



(12) FASCICULE DE BREVET

- (11) N° de publication : **MA 34766 B1** (51) Cl. internationale : **A61B 5/05; A61B 6/00; A61B 5/103**
- (43) Date de publication : **03.12.2013**

-
- (21) N° Dépôt : **36061**
- (22) Date de Dépôt : **28.06.2013**
- (30) Données de Priorité : **15.12.2010 EP 10195033.5**
- (86) Données relatives à l'entrée en phase nationale selon le PCT : **PCT/EP2011/072699 14.12.2011**
- (71) Demandeur(s) : **MEDIELMA SRL, Via Tiziano 21 I-20145 Milano (IT)**
- (72) Inventeur(s) : **SPAGNOLINI, Umberto ; BELLOROFONTE, Carlo ; CANONICO, Michelangelo**
- (74) Mandataire : **SABA & CO**

-
- (54) Titre : **SYSTÈME DE DÉTECTION ÉLECTROMAGNÉTIQUE ET MÉTHODE DE LOCALISATION DE TUMEURS/CALCIFICATIONS DANS LES TISSUS**
- (57) Abrégé : La présente invention concerne un système de détection des anomalies tissulaires (1000), ledit système comprenant : un dispositif à antenne sonde (100) conçu de sorte à émettre un signal de radiofréquences incident et à irradier un tissu dans des conditions de champ proche de sorte à produire un signal de radiofréquences résultant ; un dispositif récepteur (200) conçu pour recevoir le signal résultant et fournir les données reçues correspondantes, et un module de traitement (300) structuré pour traiter les données reçues et fournir une information indiquant la détection d'une anomalie dans ledit tissu. Le dispositif à antenne sonde présente un intervalle de fréquences rayonnées fixe et est conçu de sorte à ce que le signal résultant soit un signal de diffusion résultant d'une combinaison du signal incident et d'un signal de radiofréquences induit produit par le tissu irradié.

الوصف المختصر

نظام الأنسجة الشاذة (1000)، ويشمل: جهاز مسبار هوائي (100) منظم لحدوث إشعاع إشارة الترددات الراديوية وإضاءة الأنسجة في ظروف المجال القريب، وذلك لإنتاج ناتج إشارة الترددات الراديوية؛ جهاز استقبال (200) منظم لاستقبال الإشارة الناتجة عنها، وتوفير البيانات الواردة المقابلة لوحدة معالجة (300) منظم لمعالجة البيانات التي وردت لتوفير معلومات تشير إلى الكشف عن حالة شاذة في الأنسجة المذكورة. الجهاز الهوائي التحقيق له مدى ثابت التردد الإشعاعي ويدور ذلك على أن إشارة الناتج هي إشارة مشتتة ناتجة عن مزيج من إشارة الحادث وإشارة الترددات الراديوية التي تنتجها الأنسجة المشعة.

03 DEC 2013

نموذج 5-4

الوصف الكامل للاختراع

يشتمل الوصف الكامل للاختراع على :

(الفن السابق - المشكلة أو القصور في الفن السابق - الوصف التفصيلي - طريقة الاستغلال)

5

الفن السابق:

يتعلق هذا الاختراع بنظم الكشف الكهرومغناطيسي للكشف عن الحالات الشاذة (مثل الأورام والتكلسات) في الأنسجة الحية، وعلى وجه الخصوص للكشف المبكر عن سرطان الثدي والقولون والمستقيم وسرطان البروستاتا.

10

على مدى العقود الماضية، قد ساهمت وسائل التشخيص المبكر لتقليل معدل حدوث الوفيات الناجمة عن الأورام. ومع ذلك، لا تزال السرطان تمثل مشكلة صحية عامة رئيسية في جميع أنحاء العالم كما أن ما يقرب من 25% من الوفيات تحدث بسبب السرطان، وأكثر من 50% لكل من الجنسين ومن المحدد أن البروستاتا / الثدي والرئة والقولون والمستقيم (انظر المستند [1]). التقدم في وقت التشخيص المبكر والعلاج هما أساس الحد من وقوع حالة وفاة.

15

أدوات التشخيص لها كفاءات مختلفة اعتمادا على نوع وموقع الأورام، واستخدام الأطباء الأمثل من أجل تقليل التشخيص الكاذب عن طريق مضاعفة فعاليتها. في التشخيص الكاذب هناك سلبيات للبحث على تأخير العلاجات التي هي في معظمها فعالة في مرحلة مبكرة، في حين أن السبب للتشخيص الكاذب يحدث مشقة لا حاجة للمريض لها بالإضافة إلى التكاليف الزائدة للنظام الصحي. لذلك، فإن أي بحث في أجهزة التشخيص الجديد لتحسين إجراءات التشخيص الشامل للتقييم مع الإحصاءات من البيانات السريرية. تكون

20

طرق الفرز المبكر واسعة النطاق والتشخيص ضرورية للامتثال لبعض المتطلبات الأساسية لكل تحليل مثل الموثوقية، وتعقيد المعدات والتكاليف، وسهولة الاستخدام، والوقت لكل اختبار من التشخيص.

يعتبر الورم هو كتلة غير طبيعية من الأنسجة التي تحيط بها أنسجة الجسم العادية التي لا يوجد لها وظيفة مفيدة وتنمو على حساب الأنسجة السليمة. انتشار الخلايا الخبيثة يدفع الانبثاث البعيدة القاتلة مع وجود احتمال أن يعتمد على حجم الورم الرئيسي (انظر المستند [6]). عموماً في الأورام يكون محتوى الماء أعلى 5 من الخلايا الطبيعية المحيطة بسبب النخر الخلوي، وزيادة وعدم انتظام الاوعية الدموية، وبعض التعديلات من المواد الغذائية (انظر المستند [5]).

عندما تكون العديد من الأورام لها موصلية كهربائية مختلفة كبيرة وتسمح للأنسجة الطبيعية المحيطة بها، يتم استخدام هذه الخاصية في بعض طرق التشخيص. عندما تبين الخواص الكهربائية المحددة الفارق الكبير للأورام المختلفة مثلاً وهي على حجم ومرحلة تطور الورم، وتوفر الكهرومغناطيسية (EM) أدوات 10 التشخيص أساساً للأطباء مع الصور التشريحية.

المعرفة من الخصائص الكهربائية من الأنسجة هو الأساس لتطوير EM طرق التشخيص للأورام. لقد كان موضوع اهتمام أكثر من قرن لأسباب عدة، وضعت نماذج لحساب سلوكيات الأنسجة البيولوجية إما طبيعية أو مرضية (انظر المستند [2]). معقد الوصف المجهرى من الخواص الكهربائية من الخلايا عن طريق تنوع وتوزيع أشكال الخلية، لذلك غالباً ما يتم الاعتماد على النهج العياني لتأسيس الموصلية المحددة 15 والسماحية النسبية للنظم البيولوجية. حتى على مستوى العيانية المعقدة تكون هذه العقاقير عن طريق عدة عوامل مثل التوجه الأنسجة، والتردد، والتجانس، والعوامل الفسيولوجية.

وتكون بارامترات القياسات التجريبية في بيئات مختلفة والأنسجة المختلفة موثوقة باستخدام نموذج ديباي حيث يفسر التباين في التردد مع أوقات الاسترخاء. يمكن للنموذج نفسه استقرار خصائص العيانية في الترددات العالية (انظر المستندات [3] [4]).

ويستند التشخيص الغير منتشر المشترك في تصوير الجسم الداخلي باستخدام تقنيات مختلفة (على سبيل المثال، الموجات فوق الصوتية، والأشعة السينية، CAT، التصوير بالرنين المغناطيسي، PET) كما يمكن الطبيب تقييم حجم وتوطين الورم من التشريح.

وقد تم التحقيق في أساليب التصوير بالاعتماد على موجات EM غير المؤينة على مدى العقود الماضية بواسطة العديد من مهندسين الميكروويف. عندما تكون أنسجة الثدي العادية شفافة لأفران الميكروويف (كما في الغالب المياه المنخفضة محتوى الأنسجة الدهنية)، وعلى النقيض عازلة عالية من الأنسجة الخبيثة مقارنة مع المنطقة المحيطة بها (5:1 على الأقل) وهندسة بسيطة إلى حد ما من الجسم يجعل الورم الثدي وعلم الأمراض ممتازة لتحسين النمذجة والتصوير بالميكروويف (انظر المستند [7]). وتستند بموقع الميكروويف (< 1 جيجاهرتز) تكون تقنيات التصوير لورم الثدي على طريقتين رئيسيتين: التصوير المقطعي والرادار.

الهدف من التصوير المقطعي هو استرداد الخاصية العازلة من الثدي من وجهات نظر متعددة باستخدام إشارات النطاق الضيق (انظر المستند [7]). Ultrawideband (UWB) الرادار لتحديد وجود ومكان وجود التشتت الكبير في الثدي (انظر المستند [8])، وبالمثل إلى التصوير المقطعي وجهات نظر متعددة يمكن استخدامها لصورة هذه عدسات (انظر المستند [9]).

أثبتت النمذجة العددية الغير متجانسة (تصل إلى 20٪ عدم التجانس) بواقعية متوسطة أن الأورام الضحلة (بعمق 3-4 سم) والصغيرة (أقل من 0.5 سم) يمكن الكشف عنها بواسطة نظام رادار UWB أكثر من عرض النطاق الترددي 4-8 جيجاهرتز [8]. وبما أن جميع هذه الأساليب EM تهدف إلى تقديم صورة الجسم الداخلية للتشخيص، فإن العوائق الرئيسية هي تكلفة المعدات / الإقتناء التي تكون قابلة للمقارنة مع أدوات التصوير التشخيصي العاملة بشكل روتيني.

هناك ذروة امتصاص نحو 300-500 ميغاهرتز وهما نتيجة لزيادة المياه والصوديوم في الأنسجة الخبيثة (انظر المستندات [2] و [4]). في ارتفاع الحرارة يتم استخدام هذه الخاصية لرفع درجة الحرارة من أجل إحداث تأثيرات سامة للخلايا وجعل الخلايا الخبيثة أكثر عرضة للإشعاع المؤين والمواد الكيميائية السامة والمواد المساعدة للعلاج الإشعاعي و / أو العلاج الكيميائي (انظر المستند [11]).

