

## أنظمة التصوير الحرارية THERMAL IMAGING SYSTEMS

### (٢٤, ١) التخطيط الحراري الطبي

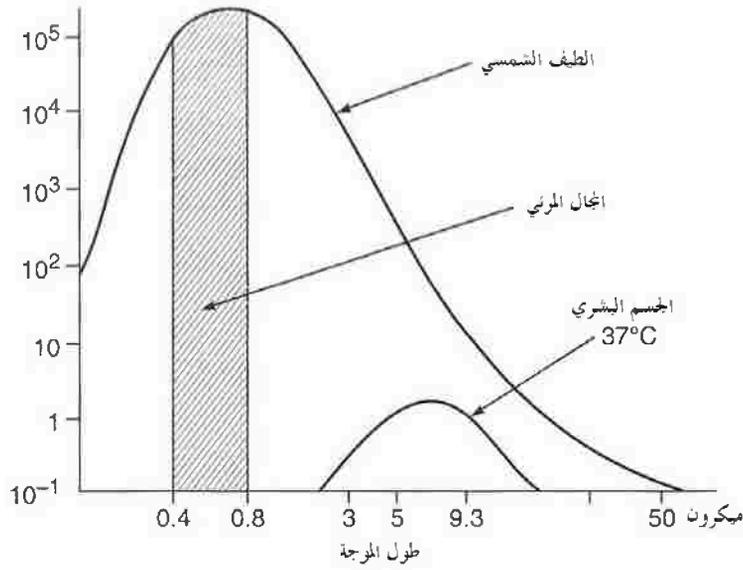
#### Medical Thermography

إن جهاز تخطيط الحرارة الطبي هو كاميرا تحت حمراء حساسة تعرض صورة فيديو للتوزيع الحراري على سطح الجلد. تُمكن هذه الصورة من رؤية اختلافات درجة الحرارة بشكل فوري وتؤمن بذلك دليلاً جيداً إلى حد ما لأي شذوذ. من ناحية ثانية لا يزال من غير الممكن اعتبار التخطيط الحراري تقنية تشخيصية بالمقارنة مع التصوير الشعاعي. يؤمن التصوير الشعاعي معلومات أساسية عن تراكيب تشريحية وشذوذات بينما يشير التخطيط الحراري إلى عملية استقلابية وتغيرات في الدوران، وهكذا فإن التقنيتين متتامتين.

يمتص الجسم البشري الإشعاعات تحت الحمراء بدون انعكاس تقريباً، وبنفس الوقت، يصدر جزء من طاقته الحرارية الخاصة على شكل إشعاعات تحت حمراء. تتطابق الشدة لهذه الطاقة المشعة مع درجة حرارة السطح المشع. لذلك فإنه من الممكن قياس الشدة المتغيرة للإشعاع على مسافة معينة من الجسم وبالتالي تحديد درجة حرارة السطح. يبين الشكل رقم (٢٤, ١) التوزيع الطيفي للإصدار تحت الأحمر من جلد بشري.

يمكن أن تتغير درجة حرارة الجسم في شخص سليم عادي كثيراً من وقت لآخر، ولكن شكل درجة حرارة الجلد يعرض بشكل عام خصائصاً مميزة وتناظراً ثنائياً الجانب ثابت بشكل لافت للنظر. إن التخطيط الحراري هو علم تصوير هذه الأشكال وتحديد أي انحرافات تسببها التغيرات الباثولوجية عن العادية. غالباً ما يسهل التخطيط الحراري كشف التغيرات الباثولوجية قبل أية طريقة أخرى للفحص وفي بعض الظروف يكون أداة المساعدة التشخيصية الوحيدة المتوفرة.

يتميز التخطيط الحراري بعدد من الميزات الاستثنائية على أنظمة التصوير الأخرى. إنه غير جراحي تماماً ولا يوجد تماس بين المريض والنظام كما هو في تخطيط الصدى ولا يوجد خطر إشعاعي كما هو في الأشعة السينية. بالإضافة إلى ذلك فإن التخطيط الحراري هو نظام بالزمن الحقيقي.



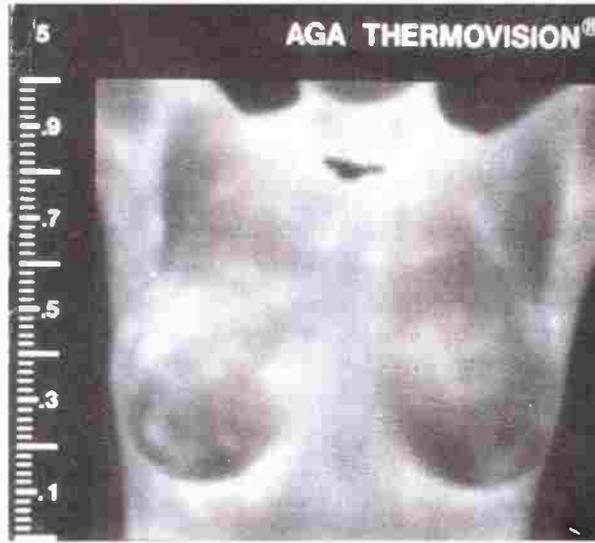
الشكل رقم (٢٤،١). التوزيع الطيفي للإصدار تحت الأحمر من الجلد البشري. إن قمم الإصدار عند حوالي ٩ ميكرون بغض النظر عن الاصطباغ PIGMENTATION.

إن أفضل تطبيق معروف للتخطيط الحراري هو على الأرجح فحص الصدر الأنثوي كأداة مساعدة موثوقة لتشخيص سرطان الصدر. إن غُدَّة الثدي كانت أول الأعضاء التي تم تطبيق التخطيط الحراري عليها إكلينيكيًا (Lawson, 1957).

يتم نقل الحرارة الناتجة عن النسيج السرطاني إلى سطح الجلد مؤدية إلى درجة حرارة في الجلد، مباشرة فوق الورم الخبيث، أعلى من الأعضاء الأخرى وذلك لأنه من المفروض أن النسيج السرطاني يَسْتَقْلِبُ بشكل فعال أكثر من الأنسجة الأخرى وبالتالي فهو يملك درجة حرارة أعلى. يبين الشكل رقم (٢٤،٢) مخططات حرارية نموذجية للصدر.

نقدًا Stark and Way, 1974 دراسة على نساء يملكن مخططات حرارية غير طبيعية أو غير متناظرة وذلك في غياب أي باثولوجيا صدرية. لقد وجدوا أن حدوث تطور لاحق لسرطان الثدي في هذه النساء هو حتى ١٠ مرات أكبر من تلك اللواتي يملكن مخططات حرارية متناظرة؛ وبناءً عليه فإن فحص التخطيط الحراري هو ذو قيمة مهمة في تحديد السكان المعرضين للخطر.

يجد التخطيط الحراري تطبيقات في تقدير ومراقبة أمراض المفاصل الالتهابية أيضاً وتشخيص تخثر الوريد العميق (Arter, 1978) ومشكلة الدوران المحيطي. يغطي (Anbar, 1998) التطورات الحديثة في التخطيط الحراري الإكلينيكي في عدة مجالات في الطب من الجراحة العامة إلى طب العيون.



