

بررسی عملکرد تصویربرداری حرارتی در علم پزشکی

حسین قیومی زاده^۱، جواد حدادنیا^۲

^۱ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، دانشگاه حکیم سبزواری

^۲ دانشیار گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه حکیم سبزواری

نشانی نویسنده مسئول: خراسان رضوی، سبزوار، دانشگاه حکیم سبزواری، دانشکده برق و کامپیوتر، گروه مهندسی پزشکی، دکتر جواد حدادنیا

E-mail: jhaddadnia@yahoo.com

وصول: ۹۳/۱/۳۰، اصلاح: ۹۳/۳/۱۱، پذیرش: ۹۳/۳/۲۰

چکیده

دمای بدن انسان می تواند شاخصی طبیعی برای تشخیص برخی از بیماری ها باشد. تصویربرداری حرارتی (ترموگرافی) با استفاده از روش مادون قرمز شیوه ای سریع، غیرتهاجمی، بدون تماس و انعطاف پذیر برای نظارت بر درجه حرارت بدن انسان می باشد. علاوه بر این، تصویربرداری حرارتی می تواند نقشه درجه حرارت سطح بدن را بدون تماس با آن، ارائه نماید. در سال های اخیر تحقیقات وسیعی برای افزایش استفاده از دوربین های حرارتی و به دست آوردن ارتباط نزدیک بین فیزیولوژی حرارتی و دمای پوست انجام شده است. تصویربرداری حرارتی در تشخیص سرطان پستان، بیماری های مرتبط با پاتولوژی خون (نظیر آرتریو اسکلووز، بیماری عروق محیطی، ترومبوزهای وریدی، اثرات وازوکنستریکتورها از قبیل نیکوتین) - بیماری های مرتبط با پاتولوژی مفاصل و استخوان ها و به ویژه تشخیص بیماری های مرتبط با پاتولوژی تومورال و بیماری های نوزادان دارای عملکرد موفقیت آمیزی است. در مقاله ارائه شده سعی بر آن است که نحوه عملکرد دوربین های حرارتی و همچنین قابلیت و مزیت های تصویربرداری حرارتی در تشخیص بیماری های مختلف در آن حوزه بررسی گردد.

واژه های کلیدی: تصویربرداری حرارتی؛ سرطان پستان؛ بیماری های زنان؛ غربالگری.

مقدمه

محدوده باریکی حفظ می شود که حدود ۳۳ الی ۴۲ سانتیگراد می باشد. این تنظیم دمای هسته داخلی برای عملکرد طبیعی بدن انسان ضروری است. تغییر چند درجه ای دمای هسته های داخلی به عنوان نشانه روشنی از بیمارهای احتمالی در نظر گرفته می شود. توانایی ثابت نگاه داشتن دمای هسته ای بدن را به عنوان thermoregulation می شناسند (۵). دماسنج ها از قرن ۱۷ به بعد توسعه داده شدند (۶). جورج مارتین به طور منظم تغییرات درجه حرارت روزانه در افراد سالم را به وسیله دماسنج مورد بررسی قرار داد (۷). Carl wunderlich در

از لحاظ تاریخی، درجه حرارت یک شاخص بسیار خوبی برای سلامت می باشد (۱،۲). از چهارصد سال قبل از میلاد درجه حرارت به عنوان یک معیار برای تشخیص بالینی استفاده شده است (۳). انسان ها جاندارانی خونگرم هستند به عبارت بهتر، در درون بدنشان گرما تولید می شود و دمای بدن را به صورت تقریبی ثابت نگه می دارد که ممکن است متفاوت از دمای اطراف خود باشد (۴). بدن جاندار خونگرم به دو بخش هسته داخلی و اطراف می تواند تقسیم بندی شود. دمای هسته در یک

سال ۱۸۶۸ برای اولین بار دمای افراد مبتلا به تب را با افراد سالم مورد مقایسه قرار داد و آن را به عنوان یک شاخص علمی از بیماری بیان نمود. او نشان داد که درجه حرارت بین $36/3$ سانتیگراد و $37/5$ سانتیگراد به عنوان درجه حرارت عادی و خارج از این بازه ی دمایی به عنوان نشانه ای از بیماری ممکن است در نظر گرفته شود (۸). کشف اشعه مادون قرمز توسط William Herschel در سال ۱۸۰۰ و ضبط اولین تصاویر حرارتی توسط پسرش John Herschel ابعاد تازه ای در زمینه اندازه گیری دما باز شد (۹). هاردی در سال ۱۹۳۴ نقش فیزیولوژیکی انتشار مادون قرمز از بدن انسان را ارایه نمود و پیشنهاد داد که پوست انسان را می توان همانند یک رادیاتور جسم سیاه در نظر گرفت. او به راه های تشخیصی در علوم پزشکی با استفاده از ترموگرافی مادون قرمز اهمیت داد. در سال ۱۹۶۰ برای اولین بار به دلیل در دسترس نبودن تجهیزات با کیفیت و عدم دانش کافی استفاده از آن با شرایط خاص گزارش شده است (۱۰، ۱۱). تمام اشیا با درجه حرارت بالاتر از صفر مطلق، امواج الکترومغناطیسی ساطع میکنند که به عنوان پرتو مادون قرمز یا تابش حرارتی شناخته می شود (۱۲، ۱۳). پوست انسان شامل روپوست خارجی می باشد که لایه ای از سلول های مخاطی است که روی غشای میانی قرار می گیرد و لایه ای از بافت رابط متراکم می باشد (شکل ۱). روپوست از لایه های مجزا یا لایه ها تشکیل شده شده است. سلول ها در لایه های عمیق تشکیل یافته اند، با تقسیم غیر مستقیم سلول های قدیمی را به سطح پوست هل داده و باعث پوست انداختن یا پوسته پوسته شدن می گردند. طی این حرکت، سیتوپلاسم سلول ها تبدیل به کراتین پروتئین غنی از گوگرد شده و در نهایت می میرد تا لایه محافظ بیرونی از سلول ها را شکل دهد. ضخامت اپیدرم نسبتاً ثابت ولی ضخامت درم از 1 mm ادر پلکها و اندام تناسلی تا بیش از 5 mm در خلف تنه متغیر است. (۴).

قابلیت تابش پوست انسان برای پوست سیاه بیشتر یا کمتر از ثابت مقدار $0.98+0.01$ بین طول موج ۲ و ۱۴ میکرومتر (جدول ۱) می باشد (۱۴، ۱۵). بنابراین، در این ناحیه از طول موج، پوست انسان همانند یک بدن فیزیکی مشکی عمل کرده و به دلیل ضریب جذب بالای $2/5$ تا $3/1\text{ mm}$ در طول موج بین $2/2$ و 5 میکرومتر تابش گرمایی از سطح مربوط به پوست بیرونی نشات می گیرد (۱۵). استکتی (۱۵) تایید می کند خواه در بافت زنده اندازه گیری شده باشد یا در آزمایشگاه، تفاوتی در قابلیت تابش بین پوست سیاه، سفید و سوخته وجود ندارد. بنابراین، یک ترموگراف مادون قرمز، رکوردی از توزیع دمای لایه سطح خارجی پوست است. دمای سطح پوست انسان معمولاً حدود 300 k و دارای قدرت تابش بیشینه در طول موج زیر 10 میکرومتر می باشد. تابش در طول موج 10 میکرومتر قویاً توسط شیشه جذب شده و می تواند تنها بوسیله لنزهای ساخته شده از مواد خاص مانند ژرمانیوم متمرکز و توسط موادی که بطور مشخص پردازش شده اند مانند سیلیکون میکروماشینی شناسایی شوند. تابع پلانک بصورت نمایی با دما کاهش می یابد در نتیجه پوست دارای قدرت تابش بسیار پایین، گاهی شش مرتبه پایین تر از قدرت آفتاب می باشد. چنین سطوح تابش کوچکی نیاز به شناساگرهای بسیار حساس داشته و برای کاهش نویز، دوربین های اولیه تا دمای نیتروژن مایع خنک می شدند. طول موج بلند و قدرت تابش کم باعث ایجاد چالش های مهندسی مهمی در تصویربرداری گرمایی از پوست انسان می شود. دمای سطح پوست بوسیله نرخ تبادل گرمایی بین اطراف و درون بدن تعیین شده که بیشتر یا کمتر از یک دمای ثابت نگه داشته شده و مانند یک مخزن گرمایی عمل می کند. گرما بوسیله جریان خون از طریق رگ ها به پوست منتقل شده و بنابراین با رسانش گرما به سطح پوست، افت دما در پوست بین $2'$ C و $0.5'$ C/mm (۱۵) می باشد، اگرچه ممکن است بیشتر نزدیک به یک غده بدخیم باشد. گرمای بدست آمده

جدول ۱: قابلیت تابش پوست انسان با رنگ پوست های مختلف

انتشار	بافت
۰/۰۱±۰/۹۸	پوست سیاه (3-12 μm)
۰/۹۷±۰/۰۲	پوست سفید (3-14 μm)
۰/۹۷±۰/۰۲	پوست سوخته (3-14 μm)

اطراف جریان می یابد. قدرت تابشی یک بدن مشکی E_{bv} انرژی تابش قطبی خطی درون فاصله فرکانسی ν تا $\nu + d\nu$ ، به وات بر استرادیان بر متر مربع سطح بر هرتز می باشد. طبق تعریف، یک انسان با رنگ پوست سیاه، کل تابش را جذب کرده و با توجه به قانون پلانک (۱)، در یک طیف پیوسته می تابد.

$$E_{bv}d\nu = \frac{h\nu^3}{c^2(\exp(\frac{h\nu}{kT})-1)} d\nu \quad (1)$$

h ثابت پلانک، c سرعت نور، k ثابت بولتزمن و T دمای مطلق است. قانون را بر حسب فاصله های طول موج نیز می توان توضیح داد. تابع توزیع انرژی پلانک دارای یک بیشینه تعریف شده در یک فرکانس می باشد که تابعی از دما است و در فرکانس بالا به سرعت افزایش می یابد و در فرکانس پایین کمتر. یکپارچگی تابع پلانک روی تمام فرکانس ها منجر به قانون استفان بولتزمن برای قدرت تابش کل از یک بدن مشکی E_b می شود.

$$E_b = \sigma T^4 \quad (2)$$

که σ ثابت استفان بولتزمن است. قدرت تابش یک بدن سیاه با دما بصورت نمایی کاهش یافته و با کاهش دما طبق قانون وین طول موج قدرت تابشی بیشینه به سمت طول موج های بلندتر می رود.

$$\lambda_{max} T = .002898 \quad (3)$$

λ_{max} طول موج (به متر) قدرت تابش بیشینه در دمای T (بر حسب K) است. ضریب جذب α_p بعنوان شکست تابش جذب شده بر واحد زمان در یک لایه نازک مربوط به یک واحد ضخامت تعریف شده است. برای هر بدن در توازن گرمایی، انرژی منتشر شده باید بوسیله انرژی جذب شده از اطراف بالانس شود. قانون کیرشهف می گوید که برای هر واسطه متحد در موازنه گرمایی، قابلیت انتشار و ضریب جذب هر ناحیه طیفی برابر است با نرخ قدرت تابش سطح بدن به قدرت تابش یک بدن مشکی، این ارتباط برای تعریف قابلیت انتشار ϵ_p یک بدن عمل می کند.