5 استخدام التشخيص من EM في نطاق تردد حوالي 434 ميغاهرتز هو التصوير المقطعي بموجات صوتية (انظر المستند [10]). مرة أخرى، خصائص عازلة للأنسجة في هذا النطاق الترددي جعل الإشعاع EM لاستيعابها بشكل مختلف من الأنسجة السليمة / الورم. مرة واحدة المشعة، وتوسيع الأنسجة وتنتج موجات الضغوط التي يتم قياسها على سطح وتستخدم لصورة الأنسجة البيولوجية على أساس امتصاصه من إشعاع EM.

10 حتى لو لم تكن مناسبة للإشارات الضيقة أقل من 500 ميغاهرتز وللتصوير نظرا لعدم وجود قرار والأنسجة الخبيثة لها تناقضات كهربائية كبيرة بالمقارنة مع الأنسجة المحيطة بها التي يمكن عن كثب زوجين مع إشعاع الهوائي في حالة أن تكون الأورام ضحلة بما فيه الكفاية (كما ذكر أدناه 5 سم إذا سمح النطاقات خلال 5-10 بالنسبة للأنسجة الدهنية)، حتى بالنسبة للأورام في مرحلة مبكرة [8].

ووصف استخدام التشخيص من اقتران المجال القريب الموصوف في مستند البراءة الدولية WO-A-2001-07909 حيث كشف عن وجود نبض غريب مذبذب والتي يمكن أن يتحول ترددها تبعا لطبيعة الأنسجة. ومع ذلك، فإن تردد يتحول لمجموعة من التوافقيات يعتمد إلى حد كبير على درجة الاقتران (على سبيل المثال، التوجه للجهاز فيما يتعلق بالجسم)، وبالتالي استخدامه في التشخيص ليست مستقلة للأطباء!

قائمة بالمستندات في المجال الآخر السابق

[1] A.Jemal, R.Siegel, J.Xu, and E.Ward, Cancer Statistics - 2010, Cancer J Clin. Vol. 60,

20 pp.277-300, Sept.2010.

- [2] K.R.Foster and H.P.Schwan, Dielectric properties of tissues. In: C.Polk and E.Postow eds . , Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Field. New York: CRC Press, 1996
- [3] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", Phys . Med., Biol., vol. 41, no. 11, pp. 2271 - 2293, 1996.
- [4] K.R.Foster and H.P. Schwan, Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review, Crit. Rev. Biomed. Eng., vol. 17, pp. 25 - 104, 1989.
- [5] P.Vaupel, F. Kallinowski, and P.Okunieff, Blood flow, oxygen and nutrient supply, and metabolic microenvironment of human tumors: a review. Cancer Res., vol.49; pp. 6449-6465, Dec.1989.
- [6] J . S .Michaelson et al . , Predicting the survival of patients with breast carcinoma using tumor size, Cancer vol. 95, n.4, pp. 713-723, Aug.2002.
- [7] E.C.Fear, S.H.Hagness, P. M. Meaney, M. Okoniewski, and M. A.Stuchly, Enhancing breast tumor detection with near field imaging, IEEE Microwave Mag., vol. 3, pp. 8-56, Mar 2002
- [8] S. C. Hagness, A. Taflove, and J. E. Bridges, "Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 45 , pp. 1470 - 1479, 1998.

1

- [9] E. C. Fear, X. Li, S. C. Hagness, and M. A. Stuchly, "Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Localization of tumors in three dimensions", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 49, no. 8, pp. 812 - 822 , 2002.
- [10] R.A.Kruger, K.K.Kopecky, A.M.Aisen, D.R.Reinecke, G.A.Kruger, W.L. Riser Jr,
5 Thermoacoustic CT with radio-waves: a medical imaging paradigm, Radiology vol.211, n.l, pp.275-278, April 1999
- [11] P. Wust , B. Hildebrandt , G. Sreenivasa , B. Rau , J. Gellermann , H. Riess , R. Felix and P. M. Schlag "Hyperthermia in combined treatment of cancer", Lancet Oncol., vol. 3, pp. 487 2002.
- [12] C . Bellorofonte, C.Vedruccio, P.Tombolini, M.Ruoppolo, A.Tubaro, Non-invasive
10 detection of prostate cancer by electromagnetic interaction, European Urology, vol.47, pp.29-37, 2005.
- [13] A.Vannelli, E.Leo, L.Battaglia, E.Poiasina, Diagnosis of rectal cancer by electromagnetic interactions: preliminary results. Disease of the Colon & Rectum, vol.52, n.l, pp.162-166, 2009.
- [14] Q.Fang, P.M.Meaney, K.D.Paulsen, The multidimensional phase unwrapping integral and
15 applications to microwave tomographical image reconstruction. IEEE Trans. On Image Processing, vol. 15, n.ll, pp.3311-3324, Nov..2006.
- [15] H. Hinrikus, J.Riipulk, Microwave imaging. Wiley Enciclopedia of Biomedical Engineering, J.Wiley and Sons Ed., Apr.2006.

موضوع من اختراع لتوفير نظام لكشف الأنسجة الشاذة الموثوقة للحصول على وقت مبكر للكشف عن وتوطين الشذوذ و لا يتطلب خبرة متخصصة في التفسير من صور الجسم.

موضوع من هذا الاختراع بنظام الكشف عن العنصر 1. يتم تعريف تجسيمات معينة من نظام الكشف عن طريق العناصر 2-14. موضوع آخر من هذا الاختراع هو طريقة الكشف على النحو المحدد بواسطة العنصر 15.

5

شرح مختصر للرسومات:-

سوف تكون الخصائص والمزايا أكثر وضوحاً أيضاً من الوصف التالي من التجسيم المفضل ومستبدلاتها كوسيلة للمثال بالإشارة إلى الرسومات المرفقة في ما يلي:

الشكل 1 يبين منظر تخطيطي لتجسيم أول من نظام الكشف عن الأنسجة الشاذة بما في ذلك جهاز هوائي التحقيق وجهاز الاستقبال؛

10

ويبين الشكل 2 مثال من جهاز هوائي التحقيق المذكور؛

ويبين الشكل 3 منظر تخطيطي لنظام التشغيل الكشف على المريض المذكور؛

الشكل 4 يصور الظواهر تشتت المبسطة التي يستخدمها نظام الكشف المذكور؛

ويبين الشكل 5 منظر تخطيطي لمثال مسبار جهاز هوائي مع ترددات متعددة؛

ويبين الشكل 5ب منظر تخطيطي والمستخلص للنظام المزدوج هوائي الاستقطاب مع ترابط رباعي، للتوظيف بواسطة و جهاز الاستقبال المذكور؛

15

ويبين الشكل 6 مثال معين من نظام الكشف المذكور عن توظيف عدة هوائيات ثنائية الاستقطاب؛

يوضح الشكل 7 أ منظر تخطيطي لمتوسط التشتت، ما بين جهاز التحقيق الهوائي المذكور وجهاز الاستقبال المذكور؛

يبين الشكل 7 ب مثالاً للتفاوت الزمني للاستجابة المتوسطة على رابط واحد؛

الشكل 8 أ يصور مثالاً من وجهة نظر الطيفية للإشارة التي تم إنشاؤها بواسطة هوائي واحد لتحقيق الجهاز؛

5

الشكل 8 ب يصور مثالاً من وجهة نظر الطيفية للإشارة التي تلقاها جهاز الاستقبال؛

يوضح الشكل 9 أ مثالاً على استجابة متوسطة لطريقة التشغيل الأولى؛

يبين الشكل 9 ب مثالاً على استجابة متوسطة لطريقة التشغيل الثانية؛

الشكل 10 أ يظهر طريقة انتشار أنسجة الورم؛

10

الشكل 10 ب يظهر الشكل أنسجة التكلس؛

الشكل 11 أ يبين نمط الطاقة المتشعبة لتحليل البروستاتا دون الورم بينما الشكل 11 ب يشير إلى وجود ورم؛

الشكل 11 ج يبين منظر الارتفاع من أنماط التشتت لتحليل البروستاتا دون الورم بينما الشكل 11 د يشير إلى وجود ورم؛

يظهر الشكل 11 هـ منظر تخطيطي لعدد وافر من تيارات تشتت الطاقة ليتم عرضها بواسطة شاشة لنظام الكشف؛

15

يبين الشكل 12 مثالاً لهندسة البرمجيات للتوظيف بواسطة نظام الكشف.

الوصف التفصيلي:-

في الشكل 1 يبين منظر تخطيطي لتجسيم أول من الأنسجة الشاذة لنظام الكشف عن 1000 (فيما يلي يسمى أيضا "نظام الكشف"). ويتمحور نظام الكشف عن 1000 إلى الكشف عن الحالات الشاذة في أنسجة جسم الإنسان أو الحيوان. يمكن للشواذ أن تكون، على سبيل المثال، الأورام و / أو تكتلات. خاصة، ويمكن الكشف عن الأورام في مرحلة مبكرة (مثل أورام الثدي الخبيثة، أورام البروستاتا والقولون والمستقيم) بواسطة النظام 1000.

نظام الكشف عن 1000 يتضمن جهاز المسبار الهوائي 100، 200 جهاز استقبال وحدة معالجة 300. جهاز المسبار الهوائي 100 يمكن أن يكون، خاصة، باليد ويكون منظما على تشع حادث إشارة الترددات الراديوية. خاصة، وجهاز المسبار الهوائي 100 يتضمن هوائي الأول 1 متصلا أول وحدة MOD1 تنظيم. مفيد، وجهاز المسبار الهوائي 100 يمكن توفيرها مع ما لا يقل عن الهوائي الثاني 2 متصلا الثانية وحدة MOD2 تنظيم. وكمثال على ذلك، يتم توفير جهاز المسبار الهوائي 100 أيضا مع وحدة تحكم الأولى 4 (تحكم PROBE) تكوين للتحكم على وحدات تنظيم الأولى والثانية MOD1-MOD2. ويمكن تقديم الجهاز التحقق الهوائي مع 100 مكسب متغير مكبرات الصوت وضعت بين كل من وحدة تنظيم MOD1-MOD2 وكل من الهوائيات الأولى والثانية 1 و 2.