الشكل رقم (٢٤, ٢). مخطط حراري بدرجة رمادية رمادية عادية للصدر.

### (٢٤, ٢) فيزياء التخطيط الحراري

#### Physics of Thermography

#### (٢٤, ٢, ١) الإشعاع تحت الأحمر Infrared Radiation

إن الإشعاع تحت الأحمر هو نوع لموجة إلكترومغناطيسية ذات تردد أعلى من الترددات الراديوية وأخفض من ترددات الضوء المرئي. تُأخذ المنطقة تحت الحمراء من الطيف الإلكتروني مغناطيسي عادةً ما بين ٠,٧٧ و ١٠٠ مايكرو متر. وغالباً ما تُقسّم إلى تحت الحمراء القريبة (٠,٧٧ إلى ١,٥ مايكرو متر) وتحت الحمراء المتوسطة (١,٥ إلى ٦ مايكرو متر) وتحت الحمراء البعيدة (٦ إلى ٤٠ مايكرو متر) وتحت الحمراء البعيدة جداً (٤٠ إلى ١٠٠ مايكرو متر).

يتم إطلاق الأشعة تحت الحمراء بشكل تلقائي من خلال جميع الأجسام التي تملك درجة حرارة فوق الصفر المطلق. إن الطاقة الكلية 'W' المنبعثة من خلال الجسم ودرجة حرارته متصلتين من خلال صيغة Stefan Boltzman ،

$$(١) \quad W = \sigma \epsilon T^4$$

حيث:  $W$  = كثافة الجريان الشعاعي ويُعبر عنه بالوات/السنتمتر مربع [ $W/cm^2$ ]

$\epsilon$  = عامل الإصدارية

$\sigma$  = ثابت ستيفان بولتزمان =  $5,67 \times 10^{-8} \text{ وات/(سنتمتر مربع} \times \text{كلفن}^4)$  [ $W/(cm^2 \times K^4)$ ]

$T$  = درجة الحرارة المطلقة

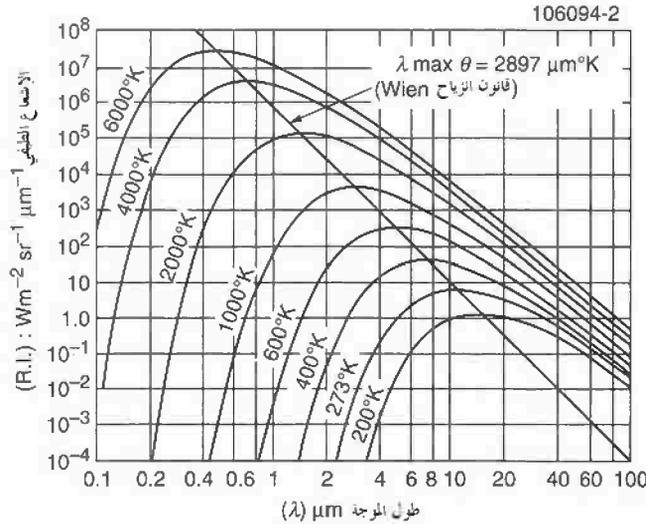
تبين المعادلة (١) أن الكمية المنبعثة للطاقة تحت الحمراء تتغير مع درجة حرارة الجسم. يبين الشكل رقم (٢٤,٣) التوزيع الطيفي لشدة الإشعاعات من الأجسام السوداء. يُعطى طول الموجة لقمة الطاقة ودرجة الحرارة المطلقة بواسطة صيغة وين Wien ،

$$\lambda_{\max} = \frac{2897(\mu\text{m})}{T(K)}$$

يملك الجسم البشري درجة حرارة تساوي ٣٧ درجة مئوية (٣١٠ كلفن) ولذلك ،

$$\lambda_{\max} (\text{الجسم البشري}) \approx 10 \text{ مايكرو متر}$$

من المعادلة (١) ، والشكل رقم (٢٤,٢) ، فإن كثافة الطاقة للإشعاع تحت الأحمر للجسم البشري  $10 \times 4,6 \text{ واط/سنتيمتر مربع}$ . بافتراض أن مساحة السطح للجسم البشري هي ١,٥-٢,٠ متر مربع فإن كمية الطاقة تحت الحمراء المشعة من كامل الجسم هي ٧٠٠-١٠٠٠ واط تقريباً.



الشكل رقم (٢٤,٣). الإشعاع الطيفي للجسم الأسود.

### (٢٤,٢,٢) العوامل الفيزيائية Physical Factors

توجد عوامل فيزيائية متعددة تؤثر على كمية الإشعاع تحت الأحمر من الجسم البشري. هذه العوامل هي الإصدارية أو الانعكاسية والإرسالية أو الامتصاص.

الإصدارية: يُدعى الجسم الذي يمتص جميع الإشعاعات الواردة عليه عند جميع أطوال الأمواج بالجسم الأسود. إن الجسم الأسود هو حالة مثالية فقط ولذلك يمكن أن يُعبّر عن كل الأجسام التي يتم مصادفتها في الواقع بأجسام رمادية. وبالتالي يُعرّف مصطلح الإصدارية بأنه تمثيل لنسبة الطاقة المُشعّة المنبعثة بوحدة المساحة من خلال جسم ما إلى نسبة الطاقة المُشعّة المنبعثة بوحدة المساحة للجسم الأسود عند نفس درجة الحرارة.

$$\epsilon = \frac{W_0}{W_b}$$

إن قيمة  $\epsilon$  للجلد البشري عند درجة حرارة محيطية به هي وحدة عملية (Watmough and Oliver, 1968) ضمن حدّ لأطوال الأمواج تحت الحمراء يساوي من ٣-١٦ مايكرو متر. إذا كان للجسم إصدارية أقل من واحد وثابتة مهما كان طول الموجة فإنه يُدعى بالجسم الرمادي. إن تغيراً ما في الإصدارية يسبب خطأً ما في قياس درجة الحرارة، وقد حسب (Sakurai et al, 1973) بأن ١٪ من  $\Delta\epsilon$  تكافئ ٣،٠ درجة مئوية من  $\Delta T$  تقريباً. تُعرّف الإصدارية المُشعّة الطيفية كما يلي:

$$\epsilon_\lambda = \frac{W_{0\lambda}}{W_{b\lambda}}$$

حيث  $W_{0\lambda}$  هي الطاقة المُشعّة الطيفية بوحدة المساحة و  $W_{b\lambda}$  هي الكمية نفسها للجسم الأسود. إن  $\epsilon_\lambda$  هو تابع لطول الموجة ودرجة الحرارة معاً، ولكن التغير مع درجة الحرارة يكون عادةً أصغر بكثير من التغير مع طول الموجة.