جدول ۲: اختلاف درجه حرارت بخش های مختلف بدن انسان در طرفین مقابل (چپ و راست) در افراد سالم

عضو بدن	میانگین اختلاف دما (سانتیگراد)
پیشانی	۰/۱۲
کف دست	۰/۲۳
گونه	۰/۱۸
شکم	۰/۱۸
قفسه سینه	۰/۱۴
گردن (خلفی)	۰/۱۵
کمر	۰/۲۵
متوسط تنه	۰/۱۷
بازو (جلو بازو)	۰/۱۳
ران (قدامی)	۰/۱۱
ران (خلفی)	۰/۱۵
پا (پشت)	۰/۳۰
انگشتان (متوسط)	۰/۳۸
انگشتان پا (متوسط)	۰/۵۰

از پوست توسط اتلاف گرما به اطراف از طرق تابش گرمایی، رسانش گرمایی، بازدم، همرفت طبیعی، همرفت اجباری، تبخیر خون که گرمای نهان تبخیر 583 cal/g در ۰'۲۵ را بیرون می کشد، متعادل شده است. تعادل گرمایی بدن انسان با محیط اطراف خود در شکل ۲ قابل مشاهده است.

اصول فیزیکی تصویربرداری حرارتی

تمام اشیا در دمای بالای صفر مطلق بصورت خودبخود تابش الکترومغناطیسی منتشر می کنند که این پدیده، تابش طبیعی یا گرمایی نام دارد. قدرت تابشی یک سطح، کل انرژی است که از طریق سطح از درون به

چه روشی غیر اختصاصی است و گاهی به شدت بر پس زمینه و محیط اطراف بستگی دارد، ولی دلایل متعددی وجود دارد که سبب شده است تصویر برداری حرارتی، پذیرش گسترده ای در میان جامعه پزشکی پیدا کند. اول از همه اینکه، تصویر برداری حرارتی از راه دور، بدون تماس و روشی غیر تهاجمی است. مدت زمان عکس برداری بسیار کوتاه است بنابراین به طور همزمان نظارت بر منطقه بزرگی از جمعیت امکان پذیر است. تفسیر رنگ های ترموگرام آسان و سریع می باشد. علاوه بر این، این روش فقط تابش های طبیعی ناشی از سطح پوست را ثبت می کند و هیچ اثری از اشعه های مضر وجود ندارد. بنابراین برای استفاده طولانی مدت و مکرر آن را مناسب کرده است. در نهایت تصویر برداری حرارتی یک روش بلادرنگ می باشد که قادر است تغییرات دینامیکی درجه حرارت را نظارت و مانیتور نماید. با توجه به این مزایا، ترموگرافی به عنوان یک ابزار تشخیص جایگزین موثر ایجاد شود. جدول ۲ اختلاف درجه حرارت دو طرف مقابل (بین سمت چپ و راست) را برای چند قسمت از اعضا بدن در افراد سالم نشان می دهد (۱۷).

مطالعه تنظیم حرارت

متابولیسم و خم شدن عضلات در طول ورزش منابع اصلی گرما در بدن می باشد (۴). پس از آن، حرارت از هسته به سمت حاشیه بیرونی بدن توسط جریان خون در عروق خونی منتقل می شود. گرمایی که خون از هسته بدن دریافت می کند از طریق حرارت در بخش های محیطی به خصوص پوست از دست می دهد. این فرایند نظارت thermoregulation نامیده می شود. دینامیک از توزیع دمای سطح توسط تعدادی از عوامل کنترل می شود (جریان خون در لایه سطحی، هدایت گرما از رگ های عمقی تر و تبخیر عرق از سطح). ترموگرافی یک ابزار موثر برای نظارت بر فرآیندهای تنظیم حرارت است. Gulyaev و همکاران، مشاهده کردند که در اکثر افراد سالم، درجه حرارت دست ها، پاها و مناطق صورت پس از بی

$$\alpha_v = \frac{E_v}{E_{bv}} = \epsilon_v \quad (4)$$

از معادله ی حرارت زیستی پنس (۱۶) برای تعیین مقدار گرمای ساطع شده در سطح از سلول های سرطانی و جریان خون اطراف استفاده شده است.

$$p_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} + W_b c_b (T - T_a) = k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \quad (5)$$

که p_t تراکم بافت، c_t گرمای ویژه بافت، T درجه حرارت بافت، t زمان، W_b نرخ پر فیوژن خون، c_b گرمای ویژه خون، T_a دمای خون شریانی، k رسانایی گرمایی بافت و x فاصله از سطح پوست می باشد. واتموگ و دیگران (۱۴) محاسبه کردند که قابلیت تابش در طول موج λ از ماده ای با شاخص بازتاب n_λ با زاویه دید θ تغییر می کند:

$$\epsilon_{\theta\lambda} = 1 - 0.5 \left(\frac{\beta - \cos\theta}{\beta + \cos\theta} \right)^2 \left(1 + \left(\frac{\cos\theta - \sin^2\theta}{\cos\theta + \sin^2\theta} \right)^2 \right) \quad (7)$$

$$\beta = (n_\lambda^2 \sin^2\theta)^{0.5} \quad (7)$$

برای زاویه دیدهای بزرگتر، تابش گرمایی از اطراف، از پوست بازتاب شده و بر خطاها در دمای ΔT تاثیر خواهد گذاشت که با تفاوت بین دمای پوست بیمار TS و محیط T_0 و انحراف قابلیت تابش (یا ضریب جذب) از واحد متناسب است که اشاره دارد بر این که ترموگرام های مادون قرمز بدست آمده در طول موج هایی در ناحیه ۲-۱۴ میکرومتر که قابلیت تابش نزدیک به واحد است، عدم اطمینان کوچکی در دمای ΔT خواهد بود. در بیشتر موارد، زاویه دید بدن انسان کمتر از $\pi/4$ خواهد بود اما دمای سطوح پوست نشان داده شده در زاویه های اریب باید با دقت معنی شود.

تصویر برداری حرارتی در علم پزشکی

الگوهای حرارتی غیرطبیعی را می توان به راحتی توسط تصویر برداری حرارتی تشخیص داد. یافته های اندازه گیری حرارتی به طور کلی در مقایسه با سایر یافته های بالینی برای ارزیابی همبستگی امکان پذیر است. اگر

اجتماعی و سلامتی جامعه خواهد بود (۲۵). در (۲۶) پوکر یک بررسی عالی از IRT به عنوان یک روش غیر تهاجمی در تومور شناسی پستان ارائه می دهد. که او به توصیف روش اصلی، شیوه های استاندارد، ضبط تصویر و تجزیه و تحلیل تصاویر می پردازد. تحقیقات صورت پذیرفته حتی در حوزه میکروسکوپی در زمینه سرطان پستان نیز صورت گرفته که در (۲۷) به تصویربرداری میکروسکوپی حرارتی از بافت تومور پرداخته و به تجزیه و تحلیل آن می پردازند. در (۲۸) نویسنده با کمک منطق فازی توانسته است به تشخیص سرطان پستان در تصاویر حرارتی پردازد که دارای حساسیت ۷۶ درصد است. Gore و همکاران، توزیع های دما در تومور را محاسبه کرده و دریافتند که میزان متابولیک تومور تقریباً ۱/۵ تا ۲ مرتبه در مقدار بیشتر بوده و نزدیک به ۱۰ تا ۲۰ برابر میزان انتقال مواد مغذی از طریق خون به مویرگ های بافت می باشد (۲۹). بنابراین دمای داخلی سینه با تومور به اندازه ی کافی توسط دوربین های مدرن مادون قرمز قابل تشخیص است (۲۹). قیومی زاده و همکاران (۳۰، ۳۱) به صورت عملی به بررسی و ارزیابی روش تصویر برداری حرارتی در تشخیص سرطان پستان پرداختند. آنها همچنین برای افزایش دقت در تشخیص از روش های هوش مصنوعی و پردازش تصویر استفاده کردند. در شکل ۳ می توان فرایند پیشرفت بافت سرطانی را با استفاده از تصویر برداری حرارتی مشاهده نمود.

Lee و همکاران به استخراج ویژگی های مبتنی بر آنروپی و درخت تصمیم برای تشخیص سرطان پستان با استفاده از تصاویر حرارتی پرداختند. به منظور بررسی و ارزیابی روش ارایه شده ۷۱ نفر شخص سرطانی و ۱۳۱ نفر غیر سرطانی مورد آزمایش قرار گرفتند (۳۳).

بیماری های زنان

ترموگرافی به طور گسترده در زمینه زنان نیز استفاده شده است (۳۴، ۳۵). Birnbaun و kliot اظهار نظر کردند که، بیماری های زنان ممکن است بیشترین پتانسیل

حرکتی افزایش می یابد. دلیل این است که بی حرکتی به طور کلی سبب آرامش و توزیع مجدد خون شده، که باعث می شود سطح درجه حرارت پوست افزایش یابد. آنها بیشتر نوسانات خود به خودی، به دلیل تغییرات در سیستم سمپاتیک و جریان خون، در پروفیل درجه حرارت دست و پا را مشاهده کردند (۱۸).