جهاز المسبار الهوائي 100 يمكن أن تشمل مذبذب تردد متغير EL-S الذي يعمل كمصدر الموجات الكهرومغناطيسية التي قد تسيطر عليها وحدة تحكم الأولى 4 ويرتبط مع جهري الأولى والثانية MOD1-MOD2. ويلاحظ أيضا أن وفقا للمثال آخر مصدر الموجات الكهرومغناطيسية EL-S، وحدة تحكم الأولى 4، ويمكن الأولى والثانية وحدات تنظيم MOD1 و MOD2 تكون خارجة عن جهاز المسبار الهوائي 100.

خاصة، نظام الكشف عن 1000 وتعمل مع الموجات الكهرومغناطيسية عند تردد 700 ميغاهرتز أدناه. وفقا لمثال، يتم تكوين EL_S مصدر الكهرومغناطيسية لتوليد إشارات التردد الراديوي في ترددات K

f_1, f_2, \dots, f_k اختيار صحيح لتكون خلال فترة محددة مسبقا تردد حوالي تردد الناقل المركزية F_0 مع 350 ميگاهرتز $F_0 > 550$ ميگاهرتز . مدى التردد الأقصى للترددات K قد يكون أقل من 100 ميگاهرتز و، والقيم النموذجية هي 1 ميگاهرتز، 5 ميگاهرتز، 10 ميگاهرتز. وعلاوة على ذلك، وفقا لتجسيم ثاني سيتم وصفها بالتفصيل لاحقا، ويمكن تنظيم وحدات الأولى والثانية MOD1-MOD2 تشمل FDM منها (تقسيم التردد المتعدد) كتلة تعمل على كل من إشارات التردد الراديوي المذكورة في ترددات f_1, f_2, \dots, f_k خاصة، عدد من الترددات يمكن أن تكون $K = 201$ ، عندما $K = 31$ ، $7 = K$ وتتحول إلى $K = 1$ في بعض الحالات.

لوحظ أنه حتى لو كان الوصف التالي يشير إلى تجسيم فيها نظام الكشف عن 1000 يعمل مع الموجات الكهرومغناطيسية عند تردد 700 ميگاهرتز أدناه وخاصة في مدى التردد 350 ميگاهرتز $F_0 >$ 550 ميگاهرتز ، ونظام-الكشف عن 1000 يمكن أن تعمل في مختلف نطاق الترددات، على سبيل المثال: يمكن للتردد الناقل المركزية F_0 تكون في حدود تساوي 800 ميگاهرتز - 1000 ميگاهرتز. خاصة، لا يمكن للوسط الناقل F_0 تردد تكون في حدود تساوي 850 ميگاهرتز - 980 ميگاهرتز.

ويبين الشكل 2 تجسيم خاص لجهاز المسبار الهوائي 100 توظيف هوائي واحد، أي هوائي الأول (1) الذي يمكن أن يكون، على سبيل المثال، هوائي ثنائي القطب العاملة في نصف الطول الموجي. وعلاوة على ذلك، الهوائي الأول 1 تعمل على توليد المجال الكهرومغناطيسي المستقطبة خطيا.

جهاز المسبار الهوائي 100 من الشكل 2 يتألف من 9 حالات، على سبيل المثال، من مادة عازلة مثل البلاستيك، والذي يعرف جزء يشع بالموقع 10، بما في ذلك الهوائي الأول 1، ومقبض جزء 11. المقبض جزء 11 ويشمل الموجات الكهرومغناطيسية امتصاص العناصر 12 (على سبيل المثال حلقات الفريت). العناصر 12 هي مثال على جهاز Balun للتوظيف للحد من أي تأثير على جزء يشع 10 من أي دعم استخدامها لدعم جهاز المسبار الهوائي 100، مثل المستخدم. وفقا لمثال معين كما هو مبين في الشكل 2، يتم توصيل الهوائي الأول 1 إلى أول وحدة MOD1 تنظيم بواسطة كبل أول مناسب 8 (كمثال، يمر من خلال

مقبض جزء 11 وحلقات الفريت (12) وقد يكون الكابل الثاني 3، خارج عن الحالة 9. ويلاحظ أن جهاز المسبار الهوائي 100 يولد إشعاع غير المؤين.

ويلاحظ أيضا أن الهوائي الأول 1 يستخدم في مدى ثابت التردد الإشعاعي. لأغراض هذا الاختراع مع عبارة "ثابت نطاق تردد الإشعاع" والمقصود أن نطاق تردد الإشعاع للهوائي مستقل بشكل جوهري سواء من التفاعل مع الأنسجة المشعة والتغيرات موقف الهوائي أولا 1. وكمثال على ذلك، الهوائي الأول 1 تعمل 5 في نطاق الترددات الراديوية التالية: 320-390 ميغاهرتز-390 ميغاهرتز. لوحظ أن الاعتبارات المقدمة للهوائي الأول 1 يمكن أن تقدم أيضا للهوائي الثانية 2.

وفقا لمثال معين، في الجهاز الهوائي مسبار 100 من بينهم اثنان من الهوائيات، هوائي الأول 1 يشع موجات الكهرومغناطيسية لها استقطاب خطي الهوائي أول والثاني 2 يشع موجات كهرومغناطيسية لها استقطاب ثاني يختلف عن الاستقطاب الخطي الأول. وكمثال على ذلك، فإن الاستقطاب الخطي الأول هو الاستقطاب H أفقي والاستقطاب الخطي الثاني هو الاستقطاب عمودي خامسا في هذه الحالة الزوج من هوائيات الإرسال في تحقيق 100 وحدة الاستقطاب الهوائي المزدوج.

وعلاوة على ذلك، وفقا لتجسيم على وجه الخصوص، يمكن لنظام كشف 1000 يشمل وحدة تحكم ثاني 5 متصلة، عبر وصلة سلكية أو لاسلكية 7 إلى وحدة تحكم أولى 4، ومتصلة أيضا بوحدة المعالجة 300 وعرض 6.

مع الإشارة إلى الشكل 1، وجهاز الاستقبال 200 ويشمل على الأقل هوائي أول الاستقبال R_{HI} وخاصة أنها يمكن أن تشمل على الأقل وحدة هوائي الاستقبال بما في ذلك اثنين من هوائيات الاستقبال R_{HI} - R_{VN} - يفضل، إلى جهاز الاستقبال 200 يتضمن عدد وافر من تلقي وحدات الهوائي كل بينهم اثنان من الهوائيات وتشكيل مجموعة وتلقي R_{HI} - R_{VN} . يتم تكوين R_{VN} وموجهة لاستقبال الموجات الكهرومغناطيسية وفقا للاستقطابات خطي متعامد - كل هوائي من زوج من هوائيات الاستقبال R_{HI} .

إلى جهاز الاستقبال 200 ويشمل على الأقل وحدة نمطية المستخلص DEM_{11} و، وفقا لتجسيم موصوف، يتضمن عدد وافر من وحدات المستخلص $DEM_{11} - DEM_{MK}$ كل منها مرتبط مع زوج كل من هوائيات الاستقبال RH1 - RVI، خصوصا، كما سيتم وصفها مع إشارة إلى الشكل 5أ تجسيم الثانية، إذا كنت تعمل بشركة تنظيم وحدات MOD1 وMOD2، كل المستخلص $DEM_{11} - DEM_{MN}$ يمكن أن تشمل على الأقل FDM (معكوس FDM) المستخلص.

5

وتنظم إلى جهاز الاستقبال 200 وحدة معالجة 300 لتوفير البارامترات يمثل تدابير من wavefield المرتدة في المدى من خصائص مختلفة مثل التوهين، والاستقطاب، الأصداء والتدخلات.

التجسيم الأول لطريقة التشغيل

سوف يمكن وصفها تجسيما الأول من تشغيل نظام الكشف عن 1000 هنا بعد أيضا مع الإشارة إلى الشكل 3 تظهر P المريض، وجود منطقة الورم T، جهاز المسبار الهوائي 100 وتلقي الجهاز 200.

10

يتم نقل جهاز المسبار الهوائي 100، الذي يعمل بمثابة مسبار التشخيص، (على سبيل المثال باليد بواسطة الطبيب) ويتوضع في اتصال حميم مع جلد المريض. تهدف الحركة المستمرة للجهاز التحقق الهوائي 100 للسماح للمستخدم لتحديد موقع على الجلد حيث يصبح نمط الإشعاع معقدة، إن وجدت، ويجري مؤشرا على صدئ شاذ مع ورم أو تكلس الأنسجة.

15

جهاز المسبار الهوائي 100 بإنشاء المجال الكهرومغناطيسي (أي إشارة الحادث) أن الأزواج محليا في المجال القريب مع الأنسجة في الاتصال. وكمثال على ذلك، مع الإشارة إلى ورم البروستاتا لوحظ أن حوالي العجان المنطقة هو الكهرومغناطيسية غير متجانسة جدا والتي لا يمكن وصفها القيم العيانية بسيطة فقط. ومع ذلك، من أجل المنطق، بافتراض السماحية النسبية في نطاقات 434 ميغاهرتز بين 7 و 12 أما الدهون مختلطة والعظام، والطول الموجي في الجسم هو حوالي 19-25 سم. هو CM4-3 مضمن حجم البروستاتا خلال CM4-3 من موقع العجان حيث وضعت الطبيب جهاز المسبار الهوائي 100 و هو في المجال القريب.

20

وبشكل أكثر تحديداً، "المجال القريب" يعني أن D المسافة بين الهوائي يشع (مثل الهوائي أولاً 1) وهدف في تجانس هو أقصر من الطول الموجي المستخدمة. خاصة، يمكن أن مسافة مد تكون أقل من $5/1$ من الطول الموجي، ويفضل، أقل من $10/1$ من الطول الموجي، أو أكثر ويفضل، أقل من $20/1$. عملية قرب الميدان تمكن اقتران مع الأنسجة الخبيثة التي هي أعلى بكثير من تلك التي يمكن تحقيقها عادة بواسطة أنظمة بعيدة الميدان التقليدية المستخدمة للميكروويف التصوير.