تنخفض الإصدارية المُشعّة الطيفية في المنطقة تحت الحمراء لمعظم الأجسام الصلبة عندما يزداد طول الموجة. الانعكاس: تُعرّف الانعكاسية الطيفية  $\rho_\lambda$  بأنها نسبة الطاقة المنعكسة إلى الطاقة الواردة عند طول موجة مُعطى. بحيث،

$$(١) \quad \rho_\lambda + \alpha_\lambda = 1$$

حيث  $\alpha_\lambda$  هي الامتصاصية الطيفية. وبما أن

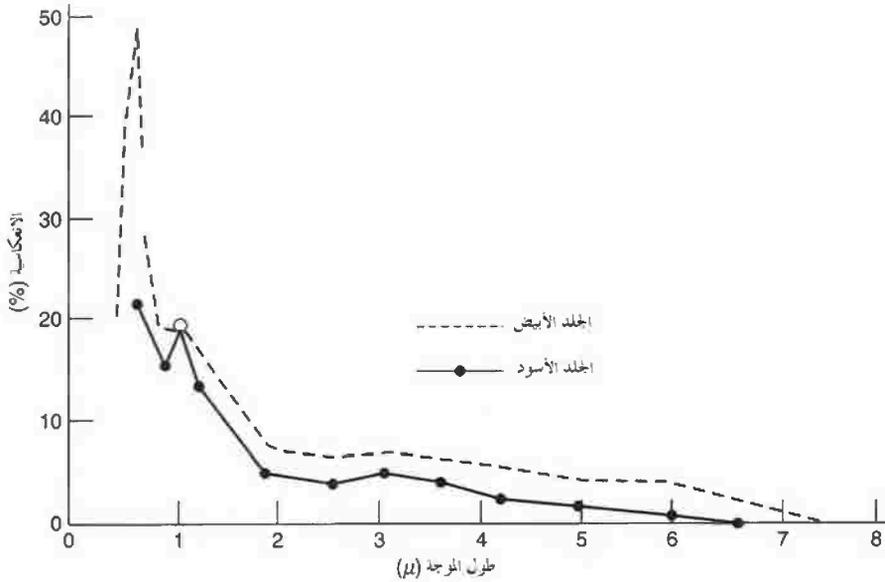
$$\epsilon_{\lambda} = \alpha_{\lambda}$$

حيث  $\epsilon_{\lambda}$  هي الإصدارية الطيفية، عندئذ

(٢)

$$\epsilon_{\lambda} = 1 - \rho_{\lambda}$$

بناءً عليه فإن الجسم غير الشفاف الذي يملك إصدارية منخفضة في الضوء المرئي سوف يملك انعكاسية عالية. وضح Hardy, 1939 التوزيع الطيفي للانعكاسية  $\rho_{\lambda}$  للجلد البشري. وهذا مُبين في الشكل رقم (٢٤, ٤). ويبين الشكل أن الانعكاسية للجلد البشري بين المجال ٢ و ٦ مايكرو متر هي ٠,٠٢-٠,٠٥. سوف يتأثر المخطط الحراري بوضوح بالضوء تحت الأحمر القوي القادم من مصادر خارج الجسم وتصبح مُنعكسة عن الجسم. تُصدر الأضواء المتوهجة إشعاعاً تحت أحمر ويمكن أن تؤثر هذه الأضواء على المخطط الحراري. تبين المعادلة (٢) أنه إذا انخفضت الإصدارية فإنه توجد زيادة متطابقة في معامل الانعكاس.



الشكل رقم (٢٤, ٤). التوزيع الطيفي للانعكاسية للجلد البشري. عن (Hardy, 1939).

الإرسالية والامتصاص للإشعاع تحت الأحمر: عندما يتم وضع جسم نصف شفاف بين السطح لجسم باعث للإشعاع وكاشف، فإنه من الضروري الأخذ بعين الاعتبار التغير في الإصدارية المتصل بالإرسالية والانعكاسية والإصدارية الخاصة بها. إن وجود شريط أو معجون أو مرهم له تأثير على المخططات الحرارية. درس Hardy, 1939 الامتصاص الطيفي للإشعاع تحت الأحمر من خلال الجلد البشري ووجد أن الجلد البشري غير شفاف تقريباً عند أطوال أمواج تتم مصادفتها في التخطيط الحراري. لقد وُجد أيضاً أن إشعاع الخلفية للأشعة تحت الحمراء يؤثر على المخططات الحرارية. فعندما يكون الإشعاع تحت الأحمر من الخلفية و الإشعاع تحت الأحمر للجسم متساويان أو تقريباً متساويان فإنه من الصعب تمييز الجسم عن الخلفية.

### (٢٤,٣) كواشف تحت الحمراء

#### Infrared Detectors

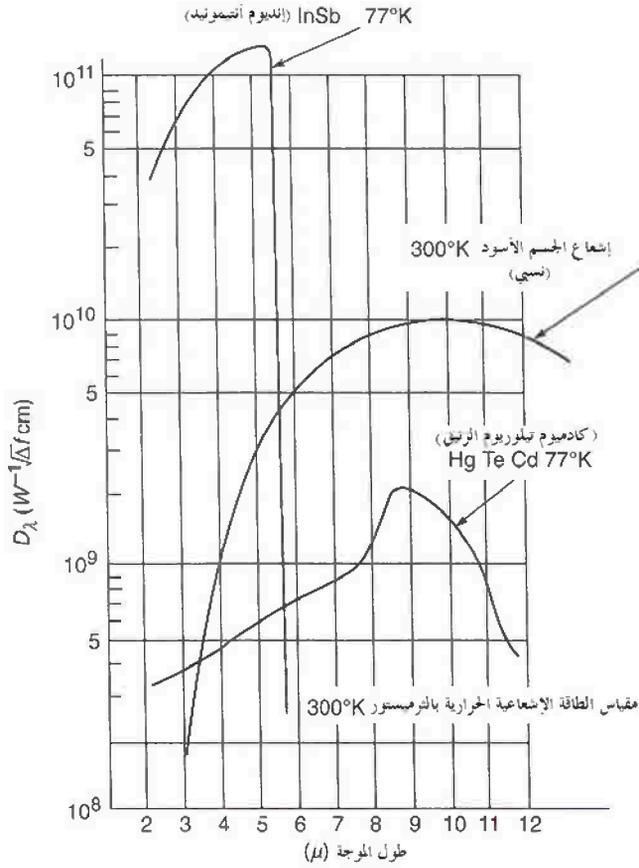
تُستخدم كواشف تحت الحمراء لتحويل الطاقة تحت الحمراء إلى إشارات كهربائية. يوجد نوعان أساسيان من الكواشف: كواشف حرارية وكواشف ضوئية.

تتضمن الكواشف الحرارية مزدوجات حرارية ومقاييس الطاقة الإشعاعية الحرارية بالمقاومة الحرارية (الثرمستور). تبدي هذه الكواشف حساسية ثابتة على منطقة ذات طول موجة طويلة. من ناحية ثانية يتم تمييزها بواسطة الثابت الزمني الطويل وبالتالي تبدي استجابة بطيئة.

إن طول الموجة التي يملك عندها الجسم البشري استجابة عظمى هي من ٩-١٠ مايكرو متر. لذلك ينبغي على الكاشف أن يملك بشكل مثالي حساسية طيفية ثابتة في المجال تحت الأحمر من ٣-٢٠ ميكرون (مايكرو متر).