سرطان پستان

عوامل زیر باعث می شوند تا سلول های سرطانی گرما ایجاد کنند:

۱- فعالیت سوخت و سازی یا متابولیک بیشتر سلول های سرطانی در مقایسه با سلول های معمولی ۲- رگ زایی؛ تومور سرطانی محتاج مواد مغذی است، در نتیجه گرمای شیمیایی ایجاد می کند تا رشد عروق خونی که تومور را تغذیه می کنند افزایش یابد و همچنین باعث می شود که عروق عادی خون گشاد شوند تا خون بیشتری برای رشد تومور فراهم آید (۲۲، ۲۱، ۲۰، ۱۹). در طول سال های ۲۰۰۳-۲۰۰۷، متوسط سن مرگ و میر ناشی از سرطان پستان ۶۸ سال بوده است. تقریباً ۰.۰٪، ۰.۹٪، ۶.۰٪، ۱۵.۰٪، ۲۰.۸٪، ۱۹.۷٪، ۲۲.۶٪ و ۱۵.۱ درصد مرگ و میر در بین گروه های سنی به ترتیب زیر ۲۰ سال، ۲۰-۳۴، ۳۵-۴۴، ۴۵-۵۴، ۵۵-۶۴، ۶۵-۷۴، ۷۵-۸۴ و بالاتر از ۸۵ سال رخ داده است. گزارش ارایه شده نشان می دهد که ۰٪ تشخیص امکان پذیر بوده است در زیر سن ۲۰ سال، در حالی که به ترتیب ۱.۹٪، ۱۰.۲٪، ۲۲.۶٪، ۲۴.۴٪، ۱۹.۷٪، ۱۵.۵٪ و ۵.۶٪ در تشخیص ها در داخل گروه های سنی ۲۰-۳۴، ۳۴-۴۴، ۴۵-۵۴، ۵۵-۶۴، ۶۵-۷۴، ۷۵-۸۴ و بالاتر از ۸۵ سال امکان پذیر بوده است (۲۳). مطالعات نشان می دهد که، تشخیص زود هنگام می تواند منجر به ۸۵ درصد شانس بقا شود (۲۴). تشخیص به موقع سرطان پستان یکی از مهمترین مسائلی بوده است که محققان همیشه در پی آن بوده اند. با توجه به هزینه های بالای درمان و گسترش بیماری بین بانوان، شناسایی به موقع این عارضه، گام مهمی در کاهش عوارض

برای کاربرد ترموگرافی باشد، از جمله در دوران بارداری که دستگاه داخلی تناسلی زنان دستخوش تغییرات قابل توجهی در اندازه، عروق و افزایش حجم رحم که در این دوران منجر به افزایش در تعداد و اندازه رگ های خونی می شود (Menczer و eskin، ۳۶). حرارتی را بروی مواردی از زنان اعمال کردند که در این آزمایش، درجه حرارت در سطح نوک پستان و در یک سطح ثابت در بالا و پایین نوک پستان به مدت ۴ هفته قبل از زایمان و در چهار روز اول پس از زایمان اندازه گیری شد (۳۷). گزارشات حاکی از آن است افرادی که از درد پس از زایمان شکایت دارند نسبت به افراد بدون درد پس از زایمان، از درجه حرارت بیشتری برخوردار می باشند. بر اساس این اظهار نظرها، درد بعد از زایمان به طور عمده از تورم وریدی و لنفاوی و یا پرشدن ACINI با شیر ایجاد می شود و هر دو فرایند به طور مستقیم یا غیر مستقیم باعث افزایش عروق شده و سبب افزایش دمای بدن میگردد که در نتیجه، تصویر برداری حرارتی به عنوان یک ابزار موثر برای تشخیص درد پس از زایمان ارایه می گردد. در شکل ۴ میتوان یک نمونه ترموگرافی و سونوگرافی توده بزرگ سپتوم دار کیستیک در شکم را مشاهده کرد.

پوست

بیماری های پوست، به طور کلی، باعث التهابی می شوند که به نوبه خود سبب الگوی دمای غیرطبیعی در سطح پوست می گردند. از این رو، تصویر برداری حرارتی ممکن است به عنوان یک روش مناسب برای مطالعه بیماری های پوستی در نظر گرفته شود. تصویر برداری حرارتی برای تشخیص افراد جذامی استفاده شده و گزارش شده است که، مناطق سرد (مانند گوش و منطقه لبه های بینی) به شدت تحت تاثیر قرار می گیرند (Vargas، ۳۸، ۳۹). همکاران، یک روش ترموگرافی نرمالیزه شده را توسعه دادند، به طوری که آنها از متوسط

درجه حرارت بدون بعد (نسبت متوسط درجه حرارت اندازه گیری شده به یک دمای مرجع) برای تشخیص جذام بر روی مرد ۵۰ ساله ای با سابقه ابتلا به هپاتیت نوع C از سن ۲۰ سالگی استفاده کردند (۴۰). آنها این موضوع را برای ۵۸۷ روز مانیتور کردند و متوجه شدند که، با استفاده از تصویر برداری حرارتی اثربخشی درمان جذام در ۸۷ روز قابل تشخیص است در حالی که رنگدانه شدن مجدد تنها پس از ۱۸۲ روزه به صورت بصری قابل تشخیص خواهد بود. Benko و همکاران اثرات قرار گرفتن در معرض تابش اشعه بتا را با استفاده از تصویر برداری حرارتی مورد مطالعه قرار دادند (۴۱). آنها مشاهده کردند که، متوسط درجه حرارت متطابق در معرض، بلافاصله بعد از جذب دوز بتا افزایش می یابد. Thomas و همکاران، استفاده از تصویر برداری حرارتی را در لیزر بر درمان پوست به ویژه در موارد ضایعات و ذوب موم عروقی، که در آن تصویر برداری حرارتی می تواند جهت بهینه سازی پارامترهای لیزر مورد استفاده قرار گرفت را برجسته کرده بود (Mason، ۴۲). همکاران، تصویر برداری حرارتی را برای ارزیابی عمق سوختگی استفاده کردند و نتیجه گرفتند که یافته های ترموگرافیک به مراتب دقیق تر از یافته های بالینی است (Cole، ۴۳). همکاران، نیز نتایج مشابهی را گزارش و نتیجه گرفتند که، تصویر برداری حرارتی ممکن است در جهت انتخاب افراد برای عمل جراحی زود هنگام و اولیه کمک کننده باشد (۴۴).

تشخیص بیماری های روماتیسمی

تصویر برداری حرارتی با موفقیت در تشخیص و ارزیابی بهبودی بعد از درمان در پدیده رینود استفاده شده است (Arnold، ۴۵، ۴۶، ۴۷). همکاران، گزارش کردند که تصویر برداری حرارتی یک روش بسیار عالی برای اندازه گیری درجه حرارت پوست در بیشتر مفاصل مختلف می باشد (Ring، ۴۸). نشان داد که در افراد مبتلا به آرتریت

روماتوئید، آرتريت نوجوانان، آرتروز، نفرس، توزیع دمای غیرطبیعی بیش از مفاصل معمول می باشد (۴۹).
 Collins و همکاران، یک روش اندازه گیری حرارتی بر اساس شاخص کمی از التهاب مفاصل در افراد بشر توسعه دادند (۵۰). Arnold و همکاران، برای تعیین کمیت اثرات داروهای ضد التهابی غیر استروئیدی (آسپرین، ایندومتاسین و benorylate) در افراد مبتلا به آرتريت روماتوئید و نفرس از تصویر برداری حرارتی استفاده کردند (۵۱). براساس مطالعات آنها نتیجه گیری شد که، تصویر برداری حرارتی یک ابزار مناسب برای ارزیابی پاسخ به درمان داورهای ضد التهابی است. Paterson و همکاران، برای ارزیابی التهاب روماتوئید در مفصل زانو از تصویر برداری حرارتی استفاده کردند، در حالیکه از درمان های ضد التهابی استروئیدی استفاده می کردند (۵۲). Frize و همکاران، تصویر برداری حرارتی را برای تشخیص آرتريت روماتوئید در افراد مورد استفاده قرار دادند و متوجه شدند که، مفاصل متاکارپ انگشتان، انگشت میانی و زانو مکان های مناسبی برای مطالعات تصویر برداری حرارتی است (۵۳). بر اساس مطالعه Wu و همکاران، درجه حرارت پوست منطقه در نزدیکی محل دنبالچه به طور قابل توجهی پس از درمان محافظ کارانه در افراد مبتلا به درد دنبالچه کاهش می یابد (۵۴).
 مطالعات آنها نشان داد که تصویر برداری حرارتی به عنوان یک ابزار مناسب برای ارزیابی شدت درد پس از درمان درد های دنبالچه است. Park و همکاران، اثر تصویربرداری حرارتی مادون قرمز را در افراد مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه را بیان کردند (۵۵). نتایج اندازه گیری حرارتی با دیگر یافته های بالینی مقایسه شد و این مطالعه نشان داد که، کاهش دامنه حرکت و الگوهای دما هیپوترم با یکدیگر ارتباط دارند. عدم تحرک شانه باعث آتروفی عضلانی موضعی می شود که به نوبه خود موجب القاء آپوپتوز در سلول های اندوتلیال مویرگ های خونی عضلانی شده که در نهایت منجر به کاهش جریان

خون در مویرگ و در نتیجه الگوهای هیپوترم منجر می گردد. Vecchio و همکاران، گزارش نمودند که بسیاری از افراد مبتلا به شانه منجمد دارای توزیع دمای غیرعادی یک طرفه هستند (۵۶). Jeracitano و همکاران اظهار کردند که افراد با کیسولیت چسبنده، دارای الگوی دمای غیر طبیعی هستند که اختلال سمپاتیک درد از شانه آسیب دیده را نشان می دهد (۵۷). Thomas و همکاران، موارد یک طرفه و دو طرفه آرنج تنیس بازان (تنیس البو) را با استفاده از تصویربرداری حرارتی مورد بررسی قرار دادند و مشاهده شد که در ۹۴ درصد موارد یک طرفه و ۱۰۰٪ دو طرفه، نقاط داغ را می توان شناسایی کرد (۵۸). سرطان استخوان از سنین شیرخوارگی تا سالمندی می تواند ایجاد شود و سبب فلج عضو و یا مرگ فرد مبتلا شود. سرطان استخوان به سارکوم Sarcome نیز شهرت دارد و در تمام دنیا شایع است. شکل ۵ نمونه ای از سرطان استخوان (استئوسارکوم) نشان می دهد.