5

نحن متحمسون الخلايا السرطانية في الأنسجة عمق الورم منطقة T من الترددات الراديوية مع الطول الموجي كبير، هذه الإثارة تولد المجال الكهرومغناطيسي الثانوي (أي إشارة يسببها). المجال الكهرومغناطيسي الحادث والمجال الكهرومغناطيسي الناجم عن توليد المجال الكهرومغناطيسي مشتتة (إشارة مشتتة).

10 بشكل خاص، منذ T الورم في مسافة قريبة من هوائي الجهاز التحقيق في 100 مصطلح من الطول الموجي، ومجال تشتيت يعتبر مزيج معقد من حدوث ميداني واحد التي تم إنشاؤها بواسطة الأنسجة غير المتجانسة مع الورم (إذا كان موجوداً). كلما اقترب هو جهاز هوائي مسبار 100 إلى T الورم جزء لا يتجزأ في الأنسجة غير المتجانسة، والأقوى هو اقتران مع الورم، وهذا بدوره يولد نمطاً أكثر تعقيداً مع ارتداد مشتت بلا قيم تشتت متعددة.

15 ويلاحظ أن الخصائص الكهرومغناطيسية للأنسجة خبيثة يتم تغيير يدل على الانقطاع عازلة كبيرة والموصلية فيما يتعلق الأنسجة المحيطة بها. المجال الكهرومغناطيسي مشتتة عند التحقيق أجهزة الهوائي 100 في تفاعل وثيق مع هذه التجانس يظهر أنماط تدخل تعقيداً مع بالقيم الخالية عميق. لوحظ أن النمط ارتداد مشتت هو أقل تعقيداً وأقل تنظيمياً عندما الأنسجة أقل غير المتجانسة مثل لعدم الأورام.

تلقي إشارة متفرقة من هوائيات استقبال إلى جهاز الاستقبال 200 وذلك ما يعادل إشارة التجسيم وهذا

20 هو النموذج بشكل مناسب بواسطة وحدات الإستخلاص $DEM_{11}-DEM_K$. إشارة رقمية تكون نموذجية من fed

إلى وحدة المعالجة 300. لوحظ أن الجهاز تلقى 200 يتم وضعها في مثل هذه الطريقة أنه في الميدان حتى الآن من المريض، وعادة أكثر من واحد أو اثنين من الطول الموجي في المسافة، و 1-3 متر.

بشكل خاص، كل استقبال هوائي $R_{HI} - R_{VN}$ متصل بمكبر للصوت الذي ينقل الإشارات الواردة لتضخيم المستخلص منها DEM_{II} أن تتم المزامنة مع وحدات تنظيم الأولى والثانية MOD1-MOD2 في المدى من المرحلة / التردد وإشارة تنظيم. جميع المستخلصات DEM_{II} اكتساب حقل المرتدة بشكل متزامن، 5 وتزامن كل المستخلص مع جهاز المسبار الهوائي 100 يمكن أن تكون إما تكفلها اتصال فعلي بين 7 الجهاز التحقق الهوائي 100 وحدة تحكم الثاني 5، أو من خلال وصلة لاسلكية، أو يمكن أن تكون تعافى النفس كما هو الحال في النظم التقليدية المتلقي باستخدام أساليب معروفة.

يتم نقل الإشارات الغير منتظمة من جميع هوائيات الاستقبال جنباً إلى جنب مع الاستقطاب المقابل لوحدة المعالجة 300 التي تنطبق معالجة الخوارزميات.

ويرتبط وجود بالقيم الخالية أو الدنيا (أقل من عتبة) في مجال تشتت مع وجود الأنسجة الشاذة. وحدة المعالجة 300 يسمح خوارزميات تشغيل في توطين بالقيم الخالية المشتتة أو الدنيا في نمط ويوفر مؤشراً للمستخدم (على سبيل المثال، على الشاشة 6) الذي أبلغ بحيث يكون جهاز التحقق الهوائي 100 على اتصال مع المنطقة من جسم المريض حيث يكون هناك تجانس في الورم T.

لذلك، يتضمن طريقة التشغيل خطوة من تحريك جهاز التحقق الهوائي حتى 100 نمط من ارتداد مشتت بلا قيم قياس تصل إلى درجة معينة من التعقيد.

وعلاوة على ذلك، يمكن للوحدة معالجة 300 تحليل زمنية متفاوتة الأثار في بالقيم الفارغة لأغراض التشخيص من أجل توفير مؤشرات موثوقة حوالي طبيعة في التجانس.

يشير الشكل 4 إلى حالة مبسطة التي تتيح توضيح الظواهر تشتت المستخدمة بواسطة نظام كشف 100. ويقترن الهوائي الأول 1 مع نقطة T تشتت الذي يمثل الورم على مسافة $\lambda \ll \Delta$ أن إعادة يشع نفس إشارة تحجيمها وفقا لعامل اقتران $(|\alpha| \leq 1)$ ومع المرحلة التأخير الذي يعتمد على المسافة .

وردت إشارة بواسطة R_{HI} هوائي الاستقبال على مسافة r هو مجرد تدخل ناجم عن أشعة المباشرة والمشتتة. إذا كانت المسافة $\Delta \gg r$ الطاقة مقابلة لزاوية نمط الأشعة المرتدة مستقلة عن r . وهي موقف 5 الزاوي الخالية المشتتة تعتمد على تأخير مرحلة من مراحل متفرقة (هنا فإنه يعتمد على مسافة Δ) في حين أن عامل اقتران يتغير عمق فارغة (هنا التغييرات من $\alpha = L$ إلى $\alpha = 0.8$). تحليل التداخل من تشتت اغية له تأثير التكبير على اقتران α عن التغييرات الصغيرة في نتيجة α في مناورة كبيرة من الضعف عند تقييمها في الحدود الدنيا من ارتداد نمط مشتت.

10 تجسيم ثاني من نظام الكشف

الأشكال 5 أ و 5 ب تشير إلى تجسيم ثاني من الأنسجة الشاذة لنظام الكشف 1000 و تظهر تجسيمات معينة من جهاز المسبار الهوائي 100 (الشكل 5 أ) والمستخلص من DEMmn (الشكل 5 ب) المضمنة في جهاز الاستقبال 200. وتتمثل وحدات أو مكونات مماثلة أو مشابهة لتلك المذكورة أعلاه في الأشكال من الأشكال المرجعية نفسها.

15 الجهاز الهوائي مسبار 100 من الشكل 5 أ لديها مجموعة من وحدات الهوائي ثنائي الاستقطاب، كل على حدة، مع الهوائي الأول 1 يشع المجال الكهرومغناطيسي وجود الاستقطاب أفقي H والهوائي الثاني 2 يشع المجال الكهرومغناطيسي في الاستقطاب عمودي V. خاصة، في الشكل 5 أ يعمل وحدة هوائي ثنائي الاستقطاب واحد مكونين الهوائي الأول والثاني 1 و 2.

وحدة تنظيم أول MOD1 يتضمن توليد إشارة أول غلق 13 متصلا أول FDM حدة تنظيم 14. ويشمل

20 الثاني وحدة MOD2 غلق إشارة تنظيم ثانية 15 متصلة بوحدة FDM ثانية نمطية التنظيم 16. غلق إشارة

توليد الأول والثاني 13 و 15 وتنظم لتوليد نواقل إشارة التضمين التي تقدم إلى المقابلة FDM وحدات تنظيم الأولى والثانية 14 و 16.

المستخلص DEMmn (الشكل B5) متصل إلى هوائي أول الاستقبال RH والثانية تلقي رف الهوائي متصلة على التوالي لأول IFDM كتلة الإستخلاص 17 والثانية IFDM كتلة الإستخلاص 18، وشملت في المستخلص DEMmn وترتبط منافذ الإخراج من الأولى والثانية IFDM كتل الإستخلاص 17 و 18 لنقل مصفوفة عنصر الحسابية غلق 50 الذي هو، بشكل خاص، على ترابط رباعي r.

وعلاوة على ذلك تزامن إشارة واكتساب غلق 19 يدير تزامن DEMmn المستخلص وحدات تنظيم الأولى والثانية MOD1-MOD2 في المدى من المرحلة / التردد وإشارة تنظيم. وحدة تحكم ثاني 5 5 (الشكل 1) يوفر إشارة تنظيم إشارة وإشارات التزامن ليتم استخدامها بواسطة التزامن وإشارة اكتساب غلق 19.

أمثلة على معالجة الخوارزميات

بشار، بشكل خاص، إلى تجسيم ثاني من نظام الكشف 1000، مع الإشارة إلى الأشكال 5 و 5 أعلاه.

وعلاوة على ذلك، سيتم الإشارة أيضا إلى تخطيط لنظام الكشف 1000 هو مبين في الشكل (6). إلى جهاز الاستقبال 200 هو موضح في الشكل 6 تضم مجموعة الأبعاد مع اثنين من هوائيات الاستقبال 2N على شبكة مستطيلة، التباعد بين العنصر هو عادة أقل من الطول الموجي (على سبيل المثال 10 سم). كل وحدة هوائي ثنائي الاستقطاب (جمهورية مقدونيا، RVE) يحتوي عبر الاستقطابات وبمثابة MIMO 2X2 (موضوع الإدخال والإخراج المتعدد) نظام مع 4 روابط ردود قناة HH، NV، VH، VV، في المجموع هناك N4 الروابط يعادل .

منذ يتأثر المتوسط التكاثر البيولوجي من الإشعاع، وقنوات يعادل هي زمنية متفاوتة وفقا لإعدادات النظام وخصائص الأنسجة.

الهوائيات الأولى والثانية 1 و 2 نقل الإشارات الحادث أكثر من H و V الاستقطاب؛ يتم ترتيب إشارة الحادث في s(t):

$$s(t) = [s^H(t), s^V(t)]^T \quad (1)$$

الإشارة المتسلمة بواسطة (2) تلقي ارتباطات بالاعتماد على الهوائيات \vec{e}_{01} و \vec{e}_{02} على النحو التالي:

$$r_s(t|\tau) = \begin{bmatrix} s^H(t|\tau) \\ s^V(t|\tau) \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} g^{HH}(t|\tau, t) & g^{VH}(t|\tau, t) \\ g^{HV}(t|\tau, t) & g^{VV}(t|\tau, t) \end{bmatrix}}_{G(t|\tau, t)} * s(t) \quad (2)$$

حيث تشتت المصفوفة $G(t|\tau, t)$ وظيفة نقل 2×2 في الوقت- المجال لارتباط (2) وزمن الاختلافات في وسائط الإكثار تحتسب بواسطة عامل الزمني τ ، الرمز "*" تدل على الإلتواء.

