

Термографы ФТИНТ НАН Украины: медицинский аспект

Г.В. Шустакова¹, Ю.А. Винник²,
Г.С. Ефимова², Н.Н. Колотилов³,
Н.И. Глушук¹, Э.Ю. Гордиенко¹,
Ю.В. Фоменко¹.

¹Физико-технический институт
низких температур им. Б.И.Веркина
НАН Украины;

²Харьковский областной клинический
онкологический центр;

³Институт ядерной медицины и
лучевой диагностики НАМН Украины

Введение

Разработка тепловизионных систем различного назначения (далее термографов) - одно из направлений деятельности Физико-технического института низких температур им. В.И.Веркина НАН Украины (ФТИНТ НАНУ). За последние двадцать лет в институте разработано свыше 10 различных моделей термографов [2-4,11] (рис. 1-3), позволяющих решать многочисленные задачи тепловой диагностики. Медицинские модификации созданных термографов использовались при исследованиях термотопографии кожи онкологических пациентов Института медицинской радиологии им. С.П. Григорьева НАМНУ (г. Харьков, Украина) [3], Hospitals of Chicago University (USA) [9], Харьковского областного клинического онкологического центра (Украина) и др.

Цель статьи – изложить полученный в ходе исследований опыт использования термографического метода в клинической онкологии.

Материал и методы исследования

Термографические обследования 100 пациентов были проведены с использованием двух различных моделей термографов: усовершенствованной системы [3] со сканированием на основе одноэлементного CdHgTe (кадмий-ртуть-теллур) фотоприемника с азотным уровнем охлаждения и системы на основе неохлаждаемой микроболометрической матрицы [4]. Параметры термографов приведены в таблице. На рис. 4 и 5 приведены интерфейсы главных страниц одноэлементного и матричного термографов.



Рис. 1. Первые модели термографов (специального назначения). Слева направо:
1992 г. - термограф на основе одноэлементного высокотемпературного сверхпроводникового болометра для работы в широком спектральном диапазоне (зеркальный объектив);
1994 г. - термограф на основе охлаждаемого одноэлементного полупроводникового приемника для регистрации удаленных объектов в широком спектральном диапазоне;
1996 г. - термограф на основе охлаждаемого одноэлементного полупроводникового приемника для визуализации удаленных объектов (9-ти линзовый германиевый объектив).



Рис. 2. Модели термографов на основе *охлаждаемых* полупроводниковых приемников. Слева направо: 1997 г. - первый конверсионный термограф на основе одноэлементного приемника. Опыт 2 лет работы в жарком сухом климате; 1998 г. - термограф на основе одноэлементного приемника – базовая модель (до 2013 г. изготовлено и внедрено 20 приборов); 2002 г. - термограф на основе восьмиэлементной линейки приемников (совместная разработка с Институтом физики полупроводников НАНУ и Научно-исследовательским институтом микроприборов НАНУ); 2004 г. – термограф «с открытой архитектурой» для применения в научных исследованиях (совместная разработка с Аргоннской национальной лабораторией, США) [11].; 2008 г. - усовершенствованная базовая модель со встроенным карманным персональным компьютером.



Рис. 3. Термографы на основе *неохлаждаемых* болометрических матриц большого формата. Слева направо: 2009 г. - термограф на основе матрицы форматом 320x240 элементов; 2012 г. - термограф на основе матрице форматом 384x288 элементов со встроенным экраном.

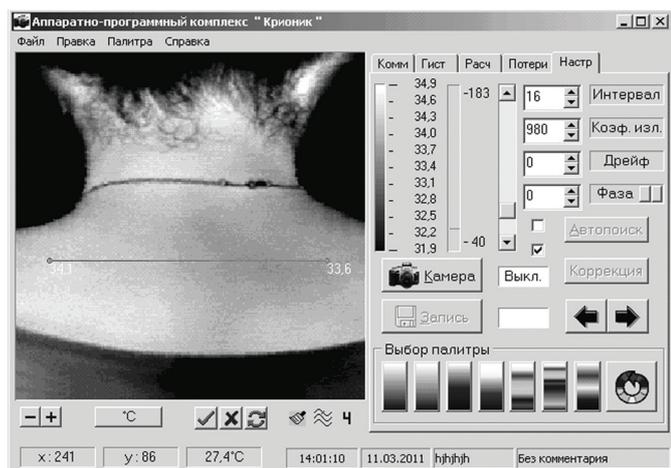


Рис. 4. Интерфейс одноэлементного термографа.