بیماریهای چشمی

Morgan و همکاران، با استفاده از تصویر برداری حرارتی به ثبت ترموگرام سطوح چشمی افرادی که دارای خشکی چشم می باشند و گروه شاهد پرداختند، مشخص شد که میانگین دمای سطح چشم در افراد دارای خشکی چشم ($32.48 \pm 0.69^{\circ}\text{C}$) نسبت به گروه شاهد ($31.94 \pm 0.54^{\circ}\text{C}$) بالاتر بوده است (۵۹). Tan و همکاران، روش های مختلفی را از قبیل روش های دستی، نیمه اتوماتیک و تمام اتوماتیک را برای مطالعه دمای سطح چشم با استفاده از تصویر برداری حرارتی بررسی کرده اند (۶۰). Chang و همکاران، از تصویر برداری حرارتی برای تشخیص التهاب در افراد با افتالموپاتی گریوز استفاده کردند (۶۱). Ng و همکاران، پیشنهاد کردند که افزایش درجه حرارت چشم می تواند نشانه احتمالی تب باشد (۶۲). یک تصویر حرارتی نوعی از چشم سالم در شکل ۶ نشان داده شده است. از توزیع درجه حرارت تصویر می توان قرینه و متقارن بودن این توزیع را در

افراد سالم مشاهده نمود و جالب تر اینکه نقطه مرکز هندسی در وسط قرار ندارد و کمی فاصله دارد که این را می توان به جریان مایع اشک آور نسبت داد (۳).

تشخیص نوروپاتی دیابتی

حدود ۵۰ درصد از افراد مبتلا به دیابت به دلیل عوارض پا که شایعترین مشکلات در بین این افراد می باشد در بیمارستان ها بستری هستند (۶۳). علل اصلی این چنین عوارض پا کاهش جریان خون (اختلالات عروقی) و از دست دادن حس (نوروپاتی) است. بررسی بسیار عالی در نقش تصویر برداری حرارتی در عارضه پای ناشی از دیابت توسط Bharara و همکاران ارائه شده است (۶۴). هر دو اختلال عروقی و دیابت نوروپاتی باعث تغییر در درجه حرارت سطح پوست می گردد که باعث می شود تصویربرداری حرارتی به عنوان یک ابزار مناسب برای تشخیص نوروپاتی دیابتی یا اختلالات عروقی باشد.

Jiang و همکاران شاخص های متابولیک افراد دیابتی را بر اساس تصویر برداری حرارتی آنالیز کردند (۶۵). Jiang و همکاران ، تعدادی از افراد مبتلا به دیابت را مورد مطالعه قرار دادند و نشان دادند که همه آنها الگوهای دمای غیر طبیعی در پاها و دست ها ، مانند کاهش درجه حرارت بر روی انگشتان پا، مناطق متاتارس و انگشتان داشتند (۶۶). Sun و همکاران ، رابطه بین درجه حرارت پوست کف پا و اختلال عملکرد سمپاتیک در افراد دیابتی پا در معرض خطر را مورد مطالعه قرار دادند (۶۷). آنها دریافتند که افراد دیابتی در معرض خطر، به طور قابل توجهی دمای پایشان ($30.2 \pm 1.2^{\circ}\text{C}$) در مقایسه با افراد عادی ($26.8 \pm 1.8^{\circ}\text{C}$) بالاتر است. در مراحل اولیه انسدادی تصلب شرایین (ASO) ، گردش خون محیطی یکی از عوارض افراد مبتلا به دیابت است. Hosaki و همکاران، کمیت گردش خون محیطی را در افراد مبتلا به دیابت به وسیله تصویر برداری حرارتی مورد بررسی قرار دادند. آنها مشاهده کردند که شیب درجه حرارت جریان غیر طبیعی خون در مناطق تحت تاثیر با یافته های بالینی

در ارتباط است (۶۸). Balbinot و همکاران حساسیت ترموگرافی کف پا به همراه ویژگی در تشخیص نوروپاتی دیابتی را با استفاده از آزمون های قلبی (تغییرات ضربان قلب) مورد مطالعه قرار دادند (۶۹). در شکل ۷ نمونه ای از تصویر برداری حرارتی در فرد بیمار دیابتی و فرد سالم نشان داده شده است. همانطور که در شکل قابل مشاهده است توزیع حرارت در فرد سالم (۷-ب) در بین انگشتان پا در سمت چپ و راست یکسان و منظم می باشد اما در فرد دیابتی این توزیع نامنظم شکل گرفته است.

بیماری عروقی محیطی

حدود هشت میلیون نفر از جمعیت ایالت متحده وهم چنین ۲۰٪ از افراد بالای ۵۵ سال ، به بیماری های عروق محیطی اندام های تحتانی PAD مبتلا می باشند (۷۰). بیماری سرخرگ های محیطی (PAD) یک نوع از بیماری عروقی محیطی (PVD) می باشد. این حالت بدلیل رسوب چربی (آترواسکلروز) در دیواره داخلی سرخرگ ها رخ می دهند. این رسوبات جریان طبیعی خون را دچار انسداد می سازند. Bagavathiappan و همکاران ، با استفاده از تصویربرداری مادون قرمز به مطالعه تشخیص بیماری های عروقی محیطی پرداختند. گرادیان دما در مناطق تحت تاثیر از بیماران مبتلا به اختلالات عروق، جریان خون غیر طبیعی در منطقه تحت تاثیر را نشان می دهد. نتایج تصویربرداری حرارتی به خوبی با یافته های بالینی در ارتباط است. به طور کلی در مناطق تحت تاثیر به دلیل گردش خون کندی که وجود دارد درجه حرارت 0.7°C تا 1°C بالاتر از مناطق طبیعی می باشد. نتایج نشان می دهد که تکنیک های تصویر برداری حرارتی یکی از روش های موثر برای تشخیص تغییرات حرارت کوچک در بدن انسان به علت اختلالات عروقی است (۷۱). شکل ۸ تصویر برداری از پای دیابتی را نشان می دهد .

Huang و همکاران ، سودمندی تصویربرداری حرارتی را در ارزیابی بیماران در معرض خطر بالا برای بیماری سرخرگ محیطی را بررسی نمودند که شامل

ثابت شده است که LCCT ارزان و آزمون غیر تهاجمی با ارزش پیش بینی منفی ۹۴٪ است (۷۷). در شکل ۱۰ نمونه‌ای از تصویربرداری حرارتی از ورید واریسی نشان داده شده است.

عمل قلب

Manginas و همکارانش امکان ترموگرافی در افراد مبتلا به بیماری عروق کرونری (cad) و در افراد پس از پیوند قلب (tx) را مورد مطالعه قرار دادند (۷۸). آنها ترموگرافی حرارتی را بر روی ۱۶ نفر از افراد مبتلا به CAD، ۱۹ نفر از افراد پیوند قلب، و ۶ نفر از افراد بدون بیماری قلبی ساختاری (کنترل) آزمایش کردند. آنها درجه حرارت بطن چپ و راست را مقایسه و دریافتند که، افراد CAD یک اختلاف دمای قابل توجهی بالاتر (0.11 ± 0.19 °C) نسبت به افراد Tx (0.06 ± 0.10 °C) و گروه کنترل (0.04 ± 0.07 °C) دارند. همچنین گزارش شده است که، ترموگرافی اولین نشانه‌های آترواسکلروز را میتواند کشف کند و در نتیجه می‌تواند به عنوان یک شاخص اولیه از حمله قلبی عمل کند (۷۹). در موارد عملیات حرارتی متعددی، تصویربرداری حرارتی به عنوان یک روش مشاهده اضافی استفاده شده است (۸۴). Madjid و همکارانش، از ترموگرافی داخلی مورد استفاده برای تشخیص پلاک های آسیب پذیر پر خطر استفاده کردند (۸۵).

تشخیص بیماری های کبدی

Mansfield و همکارانش، برای تشخیص متاستازهای کبدی که باعث الگوهای دمایی غیر طبیعی در سطح پوست می‌شوند از تصویر برداری حرارتی استفاده کردند (۸۲). Knobell و همکاران، از تصویر برداری حرارتی برای اندازه گیری دمای بدن نوزاد مستقر در انکوباتور در جهت بررسی رابطه درجه حرارت بدن و آنتروکولیت نکروزان در نوزادان نارس استفاده کردند (۸۳). مشاهده شد که میانگین تفاوت درجه حرارت در

شدت، ظرفیت عملکردی و کیفیت زندگی بود. در مجموع از ۵۱ نفر، ۲۳ مرد که متوسط دارای سن ۷۰ سال با نسبت تغییر ۹.۸ سال بودند انتخاب شدند. از جمله موارد مورد بررسی اختلال در راه رفتن بود که دمای پوست در پا و تنها با ترموگرافی مادون قرمز قبل و بعد از آزمون راه رفتن ثبت شد. درجه حرارت استراحت در بیماران PAD و غیر PAD مشابه بود (۷۲). با این حال، درجه حرارت پس از ورزش در اندام تحتانی کاهش یافته و همراه با تنگی شریان می‌باشد. در شکل ۹ تصویر برداری از این آزمایش نشان داده شده است.

ترومبوز ورید عمقی

یکی از عوارض مهم در بیماران بستری در بیمارستان، ایجاد و پیشرفت ترومبوز ورید عمقی می‌باشد (۷۳). ترومبوز ورید عمقی به تشکیل لخته خون در یکی از وریدهای عمقی اطلاق می‌شود. ممکن است بخش هایی از لخته ایجاد شده، جدا و در عروق خونی اندام های مختلف، به خصوص در ریه، انسداد آمبولیک ایجاد کند (۷۴). ترومبوآمبولی وریدی، که شامل ترومبوز عروق عمقی و آمبولی ریه می‌باشد، یک علت مهم مورتالیتی در بیمارستان می‌باشد که به میزان زیادی قابل پیشگیری است (۷۵). مطالعات نشان داده است که شیوع ترومبوز وریدی در بیماران بستری یک درصد افراد سالم می‌باشد. ترومبوز ورید عمقی و مشکلات همراه آن مسول ۱۰ درصد مرگ های بیمارستانی می‌باشد (۷۶). در طی یک مطالعه بالینی آینده نگر تشخیصی، ارزش دو آزمون غیرتهاجمی یکی colour coded duplex ultrasound و دیگری fluid crystal contact thermography را برای ترومبوز ورید عمقی استفاده کردند. مقدار SPE در روش duplex برابر ۹۵٪ و مقدار حساسیت برابر ۱۸٪ اما در روش LCCT مقدار spe برابر ۸۵٪ و مقدار حساسیت برابر ۷۵٪ می‌باشد. با توجه به فراوانی DVT پس از عمل جراحی بر روی پاها، به ویژه جراحی لگن، غربالگری پس از عمل برای DVT باید اجباری شود.