السماح بان تكون مؤشر هوائي الاستقبال والمستخلصات مهمة (2) من خلال النظر في واحد يحيل / استقبال الارتباط. منذ موقف تشتت بالقيم الخالية من الوقت متفاوتة نقل وظيفة مصفوفة $G(t|\tau)$ (أو أي من عناصره) لاستخدامها التشخيص يعتمد على الطول الموجي (أو مكافئ على تردد)، وإشارات التعبير (1) التي تم إنشاؤها بواسطة جهاز المسبار الهوائي 100 يمكن أن تتكون على سبيل المثال من خلال تراكب مجموعة من إشارات النطاق الضيق التي هي مجموعة متبادل غير التدخل من ترددات f_1, f_2, \dots, f_K اختيار صحيح لتكون خلال فترة محددة مسبقا تردد حوالي تردد الناقل F_0 مع 350 ميغاهرتز $F_0 > 550$ ميغاهرتز.

ويتم هذا التشكيل تردد متعددة بها أول FDM وحدة تنظيم 14 و FDM الثانية وحدة تنظيم 16 (الشكل 15)، وشملت في كل وحدات تنظيم الأولى والثانية MOD1-MOD2، أن ينظم بشكل منفصل كل من H و V إشارات بواسطة FDMH و FDMV تقنيات، على التوالي باستخدام مفهوم المعروف التشكيل تصفية البنك يعمل في نظم بالتقسيم.

5 عرض النطاق الترددي B_w كل من هذه المكونات الضيق صغيرة بما يكفي لاستخدام افتراض أن استجابة قناة ونتيجة للتفاعل مع الجسم يمكن اعتبارها ثابتة ضمن عرض النطاق الترددي المقدمة وزن الجسم أن $B_w/1$ أقل من مرة التخفيف من الأنسجة البيولوجية (نموذجي قيمة وزن الجسم < 1 كيلوغرام).

عرض النطاق الترددي وزن الجسم وتردد النقطية f_1, f_2, \dots, f_k لها تركيبات مختلفة، على سبيل المثال يمكن اختيار إما أن يكون غير متداخلة إشارات النطاق الضيق أو إشارات متعامد ($B_w \ll |f_k - f_{k-1}|$) أما بالنسبة OFDM (FDM المتعامد) نظم، والفرق هو في الطريقة التي يتم إنشاؤها إشارات النطاق الضيق (بواسطة FDM) والغير منتظمة (بواسطة IFDM) دون تغيير خصائص التشخيصية للجهاز في متناول اليد.

10 تحلل تردد عدم ازدواج القياسات تشتت من ضعف محدد على تردد أساس كل تردد من التغييرات بطيئة متفاوتة في الخواص الكهربائية للأنسجة وشكلت بواسطة وقت τ . هذا النهج يشبه لوقت قصير تحويل فورييه (STFT) لتحليل العمليات غير ثابتة إلا أن هنا يتم تطبيقها على نظام النشطة المستخدمة للتشخيص.

15 ويبين الشكل 8 أمثالا للرؤية الطيفية من القدرة vs المرسله مقابل تردد لأي من وصلات HH، VH، HV، VV (الثابت τ).

يشار الآن إلى الرابط 2×2 MIMO أظهرت منظر تخطيطي في الشكل 7، كل من الشكل الموجي الضيق لكل من الاستقطابات هو عن طريق التجسيم المقابل لوحدة التنظيم الأولى والثانية MOD1-MOD2 من سعة ناقلات إشارة التنظيم التالية (ويشار أيضا الإشارة):

$$\mathbf{a}_k(t) = [a_k^H(t), a_k^V(t)]^T \quad (3)$$

مختلفة عن كل من التردد f_k حوالي تردد الناقل f_0 . يتم إنشاء مكونات ناقلات تنظيم بواسطة الكتل المذكورة أعلاه الإشارة توليد الأول والثاني 13 و 15 (الشكل 5ب).

ولذلك، فإن الإشارات المنبعثة من جهاز المسبار الهوائي 100 يمكن التعبير عنها بواسطة:

$$s(t) = \text{Re} \left\{ \sum_{k=1}^K \mathbf{a}_k(t) \times \exp(j2\pi(f_0 + f_k)t) \right\} \quad (4)$$

5

هنا يتم استخدامه في تدوين معقدة ما يعادلها.

اختيار H و V الإشارات على $a_k^H(t), a_k^V(t)$ يجب أن يضمن لتقدير عنصر الطيفية kth من العناصر

الأربعة من مجمع المصفوفة بقيمة تشتت

$$\mathbf{G}_k(\tau) = \begin{bmatrix} g_k^{HH}(\tau) & g_k^{VH}(\tau) \\ g_k^{HV}(\tau) & g_k^{VV}(\tau) \end{bmatrix} = \int \mathbf{G}(t|\tau) \times \exp(-j2\pi f_k t) dt \quad (5)$$

10 بواسطة فصل H ومكونات V باستخدام أساليب قياسية مثل نهج احتمال الحد الأقصى. وتكرر

الإشارات دوريا مع T الفترة (القيمة النموذجية $T = 10-100$ ملي ثانية) هذه هي فترة أخذ العينات من

مصفوفة التشتت متفاوتة الوقت في المعادلة (5). وتكون الإشارات H و V متعامدة بعضها خلال فترة واحدة

T، وينبغي أن تكون العلاقة convolutive التالية:

$$\mathbf{a}_k(t) \mathbf{a}_k^T(t-\tau) = \int \begin{bmatrix} a_k^H(\xi) a_k^H(t-\xi) & a_k^H(\xi) a_k^V(t-\xi) \\ a_k^V(\xi) a_k^H(t-\xi) & a_k^V(\xi) a_k^V(t-\xi) \end{bmatrix} E_a \begin{bmatrix} \delta(t) & 0 \\ 0 & \delta(t) \end{bmatrix} \quad (7)$$

15 حيث E_a هي طاقة الإشارة (لتبسيط، كل التوقع لها نفس الطاقة) وظيفة $\delta(t)$ يدل على أن الإشارات

لها خصائص الارتباط الذاتي المثالي. في الممارسة العملية، فإنه يكفي أن الارتباط المتبادل هو أدناه

العزلة بين H و V أزواج في هوائيات الإرسال 1 و 2، وهوائيات استقبال R_{in} و R_{out}

مثال على عملية اختيار من الإشارات

بالإضافة إلى القيود المفروضة على التعامد المتبادل وخصائص الارتباط الذاتي المثالي كما في التعبير (7)، فقد تم تصميم اختيار H والإشارات V لتعديل بطريقة مسيطر عليها كمية الطاقة الترددات 5 الراديوية التي يتم نقلها إلى الأنسجة مرة المشع من مسبار 100. يلاحظ ان القوة أو الطاقة المشعة مع مرور الوقت القصير يجعل مصفوفة تشتت $G(\omega)$ أن الوقت متفاوتة نتيجة للتغير في الخصائص الكهرومغناطيسية للأنسجة بسبب التدفئة أو أي تعديل الأيونية ذات الصلة من الأنسجة البيولوجية. الطاقة الكاملة على T هو مجموع H و V الطاقة على جميع الترددات K: $P_{in} = KE_{in}/T$ قيمته التضمين من الإشارات و / أو فترة T لأغراض التشخيص.

مثل هذا التغيير صغيرة جدا في الخواص الكهربائية للفي التجانس يمكن أن يكون موضع تقدير في مجال ارتداد مشتت فقط من عمليات التفتيش من سلوك توهين مقابل الوقت في بالقيم الخالية تشتت (أو الأدنى) من عناصر المصفوفة تشتت على المقياس الزمني من 1-2 ثانية حيث يمكننا أن نفترض أن يتفقد الطبيب يمكن الاستمرار على نفس الموقف من جهاز المسبار الهوائي 100 دون أي تغيير حقيقي (خلال 1-2 سم).

وفقا لهذه القيود خاصة تتعلق طريقة التشخيص، ويقترح مثالين العملية المشار إليها أدناه باسم "أسلوب انتشار الطيف" أو "طريقة النقلب".

طريقة انتشار الطيف

الإشارة $a_i(t)$ (حيث x تشير إلى استقطاب H أو V) ويمكن اختيارها كمجموعة من تسلسل تنظيم على أساس تكوين ثنائي مع رموز $c[1], c[2], \dots, c[L]$ مع $c[1] = 1$ من مختارة من أي مجموعة

متعامد معروفة (على سبيل المثال، Hamming، Hadamard) أما بالنسبة للطيف المنتشر و CDMA (Code Division Multiple Access) نظم الاتصالات.

5 $a_k^i(t) = \sum_{l=1}^L c_l^i(t) \times \text{rect}_{T_c}(t - (l-1)T_c)$ الإشارة هي عبارة عن مجموعة من وحدة السعة لتأخر الطول

الموجي مربع مع كل نفس المدة $T_c \ll T$ بحيث $LT_c \leq T$ لجميع الترددات. يتم اختيار T_a الفترة لضمان الخصائص غير التدخل بين كل زوج من الإشارات الضيقة التي يمكن اختيارها لتكون $L > 1/T_c$ لكل i, k .

نظام تقليب

خيار آخر هو البديل لتفعيل أكثر من هوائي أول 1، الاستقطاب H، والهوائي الثاني 2، الاستقطاب V، (توليد التقلب) بحيث لأي قيمة لحظية هو $a_k^H(t)a_k^V(t) = 0$.

10 وهناك حل بسيط (ولكن ليس فريد) هو اختيار $a_k^H(t) = 1$ for $0 < t < T_c$ و $a_k^V(t) = 1$ for $T_c < t < 2T_c$ وذلك إلى أن إجمالي الطاقة هو $P_{av} = KT_c/T$ وأي الاختلاف من T_a فترة التنشيط يحكم الطاقة نقلها إلى الأنسجة.

