

XIX Міжнародна науково-технічна конференція “ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи”, 13-14 травня 2020 року, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

Systems and Signal Processing, №83. pp. 406–438, 2017.

- [2] І. М. Яворський, *Математичні моделі та аналіз стохастичних коливань*. Львів, Україна: ФМІ НАН України, 2013.

UDK 535-15

**THERMOGRAPHIC DIAGNOSTICS AND ANALYSIS OF THERMAL IMAGES
IN MEDICAL PRACTICE**

Muraviov O. V.

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

E-mail: stals98@ukr.net

Using of thermal imaging camera is a highly effective and informative means of patients screening for the detection of inflammatory processes in the early disease stages. Nowadays criteria of thermal imaging diagnostics for more than two hundred diseases and pathological conditions are developed and this list is constantly being replenished.

It is known, that various parts of human body have an individual normal average temperature, due to the existence of features in the degree of their blood supply and innervations. However, surface temperature of symmetrical sections for the same areas does not significantly differ normally. Consequently, opposite symmetrical region of the body should be used as a control site for identifying pathologies.

Medical thermography is becoming more widely used every day in multi-disciplinary medical institutions. The work of thermographer during screening diagnostics takes place, as a rule, in unstable environmental conditions. This determines requirements for medical worker to have a high qualification and special abilities to take into account the influence of external factors, as well as, incomplete thermal adaptation of patients in the diagnostic process [1]. Therefore, one of the pressing issues remains the increase in the information content and the correspondence of the taken indicators to the real temperature of the surface area of the object under observation. Therefore, one of the pressing issues remains the increase in information content and correspondence of taken indicators to real temperature of surface area at observation object. It is worth noting, that diagnosis adequacy also depends on correct interpretation of thermograms, which, in turn, is possible only when a clear image with high quality is obtained. The above parameters largely depend on the operating conditions and influence of environmental factors to thermography camera design.

Today, thermography diagnostics is used in various areas of medicine: oncology, mammalogy, otorhinolaryngology, cardiac surgery, forensic examination and others. One of the most important problems at cardiac surgical interventions is ischemic myocardial damage, since normal coronary perfusion is absent due to aorta clamping. For complete control over the temperature distribution using of infrared cameras is

promising and innovative, that allows to get a highly informative image of temperature distribution on entire heart surface [2, 3].

Temperature fluctuations on myocardium surface in study area are clearly defined during hypothermia and hyperthermia under conditions of cardiopulmonary bypass. Exact temperature control of cooling and heating for brain and heart tissues minimizes cardiopulmonary bypass time and provides maximum protection of myocardium during surgery manipulation.

Temperature lowering of the heart and brain from +36 °C to +18 °C is the main factor in protecting against brain hypoxic damage when these organs are turned off from blood circulation during open heart surgery. During warming at the initial stage temperature difference between heat transfer agent and human body should not exceed 5 °C. At other stages of patient warming until 36 °C, the temperature gradient should not exceed 8 °C and heat transfer agent temperature should be strictly maintained in range of 39,0-39,5 °C [4]. Consequently, during such operations high-precision temperature control is necessary, both for the heat carrier and patient.

Thermal imaging cameras use two wavelength ranges of the optical spectrum that correspond to atmospheric transparency windows: 3-5 micrometers or 8-14 micrometers. However, in the case of medical thermography choice of spectral range is not solely due to requirements of atmosphere transparency, since measurement object (human) is situated close to the camera and level of infrared radiation absorption by air is significant less [5]. At the same time, it was found that thermography cameras operating in spectral range of 3-5 μm are more sensitive to reflexes of skin reradiation from thermal radiation external sources. Considering that the maximum spectral intensity of human body radiation with temperature of 37 °C is approximately at 9.3 μm [6] and the influence of spurious backgrounds is less significant in range of 8-14 μm, it is advisable focusing at photodetector nodes design for medical thermal imagers of this spectral range.

Keywords: infrared imaging camera, medical heat vision, open heart surgery, thermography diagnostics, thermogram analysis.