ناحیه شکم و قفسه سینه در نوزادان نارس مبتلا به NEC بیشتر است. Milonov و همکارانش، از ترموگرافی همراه با ترمومتر الکتریکی در افراد مبتلا به بیماری های کبدی انگلی استفاده کردند (۸۴). در این مطالعه، بیماری unilocular hydatid و multilocular hydatid مشاهده شد (۸۴). مطالعات آنها نشان می دهد که، تصویر برداری حرارتی یک ابزار مفید برای تشخیص کیست های suppurating است. Bhatia و همکارانش، نوزادان و کودکان مبتلا به بیماری های حاد و مزمن کبدی را با استفاده از تصویر برداری حرارتی بررسی و دریافتند که ۹۶٪ از افراد، ترموگرام مناطق شکمشان غیرطبیعی است (۸۵).

نظارت بر فشار خون

فشار خون شریانی و ترموگرام متناظر، در دو گروه از افراد با فشار خون بالا، یک تحت درمان با ترکیبی از آنتولول (β_1 receptor antagonist) به همراه کلرتالیدون و دیگری تحت درمان با labetalol (mixed α/β adrenergic antagonist) به همراه Cesaris و همکاران مورد بررسی قرار گرفت (۸۶). با استفاده از ترموگرافی حرارتی، هیپوترمی بر روی دستان افراد در هر دو گروه قبل از درمان مشاهده شد. بعد از یک ماه از درمان، هیچ تغییری در جریان عروق محیطی که می توانست قابل مشاهده باشد در گروه اول نبود در حالی که بهبود قابل توجهی در جریان عروقی در گروه دوم مشاهده شد. در شکل ۱۱-الف و ۱۱-ب گردش خون نرمال و گردش خون ضعیف آشکار است.

درمان کلیه

مطالعات نشان می دهد که تصویر برداری حرارتی قادر است که به صورت بلادرنگ تجسم تصویری از توزیع جریان hemofilter ارایه کند (۸۷). Kopsa و همکاران، به این نتیجه رسیدند که تحقیقات اندازه گیری

حرارت می تواند یک تست تکمیلی در افراد پیوند کلیه برای تشخیص پاتولوژیک اختلالات داخل کلیوی و یا پیراکلیوی و همچنین برای ارزیابی کارکرد گرافت استفاده شود (۸۸). oosterlinck و همکاران گزارش دادند که، تصویر برداری حرارتی را می توان برای شناسایی مناطق مختلف شریانی در کلیه مورد استفاده قرار داد و ممکن است در انجام avascular plane nephrotomies با حداقل خونریزی و از دست دادن پارانشیم کلیه مفید باشد (۸۹).

تست شخصیت و تصویربرداری از مغز

Gulyaev و همکاران، الگوی حرارتی را متاثر از شخصیت و وضعیت روانی ذهن افراد مورد بررسی قرار دادند (۹۰). آنها مشاهده کردند که توزیع درجه حرارت در سطح تنش، بستگی به غلظت و فعالیت های روانی دارد. Shevelev در رساله خودش بر روی تصویربرداری عملکرد مغز، یک روش جدید برای تصویر برداری حرارتی از قشر مغز، به نام thermoencephalography (TES) شرح می دهد (۹۱). او در مورد مکانیسم اصلی در پشت زمینه TES به فعالیت های عصبی، سوخت و ساز محلی و جریان خون مغز محلی، که تغییرات قابل تشخیصی در تولید درجه حرارت میکنند اشاره می کند. این روش مناطق فعال (گرم) و غیر فعال (سرد) از قشر مخ را نشان داد. او مشاهده کرد که این روش قادر به تشخیص توالی فعال سازی در مناطق کورتیکال خاص است. مطالعات نشان می دهد که تومورهای مغزی منشا گلیال ۵. الی ۲ درجه سانتیگراد دمای بالاتری نسبت به اطراف خود (بافت های طبیعی) دارند (۹۲). نمونه ای از سرطان ملانوم پوست در پوست سر در شکل ۱۲ نمایش داده شده است.

غربالگری تب

Nguyen و همکاران، اثر تصویربرداری حرارتی را برای غربالگری دسته جمعی از تب مورد مطالعه قرار دادند که در آن ترموگرام از گردن و مناطق صورت ثبت شد (۹۳). آنها مشاهده کردند که حساسیت روش های

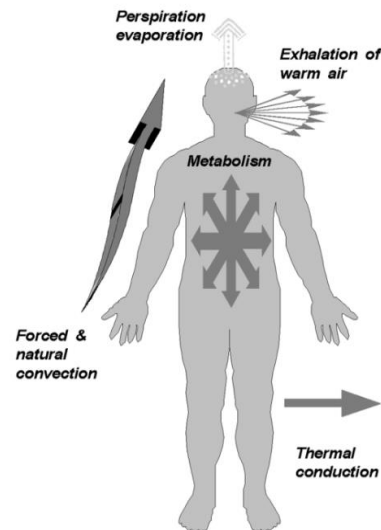
باشد. Chamberlain و همکاران، از مادون قرمز بر اساس تب سنخ برای اندازه گیری دمای گوش عادی در گروه های سنی مختلف استفاده کردند (۹۴). شیوع بیماری های همه گیر مانند سندرم حاد تنفسی (SARS) و آنفلوآنزای مرغی سبب شده است که استفاده از تکنیک های تصویر برداری حرارتی برای غربالگری دسته جمعی از تب، هموار گردد (۹۵،۹۶). به تازگی تصویر برداری حرارتی با موفقیت برای غربالگری جمعی تب در افراد مبتلا به SARS، که بیماری عفونی است مورد استفاده قرار گرفت (۹۷،۹۸). غربالگری افراد بالقوه آلوده یک نیاز اصلی برای پیشگیری از گسترش دسته جمعی SARS است. که Ng اثر تصویر برداری حرارتی را در غربالگری جمعی تب مورد مطالعه قرار داد و نتیجه گرفت که افزایش درجه حرارت بدن، یکی از سندرم های شایع بسیاری از بیماری های عفونی، از جمله SARS است و از این جهت تصویر برداری حرارتی یک ابزار قدرتمند برای غربالگری توده اولیه از افراد در طول بحران بهداشت عمومی است (۹۹). Kamiya IRT و Nishiura برای غربالگری ورود مسافر در فرودگاه بین المللی ناریتا در ژاپن در طول آنفلوآنزای (H1N1) بیماری همه گیر در سال ۲۰۰۹ از تصویر برداری حرارتی استفاده کردند (۱۰۰).

دندانپزشکی

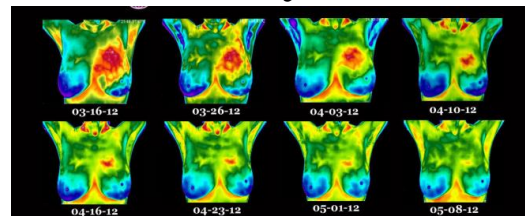
تصویر برداری حرارتی به طور گسترده ای در دندانپزشکی استفاده شده است. Gratt و همکاران، در سال ۱۹۹۶ یک سیستم طبقه بندی جدید با استفاده از ترموگرام برای افراد مبتلا به دردهای مزمن دهانی توسعه دادند (۱۰۱). مناطق آناتومیکی انتخاب شده بر اساس سه حالت عادی، گرم و سرد طبقه بندی شدند که دارای ارزش اختلاف دمایی (اختلاف دما منطقه راست و چپ) به ترتیب بین ۰-۰/۲۵ درجه سانتیگراد، بیشتر از ۰/۳۵ درجه سانتیگراد و کمتر از ۰/۳۵ سانتیگراد بود. Shevelev و همکاران، فرایند گسترش گرما را در طول حفاری



شکل ۱: روپوست شامل لایه کورنیوم کراتینی شده و لایه پایه موج دار که با غشای میانی وجه مشترک دارد، غشای میانی از بافت پیوندی شامل مویرگ های خون تشکیل شده است (۴).



شکل ۲: دمای پوست بوسیله تعادل گرمایی ایجاد شده طی متابولیسم و اتلاف گرما در رسانش گرما، همرفت اجباری و طبیعی، تعریق و بازدم تعیین شده است. دو مکانیزم آخر مهم ترین مکانیزم ها هستند. درحالیکه یک شخص غیرفعال می تواند با نرخ 3 ml/h عرق بریزد و یک فرد فعال تا ۱ لیتر مایع از دست دهد.

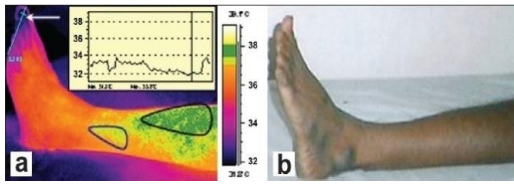


شکل ۳: فرایند پیشرفت سرطان پستان با استفاده از تصویر برداری حرارتی (۳۲)

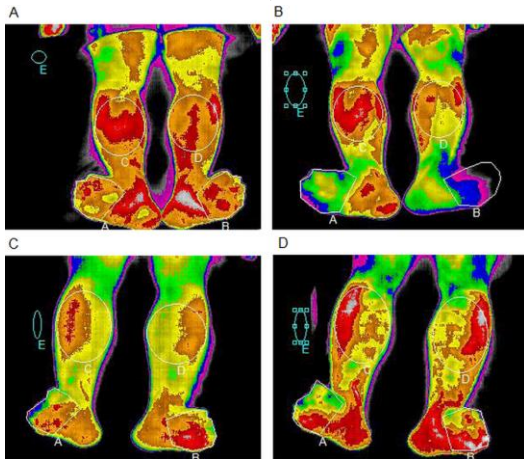


شکل ۴: ترموگرافی و سونوگرافی توده بزرگ سپتوم دار کیستیک در شکم (۳۲)

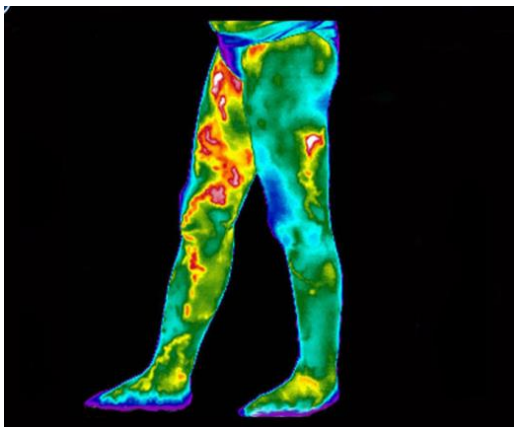
تصویر برداری حرارتی با خود گزارش های موارد تب مشابه است و نتیجه گرفتند که تصویر برداری حرارتی روشی موثر برای غربالگری سریع و بدون تماس تب می



شکل ۸: تصویر حرارتی از پای دیابتی به همراه توزیع دما در محل زخم (۷۵)



شکل ۹- تصویر حرارتی قبل و بعد از ۶ دقیقه پیاده روی در اندام های تحتانی که A و B مربوط به بیماری PAD و موارد C, D بیماران غیر PAD می باشد.