من ناحية ثانية فإن الاستجابة الطيفية للكواشف الضوئية محدودة بشكل كبير. تستخدم معظم الكاميرات تحت الحمراء كاشف InSb (إنديوم أنتيمونيد) الذي يكشف الأشعة تحت الحمراء في المجال من ٢-٦ مايكرو متر. إن ٤,٢٪ فقط من الطاقة المنبعثة من خلال الجسم البشري تقع ضمن المجال المكتشف بواسطة الكواشف InSb. ولكنها شديدة الحساسية وقادرة على كشف التغيرات الصغيرة لدرجة الحرارة بالمقارنة مع المقاومة الحرارية (الثرمستور).

يوجد كاشف آخر يستخدم خليطة من الكاديوم والزنك و التيلوريد (CMT) ومُبرّد بواسطة النتروجين السائل ويملك استجابة قمة عند ١٠-١٢ مايكرو متر. يبين الشكل رقم (٢٤,٥) الاستجابة الطيفية لكواشف متعددة مُستخدمة في تجهيزات التخطيط الحراري.



الشكل رقم (٢٤،٥). ميزات طيفية لأنواع متعددة من كواشف تحت الحمراء.

### (٢٤،٤) تجهيزات التخطيط الحرارية

#### Thermographic Equipment

تتضمن الكاميرات الحرارية أنظمة مسح تُمكن من تركيز الإشعاع تحت الأحمر المنبعث من سطح الجلد ضمن حقل الرؤية على كاشف تحت الحمراء. تملك معظم الكواشف مجالاً عريضاً لحساسية درجة الحرارة المطلقة يتراوح من ١ إلى ٥٠ درجة مئوية. من ناحية ثانية وبشكل عام يتم ضبط التدرج الرمادي من أجل معظم الفحوصات ليمثل مجالاً ضيقاً جداً لدرجة الحرارة، معتمداً على المنطقة التي يتم فحصها. إن فرق درجة حرارة بتدرج كامل (أسود إلى أبيض) ما بين ٥ إلى ١٠ درجات مئوية يكون كافياً عادةً.

يمكن أن يكون مجال درجة الحرارة المطلقة للفحوصات الصدرية من ٢٥ إلى ٣٥ درجة مئوية وللساقين من ٢٣ إلى ٣٣ درجة مئوية ولجبهة الرأس من ٣١ إلى ٣٦ درجة مئوية (Carter, 1978). من الممكن تمييز تغيرات درجة حرارة مقدارها ٠,٥ درجة مئوية على الجلد بواسطة تدرج رمادي يتجاوز مجال درجة حرارة مقداره ٥ درجة مئوية.

إن معظم التغيرات الإكلينيكية في درجة الحرارة هي من المرتبة ١ درجة مئوية أو أكثر. وبالرغم من أن بعض الأنظمة تستطيع نظرياً تمييز ١,٠ درجة مئوية، فإنه ليس من الضروري استخدام نظام بنمط أكثر حساسية.

تتألف التجهيزات المستخدمة في التخطيط الحراري بشكل أساسي من وحدتين: كاميرا تحت الحمراء خاصة تسمح للجسم ووحدة إظهار من أجل إظهار الصورة الحرارية على الشاشة. يتم تركيب الكاميرا عموماً على حامل ثلاثي القوائم مزوداً بدواليب.

تحتوي وحدة الكاميرا على نظام بصري يسمح حقل الرؤية عند سرعة عالية جداً ويركز الإشعاع تحت الأحمر على الكاشف الذي يحول إشارة الإشعاع إلى إشارة كهربائية. تُضخَّم الإشارة الآتية من الكاميرا وتُعالج قبل أن يتم استخدامها لتعديل شدة الحزمة في أنبوب الصورة. تسمح الحزمة وجه الأنبوب من جانب إلى آخر بشكلٍ يتطابق مع شكل المسح للكاميرا. يمكن ضبط الصورة على الشاشة فيما يتعلق بالتباين (بمجال درجة الحرارة) وبالسطوع (مستوى درجة الحرارة) بواسطة تحكيمات على وحدة الإظهار.

يشكل النظام البصري مُكوّناً مهماً في نظام المسح. تُصنع العدسات المستخدمة في عمل تحت الحمراء من السيليكون وتكون مطلية بمانع انعكاس يوافق استجابة الأطياف لكاشف الماسح. تتوفر عادة عدستين قياسيتين، العدسة ١٢ درجة والعدسة ٢٠ درجة. يُنصح بالعدسة ١٢ درجة للاستخدام الطبي العادي. ويعطي هذا مسافة عمل معقولة للمريض ولا يكون قريباً أيضاً عند العمل بحلقات التمديد. تُفضّل العدسة ٢٠ درجة بمسافات عمل ضمن ١,٥ متر.

تُستخدم حلقات التمديد للتخطيط الحراري القريب جداً أو لما هو ضخّم. ويعطي هذا دقة تمييز بصرية عالية جداً (> ١ ميليمتر لفحص مناطق صغيرة). تتألف المجموعة من حلقة واحدة ١٢ ميليمتر وحلقة واحدة ٢١ ميليمتر يمكن أن تُستخدم وفقاً لمسافة صُغرى وعرض إجمالي للجسم. إن العدد 'f' (فرنش) للعدسات هو ١,٨ والمسافة المحرقة من أجل العدسات ١٢ درجة × ١٢ درجة و ٢٠ درجة × ٢٠ درجة هي ٥٢ و ٣٣ ميليمتر على التوالي.

يبين الشكل رقم (٢٤,٦) الترتيب التخطيطي لماسح بالأشعة تحت الحمراء. تتسبب حركة المسح المزدوجة لمرآة المستوي بتركيز كل بقعة على جسم المريض بدورها على الكاشف المُبرّد من أنديوم الأنتيمونيد. يُركَّب الكاشف في قارورة ديوار (Dewar) المُبرّدة بواسطة النتروجين بهدف الحصول على حساسية مثلى والتخلص من الضجيج الحراري. يتم في نظام كشف الأشعة تحت الحمراء استخدام نظام مجمع بصري. وهذا بسبب الدخل الضعيف للأشعة تحت الحمراء من الجسم. يتم تنفيذ المسح بواسطة مرآة عاكسة. يُحدّد حقل الرؤية اللحظي الذي يمكن أن يتم مسحه من خلال علم البصريات وحجم الكاشف.

يتم التحكم بالحركات الأفقية والعمودية لمرآة المسح بواسطة محركات خاصة. تستخدم آلية المسح ترتيباً ما من أجل جذب المرآة المسطحة بشكل سريع لتعطي مسحاً لخط أفقي وإمالتها بشكل بطيء لمسح الإطار. يتم بنفس الوقت



الشاشة هي خالية فعلياً من الرجرجة كنتيجة لمعدل الإطار العالي الذي يساوي ١٦ إطاراً في الثانية. وعلى الرغم من معدل الإطار العالي فإنه يمكن كشف اختلافات درجة حرارة بأقل من ٠,٢ درجة مئوية. إن قدرة التمييز هي ١٤٠ خط معياري لكل صورة وتقريباً ١٣٠ عنصراً لكل خط. إن حجم الصورة على أنبوب الإظهار هو ٩٠×٩٠ ميليمتر.