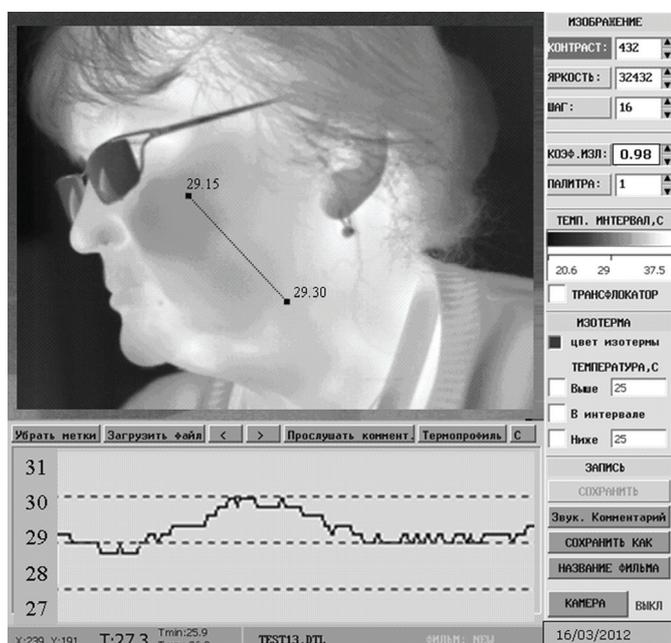


Рис. 5. Интерфейс многоэлементного термографа.

Особенностью термографов является модульная конструкция приборной и программной частей [2,11], что позволяет адаптировать их под конкретные задачи термодиагностики.

Даже самые совершенные термографы измеряют абсолютную температуру с точностью, не превышающей $\pm 0,6$ °C на уровне 30°C. Кроме того, тепловое поле человека претерпевает постоянные изменения, зависящие от множества факторов [5-8,10]. Поэтому при анализе тепловых полей человека использовали преимущественно относительную температурную шка-

лу. Точность измерений при этом определяется температурной чувствительностью используемого термографа.

Обследование проводили в кабинете с условиями микроклимата, соответствующими требованиям точной клинической термодиагностики [6,8]. Подготовка больных соответствовала классическим правилам [8].

Пациенты обследовались во фронтальной, сагиттальной и косых проекциях. В каждой проекции делали несколько термограмм, чтобы повысить точность измерений и минимизировать случайную погрешность.

Результаты и их обсуждение

Разработанные термографы применялись в двух основных направлениях: (1) диагностика и (2) контроль динамики заболевания и эффективности лечения.

У большинства здоровых людей тепловые поля симметричны относительно средней линии тела [1], и основным термографическим методом для диагностики заболевания является выявление нарушения тепловой симметрии. На рисунках 6, 7 приведены примеры термодиагностики новообразований по выявленному нарушению симметрии тепловых полей. Все диагнозы в дальнейшем были верифицированы.

Киста правого яичника (рис.6). Область гипотермии в области малого таза с максимальным градиентом $\Delta T \approx -2,2$ °C (диагностирована киста правого яичника).

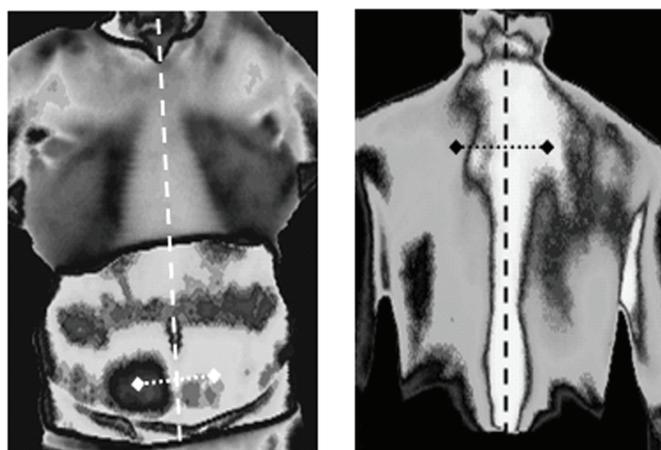


Рис. 6. Асимметрия термотопографии: киста правого яичника (слева); рак верхушки правого легкого (справа).