References

- [1] К. М. Ставоровский, "Автоматична діагностика та аналіз термограмм в медичній практиці", *ElectronComm*, vol. 19, № 1 (78), pp. 47-55, 2014.
- [2] А. В. Муравьёв, "Пассивная термостабилизация оптической системы тепловизора и перспективы его применения в медицинской диагностике", на *10-й Междунар. научно-техн. конф. Приборостроение*, Минск, pp. 385-387, 2017.
- [3] Zhong-Shan Deng, Jing Liu, "Enhancement of thermal diagnostics on tumors underneath the skin by induced evaporation", in *Proc. of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai*, pp. 7525-7528, 2005.
- [4] А. В. Муравьёв, Е. А. Назарчук, "Термостабилизация качества изображения оптической системы термографа", *Вісник інженерної академії України*, № 4, pp.195-199, 2016.
- [5] О. В. Муравйов, О. О. Назарчук, "Компенсація терморозфокусування оптичної системи тепловизора та перспективи його використання в медичній діагностиці", *Вісник інженерної академії України*, № 1, pp. 124-131, 2017.

- [6] М. А. Морозов, А. В. Муравьёв, "Современная лазерная дальнометрия", на 9-й Международ. научно-техн. конф. молодых ученых и студентов Новые направления развития приборостроения, Минск, pp. 38, 2016.
- [7] А. В. Муравьёв, "Пассивная атермализация оптической системы медицинского термографа", *TRENDS OF MODERN SCIENCE*, vol. 15, pp. 88-91, 2018.

УДК 620.179.14

КОНТРОЛЬ СТРУКТУРИ ВОДИ ЗА ДОПОМОГОЮ ВИХРОСТРУМОВОГО МЕТОДА ВИЩИХ ГАРМОНІК

Баженов В. Г., Калениченко Ю. О., Рацбарський С. С.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: vgbazhenov@gmail.com

Кожна людина може споживати біля 2-х літрів води за добу. Ціна води залежить від її якості і від виробника. Тому контроль якості води є дуже актуальною задачею. Відомі методи експрес-аналізу, але вони ведуть контроль тільки по електропровідності, також відомі методи хімічного повного аналізу, але вони затратні по часу і не контролюють структуру води (відома жива вода, мертва вода, свячена вода і.т.д. хімічний склад яких може не відрізнятися). Структуру води можна контролювати за допомогою сучасних мікроскопів, але для цього треба зробити заморожені її зразки, а потім аналізувати отримані фігури, але такий метод також потребує багато часу і фінансових затрат.

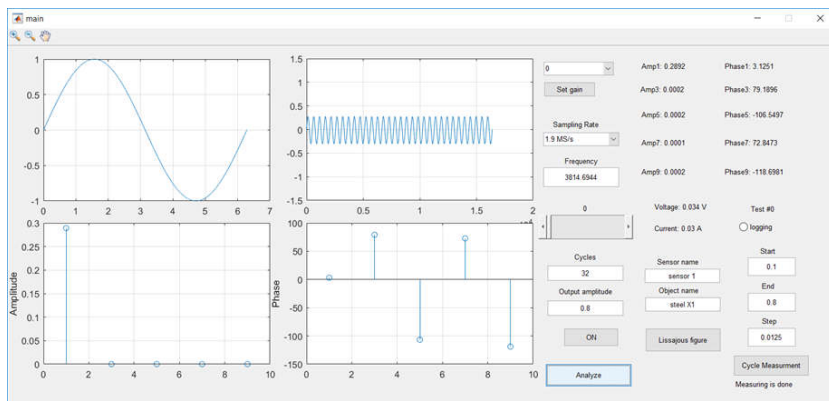


Рис.1. Інтерфейс виміральної системи

На кафедрі ПСНК КПІ ім. Ігоря Сікорського розроблено автоматичну цифрову систему «Структуроскоп» за допомогою, якої можна визначати не тільки зміни структурної решітки металів, але й води якщо її попередньо заморозити за допомогою рідкого азоту.

В якості сенсора використовується спеціальний вихрострумний перетворювач з феритовим осердям. Діючий макет представляє собою повністю автоматичну комп'ютеризовану цифрову інформаційно-вимірвальну систему яка дозволяє повністю автоматизувати як саме експериментальне дослідження матеріалів, так і оформлення протоколів дослідження у вигляді заданого сімейства графіків від параметрів вхідного сигналу, цифрових параметрів роботи системи, вихідного (інформаційного) сигналу, дати і часу проведення діагностики.