طريقة التقلب هو الخيار المفضل عندما تدخل البيئية منخفضة، بينما طريقة انتشار الطيف هو أكثر في مأمن من التدخل بسبب الخاصية المعروفة بعدم التشتت (أو المتطابقة تصفية) المستخدمة في المتلقي DEM للتخفيف التداخل.

15 ومع ذلك، فإن الإشارة على طريقة انتشار الطيف يسمح الحصول على متوسط أداء زمنية متفاوتة من نقل وظيفة خلال الفترة LT_c في حين أن طريقة التقلب يسمح قياس التباين المحلية. ويوضح الشكل 9أ الاستجابة لأسلوب انتشار الطيف والشكل 9ب يبين استجابة للأسلوب التقلب في حالة وصلة واحدة للمصفوفة نقل (إما HH، HV، VH، W).

ويمكن التعبير عن إشارة وردت في جهاز الاستقبال 200 هنا لأي زوج من هوائيات الاستقبال على

النحو التالي:

$$\mathbf{r}(t|\tau) = \begin{bmatrix} r^H(t|\tau) \\ r^V(t|\tau) \end{bmatrix} = \text{Re} \left\{ \sum_{k=1}^K \begin{bmatrix} b_k^H(t|\tau) \\ b_k^V(t|\tau) \end{bmatrix} \times \exp(j2\pi(f_0 + f_k)\tau) \right\} + \begin{bmatrix} n^H(t) \\ n^V(t) \end{bmatrix} \quad (8)$$

مع $[n^H(t), n^V(t)]^T$ عن أي ضوضاء النظام أو المشاكل البيئية.

5 نموذج يعادل قاعدة الفرقة للإشارات معقدة الكرام

$$\mathbf{b}_k(t|\tau) = \mathbf{G}_k(\tau) * \mathbf{a}_k(t) \quad (9)$$

يتم الحصول على إشارة قاعدة الفرقة من تقدير $\hat{\mathbf{b}}_k(t|\tau)$ (أي، بشكل عام $\hat{\mathbf{b}}_k(t|\tau) \neq \mathbf{b}_k(t|\tau)$) بعد

أن يتم فصله وردت إشارات على المكونات الطيفية باستخدام الإستخلاص تصفية البنك من كتلة IFDM لمكونات V H.

10 يتم الحصول على تقدير للمصفوفة $\hat{\mathbf{G}}_k(\tau)$ نقل معقدة ذات القيمة كنموذج القاعدي من وردت

والإشارات الغير منتظمة $\hat{\mathbf{b}}_k(t|\tau)$. وفقا لمجموعة من التوقع المنقولة، ويتم الحصول على إدخلات معقدة مهم في مصفوفة نقل على النحو التالي:

$$\hat{\mathbf{G}}_k(\tau) = \begin{bmatrix} \hat{g}_k^{HH}(\tau) & \hat{g}_k^{HV}(\tau) \\ \hat{g}_k^{VH}(\tau) & \hat{g}_k^{VV}(\tau) \end{bmatrix} = \int \begin{bmatrix} \hat{b}_k^H(\xi|\tau) a_k^H(\xi) & \hat{b}_k^H(\xi|\tau) a_k^V(\xi) \\ \hat{b}_k^V(\xi|\tau) a_k^H(\xi) & \hat{b}_k^V(\xi|\tau) a_k^V(\xi) \end{bmatrix} d\xi \quad (10)$$

والإرتباطات الرباعية 50 تكون مبينة في الشكل 5 يمكن استخدامها لحساب العناصر (كل HH،

15 HV، VH، W الزوج) من المصفوفة التعبير (10).

وعلاوة على ذلك، البرنامج من أسلوب التشخيص يتضمن تحليلاً للنقل مميزة في القيم الخالية التشرذم بين عناصر $\hat{G}_i(\tau)$ من تلك الحسابات لمعلومات الاستقطابية التي يمكن استخلاصها من أي من يتحول والتحلل من المصفوفة تشتت الاستقطابية معروفة $\hat{G}_i(\tau)$.

ويمكن التعبير عن خصائص نظام خطي يعادل ممثلة في مصفوفة تشتت $\hat{G}_i(\tau)$ لكل إدخال (وليس حصراً) بواسطة؛ α_i التوهين، وتأخير الاستجابة t_i ، أقطاب p_i ؛ وثبط التذبذبات.

5

لوحظ أن الوسط الذي ينتشر في مجال ارتداد مشتت يحتوي على خليط غير معروف من الدهون، والعضلات، والغدد والأنسجة لاصق، الخ .. جزءاً لا يتجزأ في بنية غير متجانسة عشوائية إلى حد ما، وهذا يمنع أي تفسير بسيط من الطاقة ارتداد مشتت معقدة، وهذه الطاقة ارتداد مشتت وإلى حد ما تغيير بسلاسة عبر الفضاء إذا ما قورنت إلى نفس الهيكل مع الورم الخبيث. مؤشر حسابات البارامترات للانحراف من خصائص نظام خطي ما يعادلها، على سبيل المثال تعيين توهين فيما يتعلق يعني، أو الوسيط، لمجموعة فرعية $\{0.1, 0.2, \dots, 0.8\}$ تتعلق بالهوائيات المجاورة مع نفس الاستقطاب. ويمكن اعتبار المؤشرات التشخيصية مماثلة لمجموعة فرعية من الترددات، و / أو الاستقطابات، و / أو أي تركيبة على النحو المبين أدناه.

10

في البحث عن القيم الخالية تشتت، هذه يتحولات الاستقطابية مساعدة مؤشر التشخيص لتسليط الضوء على آثار التداخل ذات الصلة في أي زاوية الاستقطاب التي تعطي ارتداد مشتت بالقيم الخالية في مواقف معينة لجهاز المسبار الهوائي 100 فيما يتعلق الهوائيات من الجهاز المستلم 200 والتردد والاستقطاب الدولة لجهاز المسبار الهوائي 100 وجهاز الاستقبال 200.

15

ترتبط هذه يتحولات إلى تحليل لحالة الاستقطاب من المصفوفة $\hat{G}_i(\tau)$ تشتت مع الهدف الرئيسي لتبسيط استخدام جهاز التشخيص لأنه يقلل من طلب الطبيب لتدوير الجهاز التحقق الهوائي 100 لتتناسب مع تشتت خالية في الاستقطاب (في بعض المواقع التشريحية هذه الدورات يمكن أن يقتصر على بضع درجات

20

في مثل العجان، إن لم يكن من المستحيل). لتوضيح أفضل طريقة الكشف التحليل الأولي للدولة الاستقطاب من يتحولات الاستقطابية ويمكن إهمالها التحلل في ما يلي، منذ يتحولات الاستقطابية والتحلل واضحة للشخص الماهر.

ويلاحظ أيضا أن عناصر المصفوفة نقل هي متفاوتة الوقت بسبب الإشعاع. عندما الجهاز التحقق

- 5 الهوائي 100 وضعت بالقرب من الأنسجة (ويتم الاحتفاظ لا يزال) نقل مصفوفة عناصر التغييرات مقابل الوقت τ مع سلوك مختلفة تبعا لطبيعة الأنسجة وقوة المجموع. في حالة الأنسجة السليمة، مجال مشتتة غير المتجانسة مع بالقيم الخالية متفرق أثناء وجوده في وجود الأنسجة الخبيثة وتكلسات هناك أنماط تدخل تعقيدا مع بالقيم الخالية عميق.

خاصة، يتم محاذاة مرة واحدة (أو أكثر) هوائي جهاز الاستقبال 200 مع اغية واحد عندما يتم

- 10 الاحتفاظ جهاز التحقق الهوائي لا يزال 100، الطاقة تشتت (أو المكاسب مصفوفة نقل) يزيد بشكل مختلف للأورام وتكلسات. الشكل 10 أ يظهر سلوك تشتت الطاقة أنسجة الورم بينما الشكل 10 ب يشير إلى الأنسجة تكلس. وهي، في وجود ورم قوة تشتت في لاغية يزيد ببطء أكثر من لتكلس. يتم استخدام معدل الزيادة في القوة المنتشرة، وفقا لتجسيم وجه الخصوص، للتمييز الأنسجة اعتمادا على استجابة فيما يتعلق طاقة الإشعاع المنبعثة من جهاز المسبار الهوائي 100.

- 15 لوحظ أنه في حالة تعدد هوائي الاستقبال، كما لمجموعة من الهوائيات المدرجة في التحقيق جهاز هوائي 200، تتكرر ببساطة تجهيز المذكورة أعلاه لكل وصلة نقل / حفل استقبال. يتم تطبيق تقدير للمصفوفة نقل لأي ارتباط $\hat{G}_i(\tau, t)$ ويتحول الاستقطابية إلى كل مصفوفة التشتت $\hat{G}_i(\tau, t)$. يتضمن طريقة الكشف تقدير لمجموعة $\{\hat{G}_i(\tau = q \times T, t)\}_{q=1}^K$ من الفرقة من النسخ Q من الإشارات المستقبلية (مع مرور الوقت) $\{r(t | \tau = T, t), r(t | \tau = 2T, t), \dots, r(t | \tau = QT, t)\}$ أكثر من N الهوائيات (مؤشر i) التي تحتوي على

مزيج من شركات متعددة (مؤشر k) والاستقطاب. طريقة الكشف $1 = N$ ، و $1 = L$ أو $1 = N$ / أو الاستقطاب واحد أيضا باسم حالة خاصة.

بشكل خاص، بالإضافة إلى تقدير مكاسب، يمكن تقدير المنحدر لكل من مرشح القاعدي أيضا داخل كل فترة القياس T لتقريب محليا (لـ $qT \leq \tau \leq (q-1)T$ أو مكافئ $0 \leq \delta\tau < T$) السعة (أو الطاقة) من الوقت - متفاوتة عناصر المصفوفة تشتت:

$$\hat{G}_k(qT + \delta\tau) \approx \underbrace{\begin{bmatrix} \alpha_k^{HH}(qT, \tau) & \alpha_k^{HV}(qT, \tau) \\ \alpha_k^{VH}(qT, \tau) & \alpha_k^{VV}(qT, \tau) \end{bmatrix}}_{\mathbf{G}_k(qT, \tau)} + \underbrace{\begin{bmatrix} \beta_k^{HH}(qT, \tau) & \beta_k^{HV}(qT, \tau) \\ \beta_k^{VH}(qT, \tau) & \beta_k^{VV}(qT, \tau) \end{bmatrix}}_{\mathbf{bG}_k(qT, \tau)} \times \delta\tau \quad (11)$$

ويمكن أن تستمد المنحدرات يتبين من المتغيرات β من السعة (أو الطاقة) من المصفوفة $\hat{G}_k(\tau = qT, \tau)$ المقدر على مدى فترات المجاورة مع تحليل معيار أو أنها يمكن أن تستمد من إشارات وردت خلال كل نطاق التردد إذا باستخدام التوقع التقلب كما هو موضح في الشكل 9ب.