Рак верхушки правого легкого (рис.6). Область гипертермии на спине справа с максимальным градиентом температур относительно оси симметрии $\Delta T \approx 0,55^\circ\text{C}$ (диагностирован рак верхушки правого легкого).

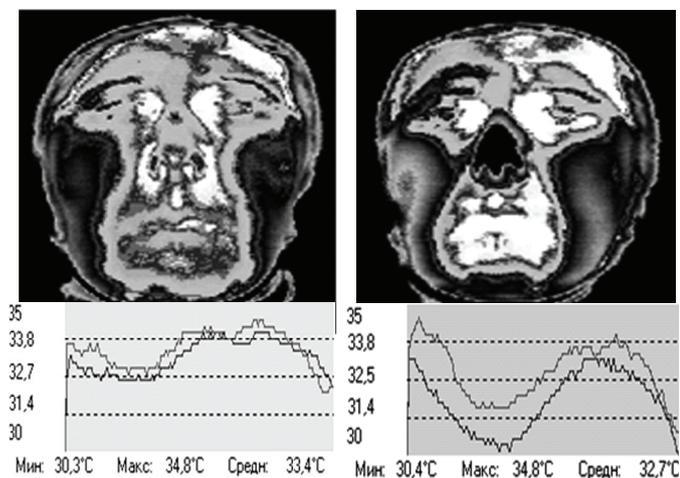


Рис. 7. Асимметрия термотопографии: плоскоклеточный рак левой верхнечелюстной пазухи до лечения (слева) и после 1-го курса ХТ (справа). Под термограммами приведены соответствующие профили температур вдоль симметричных линий, проведенных из центра глазниц вниз.

Плоскоклеточный рак верхнечелюстной пазухи (рис.7). На графиках под термограммами для количественной характеристики термоасимметрии представлены профили температуры вдоль вертикальных линий, идущих сверху из центра глазниц вниз. До лечения средний градиент термоасимметрии (рассчитанный по произвольно выбранным на лице-

вой области 20 парам симметричных точек) составил $\Delta T \approx 0,65^\circ\text{C}$, после первого курса ХТ — $\Delta T \approx 1,85^\circ\text{C}$.

При использовании термографического метода для контроля динамики заболевания (рис. 8-10) не ограничивались только качественным и количественным анализом изменения распределения температур в выявленных ранее «областях интереса». Неинвазивность метода позволила проводить термографический контроль многократно и всесторонне, благодаря чему были выявлены разнообразные осложнения состояния больного, в том числе новые злокачественные образования, метастазы и т.д.

Рак ротового отдела глотки (рис.8). Представлена серия боковых термограмм пациента со злокачественной опухолью орофарингеальной зоны. Термограммы демонстрируют развитие в процессе ХРТ гипертермических областей (обусловленных преимущественно мукозитом) в относительной шкале температур (относительно температуры века). Закрашенные участки имеют температуру, равную или превышающую опорную температуру. Пунктирным овалом очерчена область, выбранная для количественных расчетов [9].

Радикальная мастэктомия (рис.9). В конце полного курса РТ после радикальной мастэктомии обнаружены новые гипертермические зоны над соском левой молочной железы с температурным градиентом $\Delta T \approx 1,2^\circ\text{C}$ и в левой подмышечной области с $\Delta T \approx 1,7^\circ\text{C}$. После проведения дополнительного обследования диагностированы новый злокачественный очаг и метастатическое поражение контрлатеральных подмышечных лимфоузлов.



Рис. 8. Изменение гипертермических областей в процессе ХРТ в относительной шкале температур (слева направо): до начала лечения, после 2-го и 4-го курсов ХРТ. Пунктирный овал показывает «область интереса», выбранную на боковых термограммах пациента для количественных расчетов.