يتم تجهيز النظام بعدسة أمامية بحقل رؤية قياسه ١٠ درجة×١٠ درجة مؤمنةً حجم جسم أصغري يساوي ١١,٥×١١,٥ سنتيمتر على مسافة مقدارها ٠,٩٥ سنتيمتر. من الممكن بواسطة حلقة تمديد إضافية تغطية جسم صغير يصل حتى ٤,٦×٤,٦ سنتيمتر. يمكن تغيير العدسة الأمامية بحقل رؤية قياسه ٢٥ درجة×٢٥ درجة.

تُحدّد دقة التمييز الحرارية والحيزية لنظام تخطيط حراري ما بواسطة البارامترات البصرية وأداء الكاشف وضجيج المضخم الأولي ونظام معالجة الإشارة وأنظمة تقييم وتقديم الصورة.

#### (٢٤, ٤, ١) حساسية نظام التصوير بالتخطيط الحراري Sensitivity of Thermographic Imaging System

إن القيمة المميزة لنظام التصوير بالتخطيط الحراري هو فرق درجة الحرارة المكافئة للضجيج (NETD). وتُدعى هذه القيمة عادةً بدقة تمييز درجة الحرارة الصغرى، هذا يعني، أنها الفارق بدرجة الحرارة بين عنصرين متجاورين في المشهد الذي سوف يعطي إشارة تساوي إلى ضجيج النظام. وهكذا كلما كان NETD أصغر كانت حساسية النظام أفضل. بهدف الحصول على قيمة صغرى لـ NETD ينبغي استخدام الكاشف ذو القيمة العظمى للتكامل. كما إن أنظمة التخطيط الحراري ذات الكواشف المختلفة تملك NETD مختلفة حتى ولو كان نظام المسح والنظام البصري نفسهما أيضاً. إن قابلية كشف القمة للكاشف InSb (خلية كشف ضوئية) هي ١,٣×١٠<sup>١١</sup> وقابلية كشف القمة للكاشف CdHgTe هي ١,٠×٢<sup>٩</sup>. لذلك فإن الكاشف InSb هو أكثر حساسية بمرتبة واحدة بالمقدار من الكاشف CdHgTe.

#### (٢٤, ٤, ٢) تقنيات التسجيل Recording Techniques

تُستخدم تقنيات متعددة للقيام بتسجيل فوتوغرافي للصورة من الشاشة. تتوفر أدوات توافق من أجل الفلم ذو القياس ٣٥ أو ٦٠ ميليمتر ومن أجل الكاميرات المستقطبة للضوء لتلائم الاحتياجات المختلفة. إن الإجراء العادي من أجل التقييم الكمي هو أخذ صورة واحدة لكل مستوى من مستويات خط تساوي الحرارة. يمكن استخدام فيلم سينمائي قياس ١٦ ميليمتر لتسجيل التغيرات الديناميكية في الأشكال الحرارية. إن الصور السينمائية مفيدة عند دراسة التغيرات في الدوران المحيطي بسبب التدريب والتغيرات في درجة الحرارة البيئية. من الممكن أيضاً القيام بتسجيل فيديو على شريط مغناطيسي وإعادة تشغيله على وحدة الإظهار من أجل التقييم لاحقاً. ومن أجل التسجيل الملون يتم عرض كل إعداد لخط تساوي الحرارة خلال مرشح لوني مختلف على إطار وحيد لفلم ملون. يعطي هذا معلومات مُركزة و مُفسّرة بسهولة عن توزيع درجة الحرارة. ويتطابق كل لون مع درجة حرارة خاصة.

### (٢٤,٥) التخطيط الحراري الطبي الكمي Quantitative Medical Thermography

من أجل مقارنة النتائج المتعاقبة للفحوصات بالتخطيط الحراري فإنه لشيء أساسي أن يتم تحويل النتائج إلى قياسية وتكميمها. تم تسجيل المخطط الحراري في تجهيزات التخطيط الحراري البدائية على فلم فوتوغرافي وقد أمكن تكميم هذا الفلم بواسطة قياس الكثافة. وكان العمل بهذا النظام محدوداً بسبب زمن المسح الطويل. إن الحل العملي لهذه المشكلة هو استخدام "خطوط تساوي الحرارة".

تُحدد الاختلافات بين الدرجات الرمادية المتعددة بدقة من خلال الحزمة الحرارية أو خط تساوي الحرارة. يتم إظهار هذا بواسطة معايرة نظام الدارات الإلكترونية داخل الكاميرا، بحيث يتم رسم مستوى رمادي خاص (هذا يعني درجة حرارة) كأبيض ساطع على الشاشة. وهكذا يتم بناء خط تساوي درجة الحرارة من مناطق بيضاء تشير كل منها إلى درجة الحرارة المختارة.

يمكن إزاحة خطوط تساوي الحرارة هذه إلى أي مستوى من مستويات درجة الحرارة وسوف تسجل اختلافات صغيرة في درجة الحرارة حتى ٢,٠ درجة مئوية تتم قراءتها من مقياس على شاشة المونيتور. وهكذا يؤمن استخدام خطوط تساوي الحرارة سلسلة من النقاط بين درجات الحرارة المختارة مُزوَّدة خريطة بخطوط محيطية حرارية. يمكن إظهار خط تساوي حرارة وحيد كمعلم لدرجة حرارة عظمى أو صغرى، بتباين عالٍ عن درجات الحرارة المحيطة. من الممكن معايرة خطوط تساوي الحرارة بواسطة مسح كتلة ذات درجة حرارة مرجعية.

تم تحسين قياس درجة الحرارة في تجهيزات التخطيط الحراري الحديثة من خلال تأمين تابعين لخطي تساوي حرارة متزامنين. يمكن أن يتوضع أحد خطوط تساوي الحرارة على مرجع خارجي لدرجة الحرارة والآخر على النقطة ذات الاهتمام. ويتم تحديد درجة الحرارة غير المعروفة بواسطة الفرق بينهما. إن الطريقة الملائمة للتسجيل الكمي هي التراكب لمجال من خطوط تساوي الحرارة في ٧ أو ٨ أو ١٠ متتاليات مُرمزة لونياً بين ٢٦ و ٣٤ درجة مئوية ممثلة مجال درجة الحرارة من العادية إلى المتوهجة بشكل كبير ويمثل الأصفر عادةً درجة الحرارة الأعظمية والأزرق الأصغرية. يمكن بعدئذٍ تكميم التغيرات بواسطة عبارة عددية متكاملة لصور خط تساوي الحرارة.

تتضمن الأنظمة الحديثة من أجل التخطيط الحراري الطبي المتقدم تسهيلات للتحليل التمثيلي بالإضافة إلى التحليل الرقمي معاً وذلك من أجل قياس مستويات درجة حرارة معقدة بشكل آلي ومن أجل تحديد مناطق درجة الحرارة.

### (٢٤,٥,١) التحليل التمثيلي Analog Analysis

توجد عدة إمكانيات للتحليل التمثيلي لصورة الدرجة الرمادية متضمنةً ما يلي: (١) تابع خط تساوي الحرارة و(٢) تحليل المستوى و(٣) مختار منطقة العينة و(٤) تحليل البروفيل الحراري.