وكمثال على ذلك، وهو مؤشر التشخيص الكلي يختار مجموعة من القيم الدنيا من عناصر $\hat{G}_k(\tau = qT, \tau)$ دون السعة المحددة مسبقا $\eta\alpha$ وتحسب (العدد التشغيل [.] من مجموعة القياسات 4QNK مثل

$$P_a = \frac{\left[\text{count} \left\{ \alpha_k^{HH}(qT, \tau) < \eta\alpha \right\}_{k=1, \dots, 4QNK} + \text{count} \left\{ \alpha_k^{VV}(qT, \tau) < \eta\alpha \right\}_{k=1, \dots, 4QNK} \right]}{\left[\text{count} \left\{ \alpha_k^{HH}(qT, \tau) < \eta\alpha \right\}_{k=1, \dots, 4QNK} + \text{count} \left\{ \alpha_k^{VV}(qT, \tau) < \eta\alpha \right\}_{k=1, \dots, 4QNK} \right]} / 4QNK \quad (12)$$

$$P_b = \frac{4QNK}{P_a} \left[\sum_{l=1, \dots, q} \sum_{m=1, \dots, q} \beta_k^{HH}(qT, \tau) + \sum_{l=1, \dots, q} \sum_{m=1, \dots, q} \beta_k^{HV}(qT, \tau) + \sum_{l=1, \dots, q} \sum_{m=1, \dots, q} \beta_k^{VH}(qT, \tau) + \sum_{l=1, \dots, q} \sum_{m=1, \dots, q} \beta_k^{VV}(qT, \tau) \right] \quad (13)$$

قياس الطاقة Pa هي بارامتر لتشخيص الورم أو تكلس لأنه بحساب ارتداد مشتت الدنيا على مجموعة من الهوائيات المستقبلية شملت في الجهاز الهوائي 200 كمؤشر من تعقيد ارتداد مشتت موجة الميدان. المعلمة βa نماذج الاختلاف وقت ارتداد مشتت الدنيا باستخدام الانحدار الخطي و هو:

$$|\beta a| < \eta_{\beta} \text{ for tumor,} \quad (24)$$

$$|\beta a| > \eta_{\beta} \text{ for calcification.} \quad (25)$$

5 حيث يتم اختيار η_{β} بشكل صحيح.

النتائج التجريبية

ويبين الشكل 11 النتائج التجريبية، تحت لمن الجداول، التي تم الحصول عليها باستخدام نظام توظيف الكشف 1000 جهاز التحقق الهوائي وجود اثنين من الهوائيات 100 (الاستقطاب المزدوج) وجهاز استقبال 200 طائرة وجود مجموعة 7×10 من هوائيات الاستقبال. من خلال توضيح فقط واحد VV الاستقطاب الشكل 11 أ يبين الطاقة تشتت في وحدات لتحليل البروستاتا دون الورم بينما الشكل 11 ب يشير إلى وجود ورم واضح بحد ادنى ويتضح من توزيع الطاقة المتشتتة.

10 لوحظ أن استخدام جهاز التحقق الهوائي وجود أكثر من 100 واحد هوائي الإرسال وجهاز الاستقبال من وجود أكثر من 200 واحد هوائي الاستقبال هي دامة للحد من الوقت للكشف عن الطبيب لا يضطر للبحث عن المحاذاة المكاني مع موقف الزاوي واحد من تشتت بالقيم الفارغة عند استخدام واحد هوائي الاستقبال R_{HI} أو R_{VI} فقط ثابتة في الفراغ.

15 كطريقة تغيير حالة استقطاب الحقل EM معقدة إلى حد ما إلى أن تكون على غرار، قد هوائيات الإرسال واحد أو مزدوج الاستقطابات ويتم قياس الحقل تشتت إما مع واحد أو الاستقطابات المزدوجة. مرة أخرى، فإن الاستقطاب واحد يعني أن الطبيب الذي يحمل المسبار أن تناوب عليها في البحث عن زاوية أن يقلل من مجال قياس وتحليل الاستقطاب (سواء في الإرسال والاستقبال في) يقلل من الوقت للكشف والسلبية

الكاذبة معدل. الشكل 11 ج - 11 د وعرض أمثلة من أنماط تشتت الطاقة المرتبطة شرط لا للورم (كما في الشكل 11 أ) وكشف الورم (كما في الشكل 11 ب)، على التوالي.

الطاقة تشتتت كما هو ممثل في الشكل 11 أ و 11 ب، عن طريق الجداول، هي أمثلة على النتائج التي يمكن عرضها من خلال شاشة العرض 6 ليشاهدها المستخدم لنظام الكشف 1000. البارامترات ذات الصلة (المؤشرات التشخيصية) الناتجة عن التحليل الذي يمكن عرضها أيضا وفقا للأشكال التمثيل الأخرى (مثل قائمة من البارامترات). خاصة، يمكن عرض وافر من الجداول الطاقة تشتتت (الشكل 11 هـ) المرتبطة مع موقف جهاز المسبار الهوائي 100، كل FDM التردد المستخدم وكل زوج من الاستقطابات التي تستخدمها العرض 6.

وعلاوة على ذلك، لوحظ أن تدريس هذا الاختراع يوفر أداة تشخيصية / الكشف المبكر أساسا، ولكن ليس على سبيل الحصر، لتلك الأورام التي تقع على مقربة من سطح الجلد (مثل البروستات والقولون المستقيم، والثدي) ومقرها على أثر التدخل بين إشعاع الهوائي العاملة في نطاق 350-600 ميغاهرتز وضعت في ملامسة الجلد في إغلاق EM اقتران مع الأنسجة الخبيثة (للكشف عن سرطان البروستاتا يتم وضع الهوائي على العجان خلال 3-4 سم من البروستاتا).

مخطط هندسة البرمجيات

الشكل 12 يظهر عن طريق تخطيطي مثال على الهندسة المعمارية ممكن من برنامج 400 للتوظيف بواسطة وحدة المعالجة 300 لتنفيذ الأساليب المذكورة. البرنامج يضم 400 عدد وافر من وحدات برنامج قياس 20 التي تم تكوينها لمعالجة مناسبة الإشارات المستقبلية من خلال تلقي الجهاز 200 إلى قياس على سبيل المثال القدرة المستقبلية والعمل وذلك للكشف عن مظروف. وعلاوة على ذلك، فإن البرنامج يتضمن 400 وافر من تحليل الطاقة وحدات تصحيح 21 الذي يسمح لتقديم عدد وافر من البارامترات (مثل توهين α_i ، والتأخر في الاستجابة، وأعمدة بي والتذبذبات ثبط) الذي يمثل مصفوفة المقدر $\hat{G}_i(\tau)$ وفقا للمعادلة (10).

وعلاوة على ذلك، برامج 400 يتم توفيرها مع مجموعة معايرة قاعدة بيانات وحدة 22 والذي يسمح تكوين مناسب، في خطوة المعايرة، وتحليل الطاقة وحدات تصحيح 21. وحدة المعايرة الطابق الضوضاء 23 يسمح أخطاء تعويض كبير في تحليل القوة وتصحيح وحدات 21 وذلك بسبب التدخلات التي تنتجها الموضوعات الخارجية أو التدخل مصادر أخرى.

5 يتم توفير برنامج 400 مع حدودي وحدة التشخيص تحليل 24 الذي ينفذ الحوسبة وفقا لتعبيرات (11)، (12)، (13)، (14) و (15) من أجل توفير الكشف والمعلومات التشخيصية، والتي يمكن أن تصور بواسطة وحدة عرض 25 من العرض 6 وتخزينها في قاعدة البيانات 26. مفيد، وحدة واجهة 27 الذي واجهات حدودي وحدة التحليل التشخيصي 24 مع أجهزة التشخيص الخارجية (مثل جهاز الموجات فوق الصوتية) يمكن تقديمها.

10 كما هو واضح من وصف تجسيم الشكل (1) وطريقة التشغيل منه، نظام الكشف 1000 يسمح الحصول على موثوق بها في الكشف المبكر عن الأورام الخبيثة المشكوك فيها، التي يتم إرفاقها مع طريقة لمعالجة البيانات ارتداد مشتت، دون الحاجة من الخبرة المتخصصة في التفسير من الصور الجسم.

منذ العلاجات يمكن أن تقلل من التناقضات الكهربائية الشاذة للأنسجة الورمية، ونظام الكشف 1000 ويمكن استخدام أيضا كأداة للتقييم في وقت مبكر من فعالية أي من العلاجات مثل العلاج الكيميائي في حين أن هذه العلاجات هي في التقدم وليس من التحقيق في الحد من حجم الورم عن طريق أجهزة التصوير الداخلي 15 الجسم مثل CAT و / أو التصوير بالرنين المغناطيسي.

وأكد أيضا أن استخدام جهاز المسبار الهوائي 100 الهوائيات التي تستخدم ثنائي الاستقطاب يقلل الحاجة إلى الطبيب لتدوير الجهاز مسبار المحمولة 100 عندما تعمل في البحث عن الأورام و / أو تكلسات.

يمكن للنظام وطريقة وصفها كشف عن وجود وتوطين شاذ مع الحد الأدنى من الوقت لبرامج الفحص

على نطاق واسع.

وعلاوة على ذلك، تجسيما تظهر القدرة على فصل الأنسجة الخبيثة من تكلسات من خلال تقييم وتحديد خصائص استجابة متفاوتة الوقت من نمط تناثر من التحليل المحددة للتشتت بلا قيم، أو الدنيا، أمر مفيد.