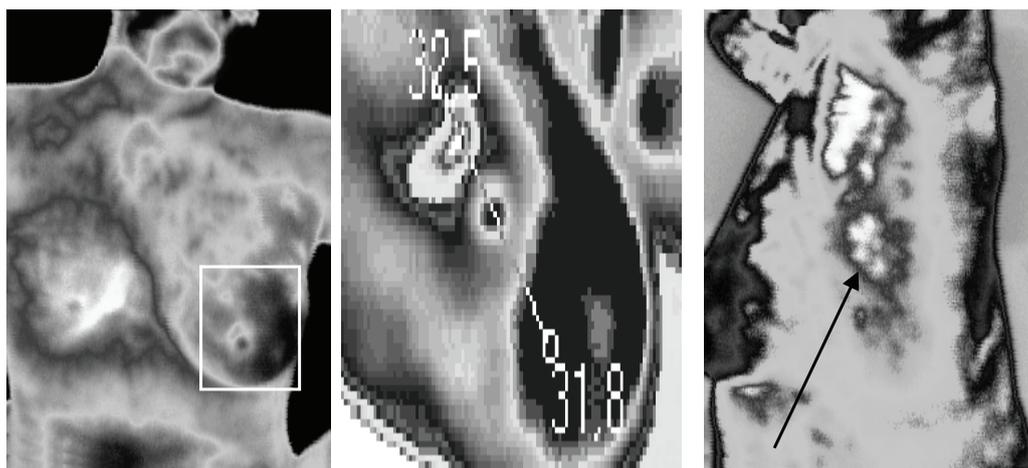


Рис. 9. Термограммы, полученные в процессе лечения (слева направо): фронтальная термограмма пациентки после радикальной мастэктомии и полного курса РТ; фрагмент левой молочной железы с новым злокачественным очагом; боковая термограмма с изображением метастатического поражения контрлатеральных подмышечных лимфоузлов.

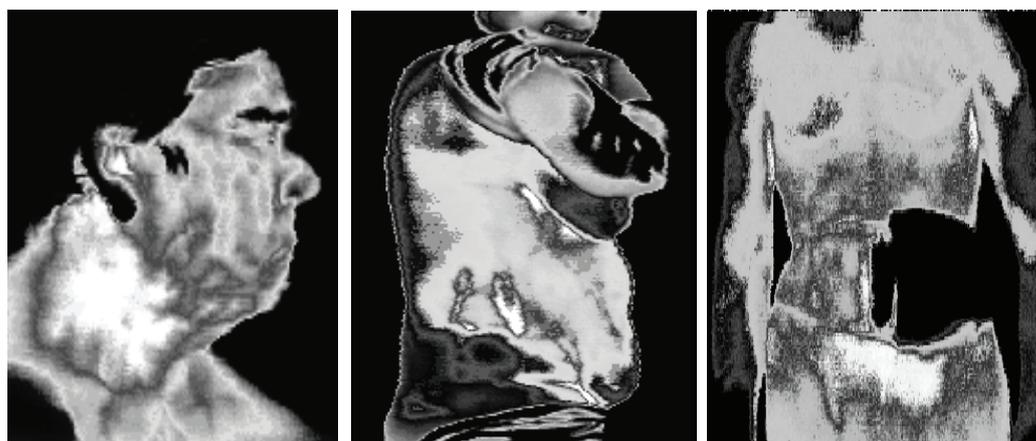


Рис. 10. Термограммы, полученные в процессе лечения (слева направо): радиодерматит и острый радиомукозит после полного курса РТ по поводу метастатического поражения лимфоузлов; имплантационный метастаз в рубце после правосторонней нефрэктомии; в) послеоперационная кишечная непроходимость (гипотермическая зона – повязка).

Метастатическое поражение лимфоузлов шеи справа (рис. 10). В «области интереса» наблюдается гипертермическая область с $\Delta T \approx 3,3 \text{ }^\circ\text{C}$, обусловленная развитием радиационного дерматита и острого мукозита после РТ методом классического фракционирования с модификацией цитостатиком (суммарная поглощенная доза 22 Гр.).

Имплантационный метастаз в рубце (рис. 10) - выявлена область гипертермии с $\Delta T \approx 2,5 \text{ }^\circ\text{C}$ после правосторонней нефрэктомии по поводу опухоли почки.

Кишечная непроходимость (рис. 10) выявлена термографическим методом по обширной области гипертермии в нижней части живота с

$\Delta T \approx 3^\circ\text{C}$ через 5 дней после удаления злокачественной опухоли с частью кишечника (темное пятно – марлевая повязка).

Локальная термосемиотика злокачественных, рецидивных и метастатических опухолей.

Практически любая злокачественная опухоль в кожной проекции идентифицируется как гипертермическая структура с градиентом «опухоль – окружающая ткани» от $0,5^\circ\text{C}$ до 7°C (частный вариант – градиент термоасимметрии). Градиент не зависит от гистологического строения новообразования, а определяется глубиной расположения опухолевого очага, васкуляризацией опухоли и окружающих тканей, толщи-

Таблица.
Основные параметры термографов.

