

маленькие изменения сопротивления на фоне большого основного (базовое сопротивление около 1кОм, а изменение этого сопротивления может быть меньше 1 ома). Поэтому много факторов могут влиять на результат измерения, в том числе и различные помехи.

Список информационных источников

1. Пеккер Я.С., Бразовский К.С., Усов В.Э., Плотников М.П., Уманский О.С. Электроимпедансная томография. Сибирский государственный университет, 2004г.

2. А.В. Фокин, К.С. Бразовский. Источник тока для электроимпедансной томографии. Томский политехнический университет, 2008г.

3. Griffiths H., Zhang Z. A dualfrequency electrical impedance tomography system // Phys. Med. Biol. – 1989. – V. 34. – No 10. – P. 1465–1476.

4. Корженевский А.В., Корниенко В.Н., Культиасов М.Ю. и др. Электроимпедансный компьютерный томограф для медицинских приложений. Приборы и техника эксперимента 1997; 3: 133.

ТЕПЛОВИЗОРЫ В МЕДИЦИНЕ

Хабаров А.Н.

Юргинский технологический институт

Томского политехнического университета, г. Юрга

*Научный руководитель: Федосеев С.Н., ассистент кафедры
металлургии черных металлов*

Тепловизор – оптико-электронный прибор, который предназначен для бесконтактного (дистанционного) наблюдения, измерения и регистрации пространственного/пространственно-временного распределения радиационной температуры объектов, находящихся в поле зрения прибора, благодаря формированию временной последовательности термограмм и определения температуры поверхности объекта по известным коэффициентам излучения и параметрам съемки (температура окружающей среды, пропускание атмосферы, дистанция наблюдения и т.п.). Первые тепловизионные системы были созданы в конце 30-х гг. 20 в.

Самую значимую информацию получают с термограмм тела человека, а именно распределение температур по поверхности тела.

Визуализированные температурные поля позволяют судить о состоянии периферийного кровотока и дают информацию о глубинных процессах, которые протекают в организме. Тепловизионные системы в настоящее время находят применение и опробованы в следующих направлениях медицинской диагностики [1] :

1. Неврология.
2. Онкология.
3. Травматология и ортопедия.
4. Ангиология.
5. Реконструктивно-восстановительная хирургия.
6. Общая хирургия , в том числе и у детей.
7. Эндокринология.
8. Артрология .
9. Оториноларингология. [1]

Развитие тепловизионной техники началось еще в начале 60-х гг. прошлого века разработкой и исследованиями приборов по 2 главным областям:

при помощи аппаратов не имеющих механического сканирования на основе двумерных ИК-приемников.

при помощи дискретных приемников излучения вместе с системами сканирования (развертки) изображения;

На данный момент выделяют 4 поколения развития такой техники [2,3].

0 поколение которое основывается на применении двумерной (строчной и кадровой) развертки с помощью сканирующей оптико-механической системы и единичных охлаждаемых приемников [4];

1 поколение - на применении строчных линеек приемников и упрощенной кадровой развертки [4];

2 поколение - на использовании сгруппированных нескольких линеек (с временной задержкой и накоплением) и низкоскоростной системой развертки. Ко второму поколению относят вакуумные приборы с электронным сканированием приемной мишени –пироконы [4].

Принципиально новое 3 поколение основано на применении «одновременно смотрящих» - фокально-плоскостных (FPA - Focal Plate Area) и двумерных твердотельных многоэлементных (матричных) приемников излучения (МПИ), то есть без использования оптико-механических систем развертки;.

Первые тепловизионные приборы для медицинской диагностики использовали одноэлементные или линейные матричные приёмники излучения.

Это потребовало разработки сканирующих тепловизоров, основанных на использовании метода развертывающего преобразования, который предложил советский ученый Ф. Е. Темников.

