, і визначення меж їх нижніх країв на вдиху і видиху.

До його недоліків варто віднести те, що для визначення рухливості нижнього краю легені, що є ознакою патологічних змін легень і плеври, не використовується інформація про динаміку переміщення краю легені в циклі "вдих-видих".

З відомих способів діагностики серцево-судинних захворювань найближчим до винаходу по технічній суті і результату, що досягається, є спосіб, описаний в а.с. СРСР №1421306 (5 М. кл. А61В8/00, ін. 25.05.89). Він включає синхронізовану з кардіоциклом покадрову реєстрацію зображень анатомічних структур серця, виділення характерних точок на його анатомічних структурах, вимір у кардіоциклі величини систолічного переміщення (екскурсії) їх елементів і порівняння результатів вимірів з відповідними еталонними величинами. По мірі, і по характеру розходжень діагностують захворювання. При цьому покадровий запис зображення здійснюється при дискретному виведенні на реєстраційний екран індикатора ехокардіографа двох зхокардіограм у моменти, що відповідають визначеним фазам кардіоцикла - систолі і діастолі. Першу ехокардіограму формують у позитивному зображенні в момент початку R-зубця електрокардіосигнала (загальноприйнятий початок систоли шлуночків серця), а другу - формують негативною в момент II-тону фонокардіосигнала пацієнта (загальноприйнятий момент закінчення систоли шлуночків серця). Обидва зображення сполучають і реєструють на одному фотоматеріалі. Отримані зображення порівнюються експертом з відомими йому загальноприйнятими відомостями про зображення в нормі, або при різних патологіях. Розраховуються показники скорочувальної функції серця, на підставі чого здійснюється діагностика серцево-судинних захворювань.

На відміну від способу, згаданого як аналог, прототип дозволяє проводити діагностику патології на підставі вимірів, строго прив'язаних за часом до кардіоциклу. Це дає додаткову інформацію про насосну і скорочувальну функцію серця.

Недоліками даного способу є низька точність діагностики внаслідок відсутності інформації про характер переміщення стінок камер серця, а також значних помилок обчислення кінцево-діастолічного і кінцево-систолічного розмірів, зв'язаних з впливом артефактів у двох отриманих зображеннях і неможливості виконання усереднення (згладжування) результатів вимірів у рамках пропонованого методу. В той же час відомо, що при ряді захворювань (ішемічна хвороба серця, гіпертонічна хвороба, тромбоемболія легеневої артерії й ін.) спостерігаються процеси ремоделювання серця: порушується скоротність міокарда, розвивається його гіпертрофія або, навпроти, витончення стінки, дилатація тих чи інших порожнин серця, що приводить до зміни характеру переміщення стінок серцевих камер. Зазначене робить актуальним формування ознак, що містять більшу кількість інформації про величину й особливості переміщення серцевих структур.

В основу винаходу поставлена задача підвищення інформативності і вірогідності діагностики серцево-судинних захворювань шляхом формування нових, більш інформативних ознак, які зформовані за рахунок використання даних про проміжні стани серцевих структур у кардіоциклі і підвищення точності вимірів в умовах артефактів ультразвукових зображень.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі діагностики серцево-судинних захворювань, що включає синхронізовану з кардіоциклом покадрову реєстрацію зображень анатомічних структур серця, виділення характерних точок на його анатомічних структурах, вимір у кардіоциклі величини систолічного переміщення (екскурсії) їх елементів і порівняння результатів вимірів з відповідними еталонними величинами, згідно з винаходом кардіоцикл додатково розбивають за часом на задане число інтервалів і одержують зображення на границях цих інтервалів. У кожнім з кадрів визначають характерні точки на анатомічних структурах серця, виконують міжкадрову інтерполяцію і згладжування траєкторій переміщення обраних точок. Після цього будують годографи переміщення цих точок, потім порівнюють їх з еталонними годографами і по характеру і величині розходжень діагностують захворювання.

Введення опису переміщення характерних точок у кардіоциклі за допомогою годографа до складу способу дозволяє врахувати проміжні стани серцевих структур і характер їхньої зміни, що забезпечує велику інформативність введеної діагностичної ознаки і, отже, підвищує вірогідність діагностики патологічних станів серця. Введення статистичного усереднення підвищує точність вимірів, а, отже, і діагностичну значимість вимірюваного параметра.

Заявнику невідомі приклади використання особливостей переміщення заданих (характерних) точок серцевих структур як діагностичних ознак, а також застосування статистичної обробки проміжних результатів вимірів для поліпшення ідентифікації з еталонами.