Характеристики	Со сканированием	Матричный
Количество элементов приемника	1	384x288
Рабочая температура приемника, °С	-196	+20
Спектральный диапазон, мкм	8-14	8-14
Формат изображения	256 x 256	-
Пространственное разрешение, мрад.	1,5	1,2
Температурная чувствительность при 30 °С, °С	0,1	0,07
Поле зрения, град.	25 x 25	26 x 20
Частота кадров, Гц	1	15

ной подкожной клетчатки. Локальная термосемиотика злокачественной опухоли отличается от таковой очага воспаления величиной. Термосемиотика кожных проекций метастазов в регионарные лимфатические узлы принципиально не отличается от термосемиотики первичного опухолевого очага. Термографическое изображение опухоли, как правило, превышает визуально определяемые на операции границы новообразования (а также КТ, МРТ границы), что обусловило введение понятия «опухолевого поля» - зоны между периметрами термографического и визуального изображений опухоли. Термосемиотика рецидивной опухоли практически идентична таковой первичного опухолевого очага [7].

Выводы

Обе разработанные модели термографов могут быть успешно использованы в клинической онкологии для диагностики и контроля динамики заболевания. Опыт использования обеих моделей не выявил в рамках метода пассивной термографии значительного преимущества в информативности термограмм, полученных на более дорогом матричном термографе.

Работа выполнена при финансовой поддержке НАН Украины в рамках научно-технического проекта «Разработка анализатора тепловых полей для научных исследований» (Программа научного приборостроения НАН Украины).

Литература

1. Возианов А.В. Клиническая термодиагностика. Атлас термограмм / А.В.Возианов, Л.Г. Розенфельд, А.М. Сердюк [и др.]. – К.: Здоров'я, 1991. – 76 с.
2. Гордиенко Э.Ю. Многоэлементный тепловизор на основе неохлаждаемой болометрической матрицы / Э.Ю.Гордиенко, Н.И.Глуцук, Ю.Я.Пушкар [и др.] // Приборы и техника эксперимента. – 2012. – №4. – С. 85-88.
3. Гордієнко Е.Ю. Медичний інфрачервоний термограф / Е.Ю.Гордієнко, Ю.В.Фоменко, Г.В.Шустакова, Г.С.Єфімова // Збірник доповідей 2-ї Науково-технічної школи-семінару «Біомедичні інформаційні технології в охороні здоров'я»: м. Київ – Жукин. - 2009. - С.185-187.
4. Гордиенко Э.Ю., Шустакова Г.В., Фоменко Ю.В., Глуцук Н.И. Многоэлементный медицинский тепловизор // Біологічна і медична інформатика та кібернетика (БМІК-2012): матеріали щорічної науково-технічної школи-семінару, ФМІШ Жукин, 18–22 червня 2012 р. – Київ: НАН України – 2012. – Ч. 2. – 176 с. (С.121-126)
5. Иваницкий Г.Р. Тепловидение в медицине / Г.Р.Иваницкий // Вестник Российской академии наук. - 2006. - т. 76, № 1. - С. 48-62.
6. Основы клинической дистанционной термодиагностики / Под ред. Л.Г.Розенфельда. – К.: «Здоров'я». – 1988. – 224 с.
7. Розенфельд Л.Г. Дистанционная инфракрасная термография в онкологии / Л.Г.Розенфельд, Н.Н.Колотилов // Онкология. – 2001. - №2-3. – С.103-106.

8. Розенфельд Л.Г. Методика и техника термографии / Л.Г.Розенфельд, Н.Н.Колотилов // Мед. радиология. – 1992. -№ 5-6. – С.48-50.

9. Шустакова Г.В. Тепловизионная методика прогнозирования острого мукозита у онкологических больных / Г.В.Шустакова, В.Г.Ефременко, В.А.Новосад [и др.] // Кибернетика и вычислительная техника. - 2011. - вып. 164. - С.71-77.

10. Diakides N.A. Medical Infrared Imaging / N.A.Diakides, J.D Bronzino. - CRC Press, 2007. - 448 p.

11. Yefremenko V. A Broadband imaging system for research applications / V.Yefremenko, E.Gordiyenko, G.Shustakova [et al.] // Review of Scientific Instruments. – 2009. – Vol.80. – P.56-61.