**تحليل المستوى:** يسمح هذا بتحديد مستويات الحرارة الأعظمية والمتوسطة والدنيا للمناطق المختارة بدقة أكبر ضمن الصورة الحرارية للمريض. يتم تحقيق تحليل المستوى بواسطة جهاز تحليل مطال حراري يعمل ضمن منطقة مختارة بواسطة التحكم بمختار منطقة العينة. من الممكن أن يتم إمالة منطقة العينة ٤٥ درجة إلى اليسار أو اليمين وإظهارها كحدود ساطعة على الشاشة.

**جهاز تحليل المطال الحراري:** يقيس هذا الجهاز الإشارة الفيديوية ويحدد القيمة الوسطية (المتوسط) والقيم الأعظمية والأصغرية ضمن المنطقة المرغوبة على المريض. يسمح هذا التقدير الكمي للصورة بتحليل أكثر دقة وموضوعية وثباتاً حتى للأشكال الحرارية الأكثر تعقيداً. وهكذا يكون تفسير الصورة مُبسّطاً. كما يمكن قراءة مطال كل عينة بشكل منفصل. ويمكن بشكل إضافي القيام بقراءة الفرق بين المطالين المختارين أيضاً.

**تحليل المساحة:** يسمح هذا بالتقدير الكمي لمستوى خط تساوي حرارة إفرادي كنسبة مئوية من منطقة مختارة على المريض. إن تحليل المساحة هو وسيلة ليست فقط للقياس الكمي لانتظام درجة الحرارة، وإنما أيضاً للقياس الكمي للتعاقب المؤقت لمستويات درجة الحرارة.

**تحليل البروفيل الحراري:** يسمح هذا بتحليل مُفصّل للصورة الحرارية بالزمن الحقيقي. يسمح هذا النوع من التحليل المُكتم باختيار خط واحد في صورة الدرجة الرمادية وعرضه كبروفيل وحيد (مسح-A). يعطي الاختلاف في المطال الذي يتم الحصول عليه على طول البروفيل قياساً دقيقاً لنقاط درجة الحرارة المتعددة على طول الخط. وهذا ما يجعل مقارنة منحني مأخوذين عند فواصل زمنية مختلفة لخطين متماثلين أو مختلفين سهلاً. وبهذه الطريقة يظهر عدم التناظر بشكل واضح جداً.

#### (٢٤, ٥, ٢) نظام التحليل الرقمي Digital Analysis System

تقدم الكمبيوترات في المجالات الطبية الأخرى، حيث تكون أشكال الصور المعقدة حادثة اعتيادية، فرصاً جديدة من أجل تحليل فعال وموضوعي أكثر. يمكن أن يتم تحليل الصور الحرارية رقمياً بعدة طرق ولعدة أسباب. أولاً، يمكن أن تُستخدم لتحديد بارامترات كثيرة من الصورة نفسها مثل درجة الحرارة العليا والدنيا والمتوسطة أو الاختلافات بين منطقة وأخرى أو المناطق ذات خطوط درجة الحرارة المتعددة المحيطة أو المراكز المتوسطة الهندسية أو الانحرافات وهكذا دواليك.

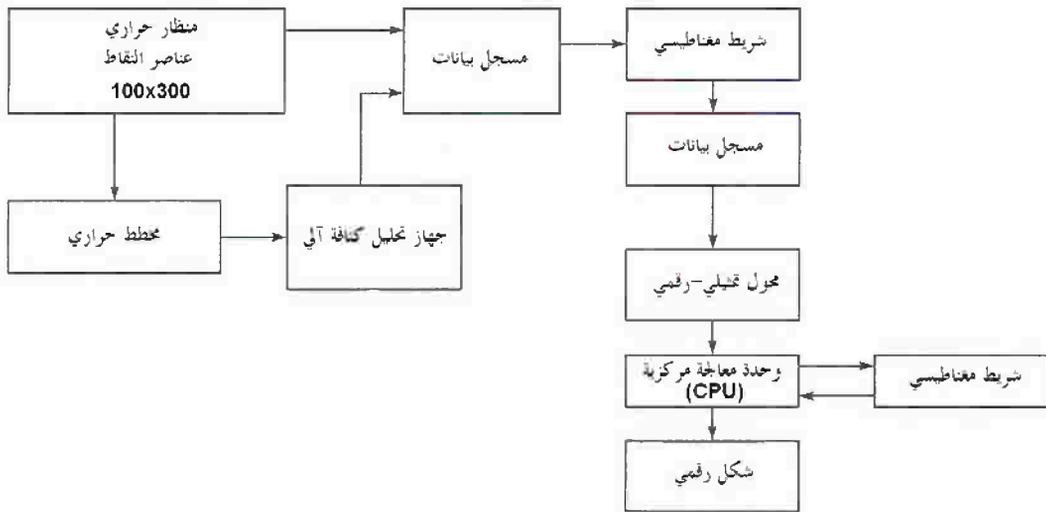
ثانياً وبشكل أكثر أهمية، يمكن أن تتم برمجة الكمبيوتر لتحليل هذه البارامترات وطباعتها كخطوط محيطية أو كدرجات رمادية أو كخرائط خطوط تساوي الحرارة أو بأشكال أخرى. يمكن أن يُستخدم الكمبيوتر أيضاً لرسم استنتاجات من هذه البارامترات وأن تحل مشاكل تحليل معقدة مبنية على أساس لوغاريتمات مُحددة من قبل المستخدم. بديلاً عن ذلك من الممكن أن يُستخدم الكمبيوتر من أجل التفسير الآلي للمعلومات المُستقبلية.

توجد أيضاً عمليات حساب معقدة أكثر وهي، بشكل متكرر، ذات أهمية في تطبيقات التخطيط الحراري. يمكن أن يتم إنجاز التابع المرغوب بواسطة معالج صورة رقمي اعتماداً على السرعة المطلوبة وعلى تعقيد العملية الحسابية.

تحويل الصور الحرارية إلى رقمية: يسمح العرض المباشر على أنبوب الأشعة المهبطية CRT للمخطط الحراري بتمييز حوالي ٨ درجات رمادية فقط بين الأسود والأبيض ويوفر تسجيلاً فوتوغرافياً عن واجهة الـ CRT تسجيلاً دائماً لـ ٥ أو ٦ ألوان فقط. وحتى الشكل الملون فإنه يملك دقة تمييز تساوي ١٠ درجات فقط. وهكذا عندما يتم قياس مجال درجة حرارة عريض، مثلما يُصادف في بعض الأحيان في المواقف الإكلينيكية، فإنه من الصعب تمييز الاختلافات الصغيرة في درجة الحرارة. بالإضافة إلى هذا فإنه لا يمكن قياس درجات حرارة السطح المطلقة وفروقات درجة الحرارة بين نقطتين على سطح الجسم بشكل مباشر ودقيق في المخطط الحراري الفوتوغرافي. ومن الممكن امتلاك مجال كبير جداً للمستويات الرمادية باستخدام تقنيات الكمبيوتر أو المعالج الصغري في نظام معين.