Приклад виконання даного способу ілюструється малюнками, на яких зображено:

фіг.1 - 6 кадрів ультразвукового зображення серця з кардіоциклу, на яких виділені контури лівого шлуночка серця;

фіг.2 - результати обчислення геометричних центрів контурів для 6 кадрів ультразвукового зображення серця, що використані в якості обраних (характерних) точок;

фіг.3 - фазова траєкторія (годограф) геометричного центра лівого шлуночка в кардіоциклі, побудована з використанням міжкадрової сплайн-інтерполяції геометричних центрів, обчислених в кожнім з 12 кадрів, еквідистантно розташованих в часі;

фіг.4 - годограф переміщення геометричного центра лівого шлуночка в кардіоциклі, згладжений функцією тренда, представленої поліномом 6 ступеня.

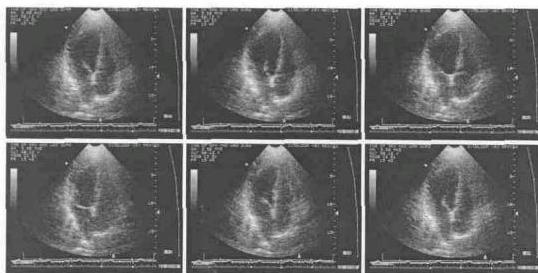
Докладний опис даного способу поєднано з прикладом його конкретного виконання.

Покадровий запис зображень роблять в одній із стандартних ехокардіографічних позицій синхронізовано з кардіоциклом. У кожнім з кадрів виділяють характерні точки на його анатомічних структурах: геометричні центри порожнин, кінці ліній, точки розгалуження і т.д. Як приклад на фіг.1 представлені 6 кадрів ультразвукового

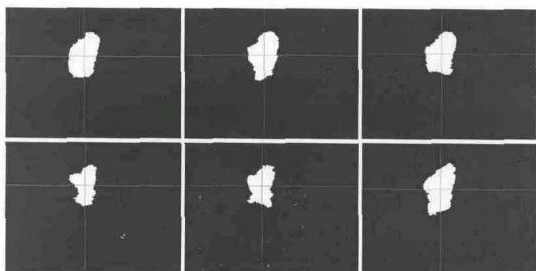
зображення серця еквідистантно розташованих у кардіоциклі, на яких виділені контури лівого шлуночка серця. Виділення контурів на ультразвукових зображеннях здійснюють відомим способом (див. Проблеми біоніки: Всеукр. Межвед. Науч.-техн. Сб. 2001, вип.55, с.78-79). На фіг.2 представлені відповідні результати обчислення геометричних центрів контурів, що використані в якості обраних (характерних) точок.

Фазова траєкторія (годограф) геометричного центра лівого шлуночка в кардіоциклі, побудована з використанням міжкадрової сплайн-інтерполяції геометричних центрів, обчислених у кожному з 12 кадрів (6 з яких зображені на фіг.2), представлена на фіг.3. Очевидно, що внаслідок артефактів ультразвукового зображення отриманий годограф перекручений, і його складно ідентифікувати з еталоном. Для усереднення перешкод використовується функція тренда, що задається поліномом n -го ступеня. На фіг.4 приведений годограф переміщення геометричного центру лівого шлуночка в кардіоциклі, згладжений функцією тренда, представленої поліномом 6 ступеня. Очевидно, що отримане зображення легко ідентифікувати з еталоном набором годографів, що характеризують різні патології.

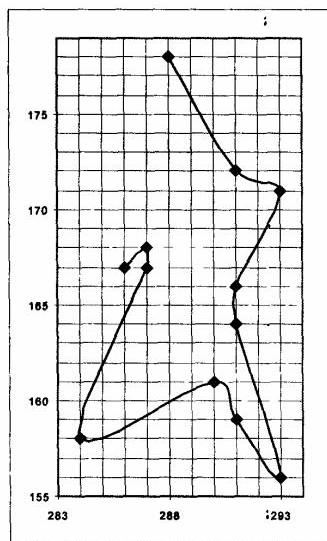
Таким чином, використання винаходу у порівнянні з усіма відомими способами аналогічного призначення забезпечує наступні переваги: велика інформативність використовуваної діагностичної ознаки; велика стійкість щодо помилок вимірів, викликаних артефактами на ультразвукових зображеннях; підвищення точності діагностики патологічних станів серця.



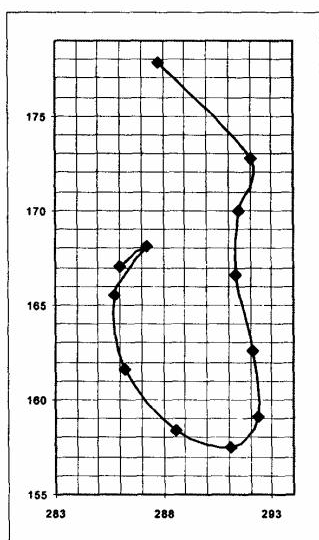
Фіг. 1



Фіг. 2



Фіг. 3



Фиг. 4