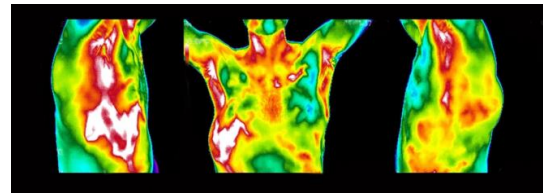


شکل ۱۰: فرد دچار ورید واریسی در نواحی تحتانی می باشد (۳۲)

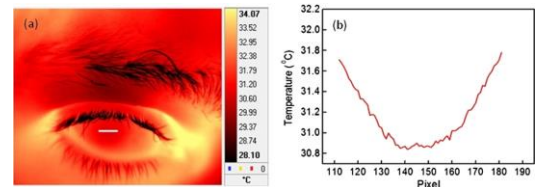
حرارتی استفاده کردند (۱۰۳). Madura و همکاران ، در شرایط آزمایشگاهی از تصویربرداری حرارتی به منظور مطالعه تاثیر حرارتی استفاده از لیزر Nd:YAG در ریشه دندان در طی فرایند استریلیزاسیون استفاده کردند (۱۰۴).

نوزادان و کودکان

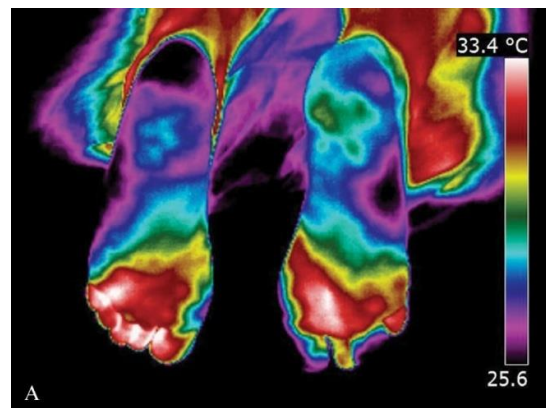
یکی از مهم ترین کاربردهای تصویر برداری استفاده از آن در نوزادان و کودکان می باشد. به جهت



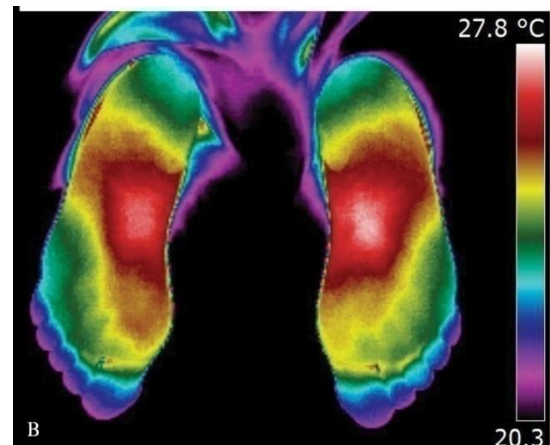
شکل ۵: تصویر حرارتی از فرد دچار سرطان استخوان (استئوسارکوم) (۳۲)



شکل ۶: توزیع دما در تصویر حرارتی چشم



(الف)



(ب)

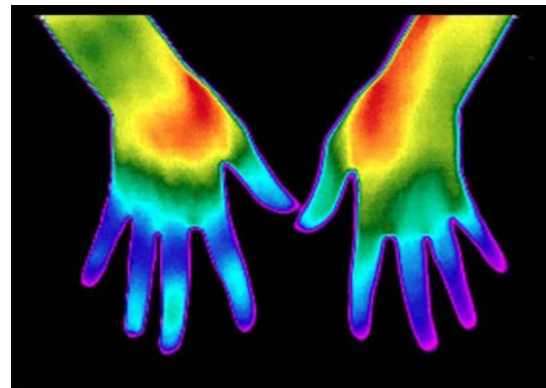
شکل ۷- (الف) تصویر اندازه گیری حرارتی در یک بیمار دیابتی، که توزیع دمای غیر عادی را در بین انگشتان پا نشان می دهد. (ب) توزیع دمای منظم و عادی در بین انگشتان پا

استخوان دندان با استفاده از تصویر برداری حرارتی بررسی کردند (۱۰۲). Benington و همکاران ، برای نظارت بر تغییرات درجه حرارت استخوان در طی فرآیند حفاری برای آماده سازی محل ایمپلنت از تصویر برداری

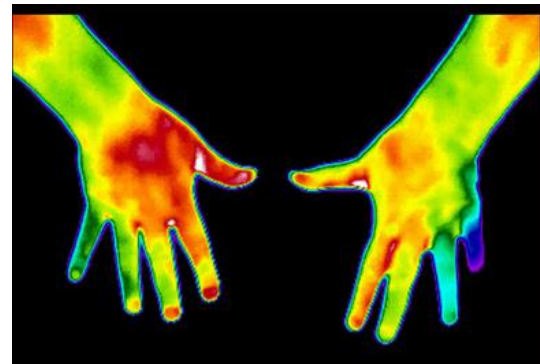
ارایه کند. به طور نمونه یکی از این موارد استفاده در روند یبوست در کودکان می باشد که در شکل ۱۳ فرایند یبوست به کمک تصویر برداری حرارتی ارایه شده است.

بحث و نتیجه گیری

با ظهور نسل های جدید آشکارسازهای مادون قرمز، تصویر برداری حرارتی مادون قرمز تبدیل به یک ابزار تشخیصی دقیق پزشکی برای اندازه گیری مناطق غیرطبیعی در الگوی حرارتی شده است. علاوه بر این، حساسیت به درجه حرارت، قدرت تفکیک فضایی و طبیعت بدون تماس و بی ضرر بودن از ویژگی های روش تصویربرداری حرارتی است. تصاویر حرارتی را می توان به صورت دیجیتالی ذخیره و سپس با استفاده از بسته های مختلف نرم افزاری آنها را پردازش نمود و درک خوبی از الگوی حرارتی به دست آورد. مطالعات نشان می دهند که ترموگرافی می تواند با موفقیت در تشخیص سرطان سینه، دیابت، بیماریهای مرتبط با پاتولوژی خونی استفاده شود. در مقاله ارایه شده ابتدا نحوه عملکرد دوربین های حرارتی و اصول فیزیکی آن مورد بررسی و ارزیابی قرار گرفت (همانطور که اشاره شد رنگ پوست خللی در عکس برداری از بیمار ایجاد نمی کند) و در ادامه جایگاه تصویر برداری حرارتی در تشخیص سرطان پستان مورد مطالعه قرار گرفت که این مطالعات هم در حوزه سخت افزاری و هم نرم افزاری در جهت تشخیص بوده است. از کاربردهای تصویر برداری حرارتی در حوزه زنان از جمله ارزیابی دستگاه تناسلی زنان در دوران بارداری مورد مطالعه بوده است. از موارد مهم کاربرد تصویر برداری حرارتی بعد از سرطان پستان می توان به تشخیص نوروپاتی دیابتی نیز اشاره نمود به خصوص تشخیص زخم پا در بیماران دیابتی که نحوه تشخیص آن مورد ارزیابی قرار گرفته شد. تصویر برداری حرارتی در اندام های تحتانی از جمله بیماری عروق محیطی (ترومبوز ورید عمقی) نیز مورد توجه واقع شده است. یکی از

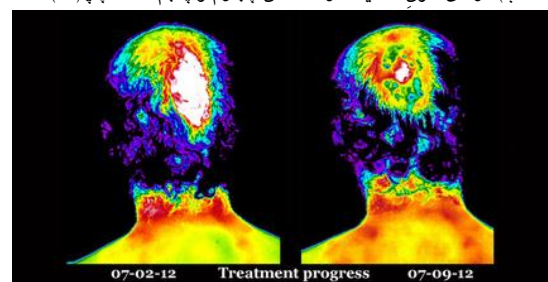


(الف)

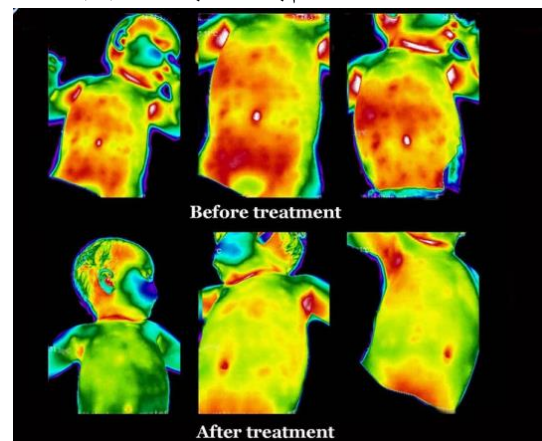


(ب)

شکل ۱۱: الف) گردش خون عادی و طبیعی در انگشتان دست چپ و راست
ب) گردش خون ضعیف در انگشتان چهارم و پنجم دست چپ (۳۲)



شکل ۱۲: سرطان ملانوم پوست در پوست سر (۳۲)



شکل ۱۳: یبوست شدید نوزاد به همراه پیشرفت درمان (۳۲)

مشکلاتی که در شناسایی بیماری های نوزادان وجود دارد این نوع تصویر برداری می تواند نقش خود را به وضوح

تحقیقات گذشته انجام داده اند لزوم استفاده از تصویر برداری حرارتی در جهت تشخیص بیماری های که به آن توصیه شده است از اهمیت خاصی برخوردار می باشد. علاوه بر آن، از سیستم تصویر برداری حرارتی می توان به عنوان یک مکمل خوب و مفید در جهت تشخیص بهره مند شد.