يبين الشكل رقم (٢٤،٧) مخططاً توضيحياً لتحويل مخطط حراري إلى رقمي (Fujimasa et al, 1973). يتم تسجيل إشارة الخرج لكاميرا الإشعاع تحت الأحمر على شريط مغناطيسي. ويتم تحويل المخارج التمثيلية من الكاميرا إلى بروفيلات - حرارية رقمية بواسطة المحول التمثيلي - الرقمي (A-D) للكمبيوتر.

تحول وحدة معالجة التحكم بالكمبيوتر القيم الرقمية إلى قيم درجات حرارة حقيقية مبنية على أساس بيانات المعايرة المخزنة في الذاكرة أو على الشريط المغناطيسي. بدلاً من ذلك يمكن أن يتم مسح أشكال التخطيط الحراري وتحويلها إلى إشارات كهربائية تمثيلية بواسطة مقياس كثافة ماسح وتحويلها إلى شكل رقمي. ومن أجل تحليل دقيق لدرجات حرارة السطح فإن عملية تحويل المخطط الحراري إلى رقمي والكمبيوترات مفيدتين في التحليل الآلي للمخططات الحرارية.



الشكل رقم (٢٤،٧). مخطط توضيحي لتحويل مخطط حراري إلى رقمي. عن (Redrawn after Fujimasa et al, 1973).

يتم تأمين التحليل الكمبيوتر كخيار أساسي بتجهيزات التخطيط الحراري الحديثة. يتضمن هذا الخيار ليس فقط البيئة الصلبة بل والبرمجية أيضاً. ومن خلال تحويل الصورة التمثيلية إلى رقمية وبعدها تخزينها على شريط مغناطيسي فإن الصورة الحرارية للمريض متوفرة دائماً للتحليل السحي، بغض النظر عن متى تم أخذها. يوجد مجال واسع من البرمجيات المتوفرة من أجل تحليل البيانات إحصائياً وللتحليل الحراري للصدر ولتحليل الصورة المعقدة.

### (٦, ٢٤) كاميرا الفيديكون البيروكهربائية

#### Pyroelectric Vidicon Camera

إن الفيديكون البيروكهربائي هو أنبوب تصوير حراري. يشابه هذا الأنبوب الفيديكون القياسي والفرق الرئيسي الموجود هو أن المادة المستخدمة من أجل الهدف حساسة للأشعة تحت الحمراء بدلاً من الضوء المرئي. إنه جهاز مدمج وحساس وموثوق وبالتالي يستطيع إيجاد تطبيقات ملائمة في التخطيط الحراري الطبي.

يتألف الفيديكون البيروكهربائي بشكل أساسي من: (١) غلاف زجاجي؛ مُلائم مع صفيحة واجهة من الجرمانيوم، موافقةً لنافذة جوية قياسها من ٨ إلى ١٤ ميكرو متر و(٢) هدف بيروكهربائي مُركَّب على صفيحة داعمة معدنية تعمل كالكترود خرج فيديوي أيضاً و(٣) مدفع إلكترونات وإكترودات تشكيل حزمة تشبه تلك الموجودة في الفيديكون القياسي و(٤) مستودع غاز مُسخن بواسطة قتل من التنغستين. يُحاط الأنبوب بوشائع تركيز و انحراف مُتطابقة مع تلك المستخدمة مع الفيديكون القياسي.

يتم تركيز الإشعاع الحراري القادم على الهدف بواسطة عدسة إرسال أشعة تحت الحمراء من خلال صفيحة واجهة الإرسال للأشعة تحت الحمراء للأنبوب. إن الهدف هو هدف بيروكهربائي ذو سولفات - ثلاثية الغليسرين (TGS) يملك حساسية عالية في المجال من ٨ إلى ١٤ مايكرو متر من الطيف. إن أنواعاً معينة من البلورات (فيرو-كهربائية) تصبح مُستقطبة في اتجاه محدد جيداً معروفة بالمحور القطبي.

ونظراً لأن درجة الاستقطاب متعلقة بدرجة الحرارة، فإن تسخين أو تبريد شريحة من مثل هذه البلورات سوف يخلق تراكمًا للشحنة (على الوجوه المتعامدة مع المحور القطبي) متناسباً مع التغير في الاستقطاب الناتج عن تغير درجة الحرارة. يُدعى هذا بالأثر البيروكهربائي، المُميّز من خلال المعامل البيروكهربائي  $P = db/dt$ .

إن الزيادة في المعامل البيروكهربائي مع درجة الحرارة مترافقة بزيادة سريعة جداً في ثابت العازلية الكهربائية للمادة التي تخفض الفعالية التي يمكن بواسطتها قراءة التغيرات البيروكهربائية من خلال حزمة الإلكترونات.

ولهذا السبب فإنه يتم الحصول على الأثر البيروكهربائي الأكثر إفادة عند درجة حرارة هدف بحوالي ٣٥ درجة مئوية. ويجب أن لا يتجاوز أبداً نقطة كيوري للـ TGS والبالغة ٤٠ درجة مئوية. ويتم أيضاً إنتاج التغيرات الكهربائية فقط عندما تتغير درجة حرارة المادة البيروكهربائية. وهكذا سوف لن يتم إنتاج خرج صورة من صورة غير متغيرة.

ولهذا السبب يجب أن يُقَطَّع الإشعاع القادم أو يجب أن يتم تحريك الكاميرا بحيث تنتج تغيرات درجة حرارة الهدف. تبدي المواد البيروكهربائية خصائص كهروضغطية أيضاً. بناءً عليه و لتجنب انخفاض الإشارة بواسطة الضجيج الميكروفوني ينبغي أن لا تصل الاهتزازات الزائدة إلى الكاميرا.

إن البيريكون هو الاسم المُعطى للفيديكون البيروكهربائي (PEV) المُصنَّع من قِبَل Thomson CSF. يبين الشكل رقم (٢٤,٨) مخططاً صندوقياً للإلكترونيات كاميرا تستخدم البيريكون. إن معظم صناديق الدارات مشابهة لكاميرا الفيديكون المستخدمة في أنظمة التلفزيون ذات الدارات المغلقة. من ناحية ثانية توجد دارتين خاصتين؛ المضخم الأولي والمضخم الفيديوي.

إن تيار إشارة الخرج من أنبوب البيريكون منخفض (من صفر إلى ٥٠ نانو أمبير). وهكذا يجب استخدام مضخم أولي ذو ربح تيار عالي وضجيج منخفض. وينبغي أن يمتلك المضخم أيضاً على عرض حزمة متوافق مع التردد الحيزي الأعظمي ومع معيار المسح. أن المضخم الأولي النموذجي سوف يتضمن عرض حزمة يساوي ٢,٥ ميغا هرتز ومقاومة حمل مقدارها ٣,٥ ميغا أوم.

ينبغي أن يمتلك المضخم الفيديوي ربحاً كافياً ليوافق القيمة المنخفضة للإشارة المفيدة. ويتم ترتيبه بشكل عام ليعطي ربحاً من ١٠ إلى ٦٠. وفي حالة نموذجية فإن تغير درجة الحرارة بمقدار درجة مئوية واحدة يعطي تيار إشارة أنبوب بمحدود ١ مايكرو أمبير. وسوف يعطي هذا إشارة خرج للمضخم الأولي بمقدار ٣,٣ ميلي فولت. إذا كان المضخم الفيديوي يملك ربحاً مقداره ٦٠، فإن إشارة خرجة سوف تكون  $٦٠ \times ٣,٣ = ٢٠٠$  ميلي فولت. يتم تزويد كاميرا البيريكون بدارة قص للقاعدة.