ТЕРМОГРАФИ ФТІНТ НАН УКРАЇНИ: МЕДИЧНИЙ АСПЕКТ

*Г.В. Шустакова, Ю.А. Винник, Г.С. Єфимова,
М.М. Колотилов, Н.І. Глуцук,
Е.Ю. Гордієнко, Ю.В. Фоменко*

В статті викладено 20-річний досвід конструювання та експлуатації інфрачервоних термографів,

зокрема в галузі променевої діагностики в онкології. Розглянуто кількісні та якісні показники термосеміотики злоякісних пухлин. Визначені перспективні напрямки науково-дослідних робіт по застосуванню термодіагностики в онкології.

THERMOGRAPHS OF THE PHTILT OF NATIONAL ACADEMY OF SCIENCES OF UKRAINE: MEDICAL ASPECTS

*H.V. Shustakova, Yu.A. Vynnyk,
H.S. Yefymova, M.M. Kolotylov, N.I. Hluschuk,
E.Yu. Hordiyenko, Yu.V. Fomenko*

The article describes a 20-year experience in constructing and operating the infrared thermographs, particularly in the field of diagnostic radiation in oncology. There are examined quantitative and qualitative indicators of cancer thermosemiotics. There are defined promising areas of scientific research on application of thermodiagnosis in oncology.

Патенти

СПОСІБ РАНЬОЇ ДІАГНОСТИКИ МЕТАЕПІФІЗАРНОГО ОСТЕОМІЄЛІТУ У ДІТЕЙ

№ 79123, Дігтяр Валерій Андрійович (UA); Лук'яненко Дмитро Миколайович (UA); Садовенко Олена Геннадіївна (UA); Жаріков Микола Юрійович (UA)

Спосіб ранньої діагностики метаепіфізарного остеомієліту у дітей, що включає ультразвукове дослідження суглобів, м'яких та кісткових тканин, який відрізняється тим, що ультразвукове дослідження проводять лінійними датчиками 3,5-7,5 МГц дітям на 1-3 добу від початку захворювання і далі з інтервалом в 2-3 доби, при цьому додатково проводять рентгенограму ураженого сегмента кінцівки на 10-14 добу від початку захворювання.

СПОСІБ ОЦІНКИ РОЗТАШУВАННЯ ОБ'ЄМНИХ ПРОЦЕСІВ НИРОК ВІДНОСНО СУДИН ВОРІТ НИРКИ

№ 79161, 10.04.2013, Підмурняк Олексій Олексійович (UA)

Спосіб оцінки розташування об'ємних процесів нирок відносно судин воріт нирки шляхом оцінки серійних комп'ютерних томограм з наступною візуалізацією нирки, який відрізняється тим, що проводять спіральну комп'ютерну томографію із 3D моделюванням перед ендовідеохірургічною операцією.

СПОСІБ ОЦІНКИ ЕФЕКТИВНОСТІ ЛІКУВАННЯ АРАНІДИПІНОМ ХВОРИХ НА ІШЕМІЧНУ ХВОРОБУ СЕРЦЯ З СТЕНОКАРДІЄЮ ТА АРТЕРІАЛЬНОЮ ГІПЕРТЕНЗІЄЮ З ПОРУШЕННЯМ ДІАСТОЛІЧНОЇ ФУНКЦІЇ ЛІВОГО ШЛУНОЧКА ПО ГІПЕРТРОФІЧНОМУ ТИПУ

№ 79251, 10.04.2013, Бичко Михайло Васильович (UA); Вайда Мирослава Федорівна (UA); Вайда Володимир Володимирович (UA)

Спосіб оцінки ефективності лікування аранідипіном хворих на ішемічну хворобу серця з стенокардією та артеріальною гіпертензією з порушенням діастолічної функції лівого шлуночка по гіпертрофічному типу, який включає порівняння стану хворих до і після лікування, який відрізняється тим, що до лікування аранідипіном у хворого в стані спокою проводять доплер-ехокардіографію і визначають трансмітральний кровоплин шляхом вимірювання швидкості раннього діастолічного наповнення, далі після лікування аранідипіном проводять аналогічне дослідження, при цьому, якщо швидкість раннього діастолічного наповнення лівого шлуночка збільшиться на 15% і більше в порівнянні з швидкістю до лікування, то гемодинамічний результат та антиангінальний ефект оцінюють як позитивні.