مواردی که از سیستم تصویر برداری حرارتی می توان استفاده نمود که در مقاله به جایگاه آن پرداخته شده است غربالگری ها به منظور جداسازی افراد در بیماری های همه گیر از جمله آنفلوآنزا می باشد. در انتها به بررسی عملکرد تصویر برداری حرارتی در کودکان از جمله قابلیت آن در روند یبوست کودکان پرداخته شده است. با توجه به مطالعه دقیقی که نویسندگان مقاله بر روی

References

- Houdas Y, Ring EFJ. Human Body Temperature. New York: Plenum Press: 1982.
- Ring EFJ. The historical development of temperature measurement in medicine. *Infrared Physics & Technology*, 2007; 49(3):297-301.
- Tan JH, Ng EYK, Acharya UR, Chee C. Infrared thermography on ocular surface temperature: a review. *Infrared Physics & Technology*, 2009; 52(4):97-108.
- Jones BF. A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. *IEEE Trans Med Imaging*, 1998; 17(6):1019-27.
- Bouzida N, Bendada A, Maldague XP. Visualization of body thermoregulation by infrared imaging. *Journal of Thermal Biology*, 2009;34(3):120-6.
- Ring F. Thermal imaging today and its relevance to diabetes. *J Diabetes Sci Technol*, 2010; 4(4):857-62.
- Martine G. *Essays Medical and Philosophical*. London: Millar:1740.
- Wunderlich C, Woodman W. *On the Temperature in Diseases: a Manual of Medical Thermometry*. London: The New Sydenham society; 1871: 208-12.
- Knobel RB, Guenther BD, Rice HE. Thermoregulation and Thermography in Neonatal Physiology and Disease. *Biol Res Nurs*, 2011; 13(3): 274-82.
- Hardy JD, Muschenheim C. The radiation of heat from the human body. *J Clin Invest*, 1934 ; 13(5) 817-83.
- Hardy JD, Muschenheim C. The radiation of heat from the human body. *J Clin Invest*, 1936;15: 1-8.
- Maldague XP. *Theory and Practice of Infrared Technology for Nondestructive Testing*. New York: Wiley:2001.
- Modest MF. *Radiative Heat Transfer*. second ed, California: Academic Press: 2003.
- Watmough DJ, Fowler PW, Oliver R. The thermal scanning of a curved isothermal surface. *Phys Med Biol*, 1970; 15(1): 1-8.
- Steketee J. Spectral emissivity of the skin and pericardium. *Phys Med Biol*, 1973; 18(5): 686-94.
- Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperature in resting forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1948; 1(2): 93-122.
- Canavan D, Gratt B. Electronic thermography for the assessment of mild and moderate temporomandibular joint dysfunction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radol Endod*, 1995;79(6): 778-86.
- Gulyaev YV, Markov AG, Koreneva LG, Zakharav PV. Dynamical infrared thermography in humans. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 1995; 14(6):766-71.
- Foster KR. Thermographic detection of breast cancer. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 1998;17(6):610-14.
- Kuruganti PT, Qi H, Snyder WE. Detecting breast cancer from thermal infrared images by asymmetry analysis. *biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC: 2006.
- Keith LG, Oleszczuk JJ, Laguens M. Circadian rhythm chaos: A new breast cancer marker. *International Journal of Fertility and Women's Medicine*, 2001; 46(5):238-47.
- Koay J, Herry CH, Frize M. Analysis of Breast Thermography with an Artificial Neural Network. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2004;2: 1159-62.
- National Cancer Institute: SEER Stat Fact Sheets: Breasts;2011. Available from: <http://www.seer.cancer.gov/statfacts/html/breast.html>.
- Ng EYK, Sudarshan NM. Numerical computation as a tool to aid thermo graphic Interpretation. *J Med Eng Technol*, 2001;25(2): 53-60.
- Harirchi I, Ebrahimi M, Zamani N, Jarvandi S, Montazeri A. Breast cancer in Iran: a review of 903 case records. *Public Health*, 2000; 114(2): 140-5.

26. Ng EYK. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*, 2009; 48(5):849–59.
27. Fabiana H, Lasch P, Boese M, Haensch W. Infrared micro spectroscopic imaging of benign breast Tumor tissue sections. *Journal of Molecular Structure*, 2003; 661-662: 411–7.
28. Tan TZ , Quek C, Ng GS , Ng EYK . A novel cognitive interpretation of breast cancer thermography with complementary learning fuzzy neural memory structure. *Expert Systems with Applications*, 2007; 33(3): 652–66.
29. Gore JP, Xu LX. Thermal imaging for biological and medical diagnostics. *biomedical photonics handbook*. Boca Raton :CRC; 2003: (ch.17:1- 17:4).
30. Ghayoumi zadeh H, Haddadnia H, Hashemian M, Hassanpour K .Diagnosis of Breast Cancer using a Combination of Genetic Algorithm and Artificial Neural Network in Medical Infrared Thermal Imaging. *Iranian Journal of Medical Physics*, 2012; 9(4):265-74.
31. Ghayoumi Zadeh H, Pakdelazar O, Haddadnia J, Rezai-Rad GH, Mohammad-Zadeh M. Diagnosing Breast Cancer with the Aid of Fuzzy Logic Based on Data Mining of a Genetic Algorithm in Infrared Images. *Middle East Journal of Cancer*, 2012; 3(4) :119-29.
32. Universal Medical Imaging Group ;2013.Available
From:<http://www.universalmmedicalimaging.com/thermography-images.html> .
33. Lee MY, Yang CS. Entropy-based feature extraction and decision tree induction for breast cancer diagnosis with standardized thermograph images. *Comput Methods Programs Biomed*, 2010; 100(3):269-82.
34. Gershon-Cohen J, Haberman-Brueschke JD, Brueschke EE. Obstetric and gynecologic thermography. *Obstet Gynecol*, 1965;26(6):842–7.
35. Loriaux C. Role of thermography in gynecology. *J Radiol Electrol Med Nucl*, 1975;56:57–8.
36. Birnbaum SJ, Kliot D. Thermography obstetrical applications. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1964;121: 209–22.
37. Menczer J, Eskin BA. Evaluation of postpartum breast engorgement by thermography. *Obstet Gynecol*, 1969;33(2):260-3.
38. Hastings RC, Brand PW, Mansfield RE, Ebner JD. Bacterial density in the skin in lepromatous leprosy as related to temperature. *Lepr Rev*, 1968;39(2):71–4.
39. Sabin T, Ebner J. Patterns of sensory loss in lepromatous leprosy. *International Journal of Leprosy and Other Mycobacterial Diseases*, 1969;37(3): 239–48.
40. Vargas JVC, Brioschi ML , Dias FG , Parolin MB , Mulinari-Brenner FA , Ordonez JC , Colman D. Normalized Methodology for medical infrared imaging.*Infrared Physics & Technology*, 2009;52(1): 42–7.
41. Benko I, Koteles GJ, Nemeth G. Thermal Imaging of the effects of betairradiation on human body surfaces. *QIRT*, 1997;50:354-9.
42. Thomas RA, Donne KE, Clement M, Kiernan MN. Optimized laser application in dermatology using infrared thermography. *Thermo sense*, 2002; XXIV: 424–35.
43. Mason BR , Graff AJ, Pegg SP. Colour thermography in the diagnosis of the depth of burn injury. *Burns* , 1981;7(3): 197–202.
44. Cole RP, Jones SG, Shakespeare PG. Thermographic assessment of hand burns. *Burns*, 1990; 16(1):60–3.
45. Ring EFJ, Aarts NJM, Black CM, Bosiger P. Raynaud’s phenomenon: assessment by thermography (EAT Report). *Thermology*, 1988; 3:69–73.
46. Hirschl M, Katzenschlager R, Francesconi C, Kundi M. Low level laser therapy in primary Raynaud’s phenomenon – results of a placebo controlled, double blind intervention study. *J Rheumatol*, 2004; 31(12):2408–12.
47. Chikura B, Moore T, Manning J, Vail A, Herrick AL. Thumb involvement in Raynaud’s phenomenon as an indicator of underlying connective tissue disease. *J Rheumatol*, 2010;37(4):783–6.
48. Arnold MH, Preston SJ, Beller EM, Buchanan WW. Infra-red surface thermography. Evaluation of a new radiometry instrument for measuring skin temperature over joints. *Clin Rheumatol*, 1989; 8(2):225–30.
49. Ring EF. Thermography and rheumatic diseases. *Bibl Radiol*, 1975; 6:97–106.
50. Collins A, Ring E, Cosh J, Bacon P. Quantitation of thermography in arthritis using multi-isothermal analysis. *Ann Rheum Dis*, 1974; 33(4):353–6.
51. Ring EF, Collins AJ, Bacon PA, Cosh JA. Quantitation of thermography in arthritis using multi-isothermal analysis. II. Effect of nonsteroidal anti-inflammatory therapy on the thermographic index. *Ann Rheum Dis*, 1974; 33(4):353–6.
52. Paterson J, Watson WS, Teasdale E, Evans AL, Newman P, James WB, Pitkeathly DA. Assessment of rheumatoid inflammation in the knee joint. *Areappraisal. Ann Rheum Dis*, 1978; 37(1):48–52.
53. Frize M, Adea C, Payeur P, Primio GD, Karsh J, Ogungbemile A. Detection of rheumatoid arthritis using infrared imaging. *SPIE*, 2011;6(1):67-75.