يُستخدم هذا من أجل ضبط مستوى الصندوق، من خلال ضبط مستوى قاعدة العمود على المستوى الأسود المناسب للصورة.

تؤمن كاميرا البيريكون دقة تمييز مقدارها ٠,٥ درجة مئوية عند درجة حرارة المحيط. إن الأخطاء الشائعة في مثل هذه الأنظمة هي ضجيج تغيرات قاعدة العمود وعدم الوضوح الحراري.

إن جهاز تخطيط الحرارة PEV صامت مثل الكاميرا التلفزيونية ويملك مدخل كامل إلى جميع التجهيزات التلفزيونية المتوفرة والإكسسوارات.



## (٢٤,٧) الكاميرا الحرارية المبنية على أساس حساس تحت الحمراء بمصفوفة ذات مستوي محرق رقمي

## Thermal Camera Based on IR Sensor with Digital Focal Plane Array

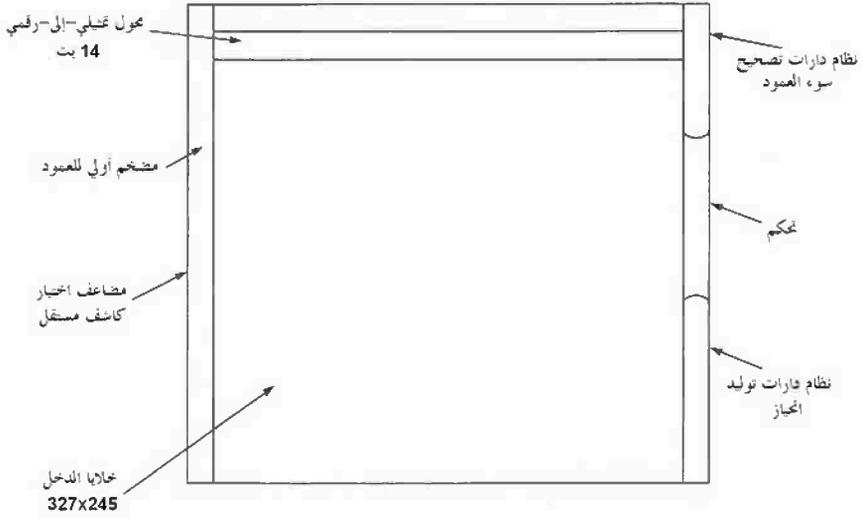
إن تقنية الأشعة تحت الحمراء غير المبردة هي تصوير بالأشعة تحت الحمراء يحدث تغييراً كاملاً من خلال تقديم حساسات بكلفة منخفضة ذات حساسية حرارية قابلة للمقارنة مع عدة كواشف تحت حمراء ذات أداء عالٍ ومعقدة ومبردة بمولدات البرودة الفائقة. تستخدم هذه الحساسات تقنية مقياس الطاقة الإشعاعية الحرارية الميكروي الذي يتضمن حساساً مصنوعاً بالآلة بشكل ميكروي من السيليكون يستخدم معالجة السيليكون على مستوى الرقاقة لتصنيع الحساس الحراري. يعطي White et al, (1998) تفاصيل مثل هذا الحساس وتفصيل حساس لكاميرا حرارية مبنية على أساس هذه التقنية.

إن مقياس الطاقة الإشعاعية الحرارية هو كاشف حراري مُسخن بواسطة الإشعاع الوارد، مسبباً ارتفاع درجة الحرارة التي يتم تحسسها كتغير في مقاومة العنصر. إن المصفوفة ذات المستوى المحرق التي تضم  $245 \times 327$  مقياس طاقة إشعاعية حرارية ميكروي (FPA) تحتوي على عناصر مقياس طاقة إشعاعية حرارية مصنوعة بالآلة بشكل ميكروي موضوعة على مسافة تساوي ٤٦,٢٥ ميليمتر.

يتألف كل كاشف ذو مقياس طاقة إشعاعية حرارية ميكروي من جسر ميكروي من نتريد السيليكون يقع فوق ركيزة سيليكونية من نوع CMOS ومدعوم بواسطة دعامين من نتريد السيليكون. يتم ترسيب طبقة رقيقة من أكسيد الفاناديوم الذي يملك بشكل تقريبي معامل درجة حرارة يساوي ٢٪ من المقاومة عند درجات الحرارة المحيطة بالجسر لتشكيل مقاومة مقياس الطاقة الإشعاعية الحرارية. يتم وصل كل كاشف من الكواشف ذات مقياس الطاقة الإشعاعية الحرارية الميكروي إلى خلية وحدة تحتيه في ركيزة الدارة المتكاملة للقراءة CMOS السيليكونية بواسطة ثقبين في الطبقة غير الفعالة على قمة الدارة المتكاملة.

يبين الشكل رقم (٢٤,٩) تخطيطاً للدارة المتكاملة بالكامل. إن الخاصية الفريدة لمصفوفة مقياس الطاقة الإشعاعية الحرارية هي الانحياز النبضي الذي يتم فيه تطبيق الانحياز الضروري لقياس مقاومة العنصر بزمن قصير جداً. يسمح هذا لخلية الوحدة الأساسية بأن تكون بسيطة مع معظم أنظمة الدارات الكهربائية المعقدة المتوضعة في محيط الرقاقة.

إن الكاميرا المُصممة والمُصنَّعة من قِبَل Lockheed Martin مبنية على أساس FPA هي نظام بسلسلة من الوظائف مُحددة المواقع بين المصفوفة ذات المستوى المحرق والإلكترونيات لتحقيق أداء أمثل. يتم دمج المحول تمثيلي - إلى رقمي وعدد من الوظائف الأخرى في الـ FPA، بينما يُمكن استخدام جميع الإلكترونيات الرقمية للـ FPA. يمكن أن يتم تصنيع ملايين من التراكيب الميكانيكية على رقاقة سيليكونية وحيدة بتكلفة منخفضة جداً، وذلك بواسطة تصنيع الكواشف مباشرة على السيليكون وتطبيق تقنيات معالجة السيلكون على مستوى الرقاقة.



الشكل رقم (٢٤,٩). تخطيط لدارة تكاملية مستخدمة كمصفوفة مستوي محرقية في مقياس طاقة إشعاعية حرارية ص. غري (Redrawn after white et al, 1998). العرض ١٧ ميليمتر تقريباً.

بيدي أداء التصوير لهذه الكاميرا خطية أفضل من ٠,٢٥٪ على المجال من ٥ درجة مئوية إلى ١٠٠ درجة مئوية وثابتاً حرارياً يساوي ١٤ ميلي ثانية ومعامل درجة الحرارة للمقاومة يساوي ١,٥-٢٪/كلفن. إن امتصاص الأشعة تحت الحمراء في المجال من ٨-١٢ مايكرو متر هو ٨٠٪. إن الخرج الفيديوي هو على شكل NTSC أو PAL.