Одной из главных характеристик таких систем сканирования является время, необходимое для анализа теплового поля. С этой точки зрения оптико-механические системы сканирования условно классифицируют на три вида: низкоскоростные (время анализа поля $T_k > 20$ с), среднескоростные ($0,5$ с $< T_k < 20$ с) и высокоскоростные ($T_k < 0,5$ с).

В ГОИ им С.И. Вавилова под научным руководством члена корреспондента РАН М.М. Мирошникова [2] с 60 годов прошлого столетия проводились последовательные разработки всех типов сканирующих тепловизоров. Результатом этих разработок для применения в народном хозяйстве и медицине в промышленность были внедрены разработки тепловизоров «Янтарь-МТ», «Статор-1», Вулкан, Тайга-2, «Рубин-1» («Рубин-МТ»), «Радуга-2», «Радуга-МТ» [5]

На современном этапе широко используются матричные тепловизоры. Из ряда иностранных тепловизионных систем выделяют:

- Новые тепловизоры TH9100MR/WR и TH9100SL которые разработали специально для применения в медицинской области. Уникальная лицензионная матрица пятого поколения совместного производства США/Япония позволяет добиться температурного разрешения в $0,06^{\circ}\text{C}$ и $0,02^{\circ}\text{C}$, соответственно, при погрешности измерения в пределе $\pm 1^{\circ}\text{C}$.

- Тепловизор IR235B, который позволяет высокоэффективно выделять объекты с повышенной температурой из движущейся толпы.

В связи с использованием принципа накопления информационного сигнала матричные тепловизоры при прочих равных условиях выигрывают у сканирующих систем по совокупности таких параметров, как надежность, чувствительность, быстродействие и пространственное разрешение.

С помощью современных тепловизоров можно обнаружить опухоли размерами в несколько миллиметров, чего не позволяет сделать никакой другой метод.

Однако дальнейшее совершенствование медицинских тепловизоров и тепловизоров для оперативного контроля и выявления инфицированных больных в аэропортах, на паромных причалах, железнодорожных станциях обусловлено следующими новыми

тенденциями в развитии тепловизионной техники для военных применений: так, в последние годы

- разработан унифицированный ряд многооконных модулей, предназначенных для использования в ОЭС различного назначения;

- созданы макетные образцы модулей матричных двухоконных устройств (ФПУ) на 3–5 и 8–12 мкм на основе структур с квантовыми ямами (КЯ) и матричных микроболометрических приемников излучения. В наибольшей степени требованиям на разработку многооконных систем удовлетворяют фотоприемники на основе квантово-размерных эффектов (КРЭ), физические структуры которых могут быть получены методами молекулярно-лучевой эпитаксии (МЛЭ), позволяющей формировать на подложке монокристаллические п/п слои с необходимыми свойствами вплоть до моно атомной толщины. В 90-е годы XX века появились тепловизионные приборы на QWIP-матрицах с высокой технологичностью, воспроизводимостью, однородностью параметров по элементам с форматом 256x256, 320x240, 320x256, 640x512 и 1024x1024 элемента. Полученная чувствительность довольно высока: у лучших приборов NETD даже ниже 10 мК, типовых – 20 мК, средних – 35 мК. QWIP-матрицы обладают способностью управления спектральной чувствительностью и возможностью перейти в будущем от гибридных структур фокальных матриц к монолитным .

Расширение области чувствительности этих фокальных фотоприемных матриц, первоначально названных QD оптоэлектронными приборами (наноструктуры с так называемыми квантовыми точками - quantum dots), получившими в последствии название QWIP матрицы, - матрицы ИК-фотоприемников с множественными квантовыми ямами (структура AlGaAs/GaAs), осуществлялось постепенно.

Применение новых тепловизионных систем, чувствительных в области спектра длинноволнового ИК-диапазона (7,5...14 мкм) и ТГц- диапазона (30...300 мкм) может привести к существенному расширению возможностей и увеличению точности постановки медицинской диагностики и выявления инфекционных больных, т.к. тепловое излучение ТГц- диапазона (30...300 мкм) позволяет принимать информацию от областей тела человека, расположенных под кожным покровом.