54. Wu CL, Yu KL, Chuang HY, Huang MH, Chen TW, Chen CH. The application of infrared thermography in the assessment of patients with coccygodynia before and after manual therapy combined with diathermy. *J Manipulative Physiol Ther*, 2009;32(4):287-93.
55. Park J, Hyun JK, Seo JB. The effectiveness of digital infrared thermographic imaging in patients with shoulder impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg*, 2007;16(5): 548-54.
56. Vecchio PC, Adebajo AO, Chard MD, Thomas PP, Hazleman BL. Thermography of frozen shoulder and rotator cuff tendinitis. *Clin Rheumatol*, 1992; 11(3):382-4.
57. Jeracitano D, Cooper RG, Lyon LJ, Jayson MI. Abnormal temperature control suggesting sympathetic dysfunction in the shoulder skin of patients with frozen shoulder. *Br J Rheumatol*, 1992; 31(8):539-42.
58. Thomas D, Siahamis G, Marion M, Boyle C. Computerised infrared thermography and isotopic bone scanning in tennis elbow. *Ann Rheum Dis*, 1992;51(1): 103-7.
59. Morgan PB, Tullo AB, Efron N. Infrared thermography of the tear film in dry eye. *Eye(Lond)*, 1995;9:615-8.
60. Tan JH, Ng EYK, Acharya UR, Chee C. Study of normal ocular thermogram using textural parameters. *Infrared Physics & Technology*, 2010; 53(2): 120-6.
61. Chang TC, Hsiao YL, Liao SL. Application of digital infrared thermal imaging in determining inflammatory state and follow-up effect of methylprednisolone pulse therapy in patients with Graves' ophthalmopathy. *Graefes's Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2008;246(1): 45-9.
62. Ng DK, Chan CH, Lee RS, Leung LC. Non-contact infrared thermometry temperature measurement for screening fever in children. *Ann Trop Paediatr*, 2005; 25(4):267-75.
63. Sims DS Jr, Cavanagh PR, Ulbrecht JS. Risk factors in the diabetic foot. Recognition and management, *Phys Ther*, 1988; 68(12):1887-902.
64. Bharara M, Schoess J, Armstrong DG. Coming events cast their shadows before: detecting inflammation in the acute diabetic foot and the foot in remission. *Diabetes Metab Res Rev*, 2012;28 (Suppl 1):15-20.
65. Jiang G, Shang Z, Zhang M. Metabolism parameter analysis of diabetics based on the thermography. *Engineering in Medicine and Biology*, 2002; 3:2226-7.
66. Branemark P, Fagerberg S, Langer L, Soderbergh JS. Infrared thermography in diabetes mellitus. *Diabetologia*, 1967;3:529-32.
67. Sun P, Lin HD, Jao SH, Ku YC, Chan RC, Cheng CK. Relationship of skin temperature to sympathetic dysfunction in diabetic at-risk feet. *Diabetes Res Clin Pract*, 2006; 73(1):41-6.
68. Hosaki Y, Mitsunobu F, Ashida K, Tsugeno H, Okamoto M, Nishida N, Takata S, Yokoi T, Tanizaki Y, Ochi K, Tsuji T. Non-invasive study for peripheral circulation in patients with diabetes mellitus. *Annual reports of Misasa Medical Branch*, 2002; 72:31-7.
69. Balbinot LF, Canani LH, Robinson CC, Achaval M, Zaro MA. Plantar thermography is useful in the early diagnosis of diabetic neuropathy. *Clinics (Sao Paulo)*, 2012; 67(12): 1419-25.
70. Rejeski WJ, Tian L, Liao Y, McDermott MM. Social cognitive constructs and the promotion of physical activity in patients with peripheral artery disease. *J Cardiopulm Rehabil Prev*, 2008; 28(1):65-72.
71. Bagavathiappan S, Saravanan T, Philip J, Jayakumar T, Raj B, Karunanithi R, Panicker TMR, Korath MP, Jagadeesan K. Infrared thermal imaging for detection of peripheral vascular disorders. *J Med Phys*, 2009; 34(1): 43-7.
72. Huang CL, Wu YW, Hwang CL, Jong YS, Chao CL, Chen WJ, Wu YT, Yang WS. The application of infrared thermography in evaluation of patients at high risk for lower extremity peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, 2011; 54(4):1074-80.
73. Johnson RA. Reducing the incidence of thromboembolism postoperative patient. The requirements for the degree master of science in nursing. California state university: Fullerton: 2009.
74. Smeltzer S, Bare B, Hinkle J, Cheever KH. *Disease text book of medical -surgical nursing*. Lippincott Williams & Wilkins, 11th ed; 2008:1004.
75. Le Sage S, McGee M, Emed JD. Knowledge of venous thromboembolism (VTE) prevention among hospitalized patients. *J Vasc Nurs*, 2008; 26(4):109-17.
76. MacDougall DA, Feliu AL, Boccuzzi SJ, Lin J. Economic burden of deep-vein thrombosis, pulmonary embolism, and post-thrombotic syndrome. *Am J Health Syst Pharm*, 2006; 63(20 Suppl 6):S5-15.
77. Kohler A, Hoffmann A, Platz A, Bino M. Diagnostic value of duplex ultrasound and liquid crystal contact thermography in preclinical detection of deep vein thrombosis after proximal femur fractures. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1998;117(1-2):39-42.
78. Manginas A, Andreanides E, Leontiadis E, Sfyraakis P, Maounis T, Degiannis D, Alivizatos P, Cokkinos DV. Right ventricular endocardial thermography in transplanted and coronary artery disease patients: first human application. *J Invasive Cardiol*, 2010;22(9):400-4.
79. Montana Thermography Centre: The Heart's Thermoscope 2011. Available from:

- <http://www.thermographyofmontana.com/other/2.php?t=Prevent+Heart+Disease+%26+Stroke>.
80. De Grand AMD, Frangioni JV. An operational near-infrared fluorescence imaging system prototype for large animal surgery. *Technol Cancer Res Treat*, 2003;2(6):553-62.
 81. Madjid M , Willerson JT, Casscells SW. Intracoronary thermography for detection of high-risk vulnerable plaques. *J Am Coll Cardiol*, 2006; 47(8 Suppl): C80-5.
 82. Mansfield CM, Farrell C, Asbell SO. The use of thermography in the detection of metastatic liver disease. *Radiology*, 1970;95(3): 696-8.
 83. Knobel RB , Guenther BD , Rice HE. Thermoregulation and thermography in neonatal physiology and disease. *Biol Res Nurs*, 2011;13(3): 274-82.
 84. Milonov OB, Lebedeva OD, Pomelova LA. The use of echography and thermography in patients with parasitic liver diseases. *Sovetskaia Meditsina*, 1980;4: 62-7.
 85. Bhatia M, Poley J.R, Haberman J.D, Boon D.J. Abdominal Thermography in infantile and childhood liver diseases. *Southern Medical Journal* 1976;69: 1045-1048.
 86. De Cesaris R, Grimaldi A, Balestrazzi M, Ranieri G, Chirappa R, Avantiaggiato F. Changes in blood pressure and thermographic values resulting from use of a beta-blocker plus diuretic and of an alpha-beta-blocker plus diuretic. *Drugs Exp Clin Res*, 1985;11(10):725-9.
 87. Unger JK , Lemke AJ , Grosse-Siestrup C. Thermography as potential real-time technique to assess changes in flow distribution in hemofiltration. *Kidney Int*, 2006;69(3): 520-5.
 88. Kopsa H, Czech W, Schmidt P, Zazgornik J, Pils P, Balcke P. Use of thermography in kidney transplantation: two year follow up study in 75 cases. *Proc Eur Dial Transplant Assoc*, 1979;16:383-7.
 89. Oosterlinck W, De Sy WA. Avascular nephrotomy by means of thermography. *Eur Urol*, 1981; 7(1):25-6.
 90. Gulyaev YV, Markov AG, Koreneva LG, Zakharov PV. Dynamical infrared thermography in humans. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 1995;14(6):766-71.
 91. Shevelev IA. Functional imaging of the brain by infrared radiation (Thermoencephalography). *Prog Neurobiol*, 1998; 56(3):269-305.
 92. Gorbach AM, Heiss JD, Kopylev L, Oldfield EH. Intraoperative infrared imaging of brain tumors. *J Neurosurg*, 2004;101(6):960-9.
 93. Nguyen AV, Cohen NJ, Lipman H, Brown CM, Molinari NA, Jackson WL, Kirking H, Szymanowski P, Wilson TW, Salhi BA, et al. Comparison of 3 infrared thermal detection systems and self-report for mass fever screening. *Emerg Infect Dis*, 2010; 16(11):1710-7.
 94. Chamberlain JM, Terndrup TE, Alexander DT, Silverstone FA, Wolf- Klein G, O'Doonell R, Grandner J. Determination of normal ear temperature with an infrared emission detection thermometer. *Ann Emerg Med*, 1995;25(1): 15-20.
 95. Ohta J. Case study: influenza pandemic countermeasures utilizing infrared thermography. *NEC Technical Journal*, 2010;5: 65-9.
 96. Ohta J, Hamada E. Detection of body surface temperature by infrared thermography for prevention of influenza pandemic. *NEC Technical Journal* 2009;62:88-92.
 97. Chiu WT, Lin PW, Chiou HY, Lee WS, Lee CN, Yang YY, Lee HM, Hsieh MS, Hu CJ, Ho YS, et al. Infrared thermography to mass-screen suspected SARS patients with fever. *Asia Pac J Public Health*, 2005;17(1): 26-8.
 98. Chiang MF, Lin PW, Lin LF, Chiou HY, Chien CW, Chu SF, Chiu WT. Mass screening of suspected febrile patients with remote-sensing infrared thermography: alarm temperature and optimal distance. *J Formos Med Assoc*, 2008; 107(12):937-44.
 99. Ng EYK. Is thermal scanner losing its bite in mass screening of fever due to SARS? *Med Phys*, 2005; 32(1):93-7.
 100. Nishiura H, Kamiya K. Fever screening during the influenza (H1N1-2009) pandemic at Narita International Airport, Japan. *BMC Infect Dis*, 2011; 11:111.
 101. Gratt BM, Graff-Radford SB, Shetty V, Solberg WK, Sickles EA. A 6- year clinical assessment of electronic facial thermography. *Dentomaxillofac Radiol*, 1996; 25(5):247-55.
 102. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992; 7(2):212-9.
 103. Benington IC, Biagioni PA, Crossey PJ, Hussey DL, Sheridan S, Lamey PJ. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infrared thermography. *J Dent*, 1996;24(4):263-7.
 104. Madura H, Dabrowski M, Dulski R, Zmuda S, Zaborowski P. Thermographic method for evaluation of thermal influence of Nd:YAG laser on a tooth root during sterilization process. *Infrared Physics & Technology*, 2004; 46(1-2):167-71.

Evaluation of Thermal Imaging in Medicine

Hossein Ghayoumi Zadeh

PH.D Student in Biomedical Engineering, Biomedical Engineering Department, Hakim Sabzevari University

Javad Haddadnia

Associate Professor of Biomedical Engineering, Biomedical Engineering Department, Hakim Sabzevari University

Received:19/04/2014, **Revised:**01/06/2014, **Accepted:**10/06/2014

Corresponding author:

Javad Haddadnia,
Hakim Sabzevari University,
Sabzevar, Khorasan Razavi, Iran.
E-mail: jhaddadnia@yahoo.com

Abstract

Human body temperature can be a natural index in diagnosing some diseases. Thermal imaging (Thermography), which works on the basis of infrared radiations, is a fast, non-invasive, non-contact and flexible method for monitoring human body temperature. Additionally, thermal imaging can map the body surface temperature in a non-contact manner. In recent years, extensive research has been conducted with the aim of increasing the use of thermal cameras and obtaining a close relationship between skin temperature and thermal physiology. Thermal imaging has been successful in diagnosing breast cancer, diseases related to blood pathology (e.g., arteriosclerosis, peripheral vascular disease, deep vein thrombosis, effects of vasoconstrictors such as nicotine) - diseases related to joint and bone pathology, and especially in tumoral pathology and pediatrics diseases. This paper investigates the function of thermal cameras, and capabilities and advantages of thermal imaging method in the diagnosis of various diseases.