5 ويلاحظ أيضا أنه، على سبيل المثال، فإن نظام الكشف عن وصفها وطريقة يمكن استخدامها لأغراض التشخيص امتصاص الأنسجة في التردد المنخفض (أقل من إيجاهرتز) حتى لو كان الطول الموجي (أكبر عادة من 3-4 سم وعندما نشر في الأنسجة الدهنية) يكون أكبر بكثير من حجم الورم الخبيث (عادة أقل من 1-2 سم).

10 في هذه الحالة الظواهر الفيزيائية المستخدمة لأغراض التشخيص ليس الشفافية، كما لتصوير الميكروويف باستخدام ترددات أعلى (فوق 1-2 جيجاهرتز مع عرض النطاق الترددي أكبر من 1 جيجاهرتز). على العكس من ذلك وكما سبق وصفها، والظواهر ذات الصلة هو اقتران قرب الميدان الذي يستخدم للاستدلال على وجود أورام خبيثة، أو عدم تجانس أخرى مثل تكلسات التي لديها تناقضات الكهربائية الشاذة، من بالقيم الفارغة في النمط المرتد.

15 لوحظ أن نظام كشف 1000 لا يوفر أي صورة مباشرة لتقدير حجم الورم أو مباشرة من الخصائص الكهربائية للأنسجة كما في تشتت معكوس، فإنه بدلا بالكشف عن وجود أو عدم وجود عن طريق المسح الضوئي في مختلف الجسم المواقع التي يتم البحث الأورام الخبيثة بواسطة مسبار-القرب.

وعلاوة على ذلك، مع الإشارة إلى جهاز المسبار الهوائي 100، فصل توليد إشارة الحادث من اشعاع جزء هوائي له 10 فوائد:

(1) تقليل حجم الجزء الهوائي المشع 10 من جهاز هوائي التحقيق؛

(2) زيادة الاقتران بين الهوائي والأنسجة دون الحاجة إلى إدماج أنسجة التحقيق كجزء من إشارة وتوليد التردد؛

(3) التحكم على وتيرة ونمط توليد إشارة بشكل مستقل من الأنسجة إلى أن يقترن؛

(4) تحسين تصميم وتزامن الإشارات المولدة لتخفيف التدخل؛

(5) تجنب أو تقليل توليد التوافقيات متعددة للخروج من تردد الناقل الأساسي على سبيل المثال في نطاق 350-550 ميغاهرتز.

|

العناصر الجديدة المطلوب حمايتها :

1. نظام الأنسجة الورمية الشاذة (1000)، وتشمل:

جهاز مسبار هوائي (100) منظم لتشع حادث إشارة الترددات الراديوية والأنسجة المشعة في ظروف المجال القريب، وذلك لإنتاج ناتج إشارة الترددات الراديوية؛

5 جهاز استقبال (200) منظم لاستقبال الإشارة الناتجة عنها، وتوفير البيانات الواردة المقابلة؛

وحدة معالجة (300) منظمة لمعالجة البيانات التي وردت لتوفير معلومات تشير إلى الكشف عن حالة شاذة في الأنسجة المذكورة؛ حيث يكون الجهاز الهوائي التحقيق له مدى ثابت التردد الإشعاعي ويتمحور ذلك أن إشارة الناتج هي إشارة مشتتة ناتجة من مزيج من الإشارات الحادث وإشارة الترددات الراديوية الناجمة التي تنتجها الأنسجة المشعة، و

10 تتمحور وحدة معالجة (300) لتحليل إشارة مشتتة نمط التردد المرتبطة بمصفوفة مشتتة مذكورة للكشف عن الخصائص الشاذة المرتبطة الفارغة أو في الحد الأدنى في نمط التردد المذكور.

2. النظام من العنصر 1، وفيه جهاز مسبار هوائي (100) يتضمن الجزء الأول (10) ليكون موضوع في اتصال مع الجسم، ويقدم مع ما لا يقل عن هوائي (1) ويوجد جزء دعم (11) امتصاص مادة المجال الكهرومغناطيسي (12).

15 3. النظام من العنصر 1، حيث جهاز مسبار هوائي (100) يشمل ما لا يقل عن جهاز إرسال هوائي أول (1) منظم لتشع الموجات الكهرومغناطيسية الأولى الاستقطاب الأول وجهاز الاستقبال (200) يشمل ما لا يقل عن جهاز استقبال هوائي أول (RA1) منظم لتلقي الموجات الكهرومغناطيسية الأولى المذكورة.

4. النظام من العنصر 3 جهاز مسبار هوائي (100) يشمل ما لا يقل عن هوائي الإرسال الثاني (2) منظم لتشع الموجات الكهرومغناطيسية الثانية لها عمودي استقطاب ثاني إلى عمود الاستقطاب الأول.

5. النظام من العنصر 1 حيث يتم تكييف جهاز المسبار الهوائي (100) لحدوث إشعاع إشارة الترددات الراديوية المتكونة من عدد وافر من إشارات الناقل وفقا لتقنية تقسيم التردد الإرسال المتعدد وجهاز الاستقبال المذكور ويتم تكييفه لمعالجة الإشارة الناتجة وفقا لتقسيم التردد التقني للإرسال المتعدد المعكوس.

6. النظام وفقا للواحد على الأقل من العناصر السابقة، حيث يشمل النظام كذلك على الأقل وحدة نمطية تنظيم (MOD1-MOD2) تكييفها لتعديل واتساع إشارة الناقل وفقا لإشارة تنظيم للحصول على إشارة التجسيم حيث يحدث انبعاث من جهاز هوائي التحقيق، و

يشمل جهاز الاستقبال (200) وحدة نمطية غير منتظمة (DEM11) منظم لإشارة الناتج الغير منتظمة كما وردت في جهاز الاستقبال (200) ويوفر إشارة مشتتة مستقبلة.

7. نظام من العنصر 4 و 6، والتي تكون فيها إشارة تنظيم عبارة عن مجموعة من تأخر مربع الطول الموجي.

8. نظام من العناصر 4 و 6، حيث يتم هيكلة جهاز مسبار هوائي (100) لتشع إشارة الحادث بالتبادل مع تفعيل الهوائي الأول على الأقل (1) والهوائي الثاني على الأقل (2).

9. نظام من العنصر 6، حيث يتم هيكلة وحدة معالجة مذكورة (300) لمعالجة الإشارات المشتتة المتلقاه على أساس إشارة تنظيم مذكورة لحساب مصفوفة التشتت ليتم تحليلها للكشف عن القيم الخالية أو الدنيا.

10. نظام من العنصر 9، حيث تم تكوين وحدة معالجة المذكورة (300) لتحليل مصفوفة التشتت والعد بدون قيم أو ارتباط مستوى أدنى للشواذ.

11. نظام من العنصر 10، حيث تم تكوين وحدة معالجة (300) لتحليل مصفوفة التشتت لتحديد معلمة منحدر الزمنية المرتبطة A-اختلاف الوقت من سلوك ارتداد مشتت من شذوذ المشعة.

12. نظام من العنصر 11، حيث تتمركز وحدة المعالجة لمقارنة زمن البارامتر المنحدر مع قيمة مرجعية لتحديد ما إذا كان الشذوذ هو ورم أو تكلس.

13. نظام من العنصر 1، حيث إشارة الحادث تكون غير مؤينة موجة التردد الراديوي لها تردد ناقل يدخل في أحد النطاقات التالية: 350-600 ميغاهرتز، 850 ميغاهرتز - 980 ميغاهرتز.

14. طريقة كشف نسيج شاذ، تتضمن الخطوات التالية:

5

توفير جهاز مسبار هوائي (100) له نطاق ثابت تردد الإشعاع؛

تحريك الجهاز الهوائي التحقيق (100) حيث يشع حادث إشارة الترددات الراديوية للأنسجة المشعة في ظروف قريبة من الميدان؛

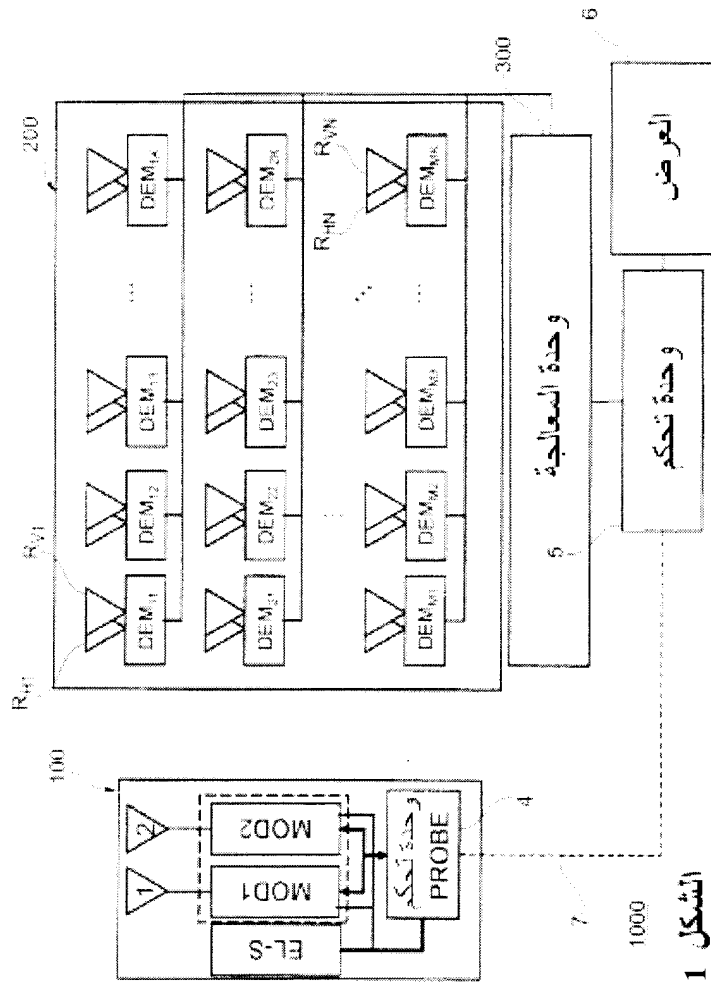
إنتاج إشارة مشتتة ناجمة عن مزيج من الإشارة الحادثة وإشارة الترددات الراديوية الناجم التي تنتجها الأنسجة المشعة؛

10

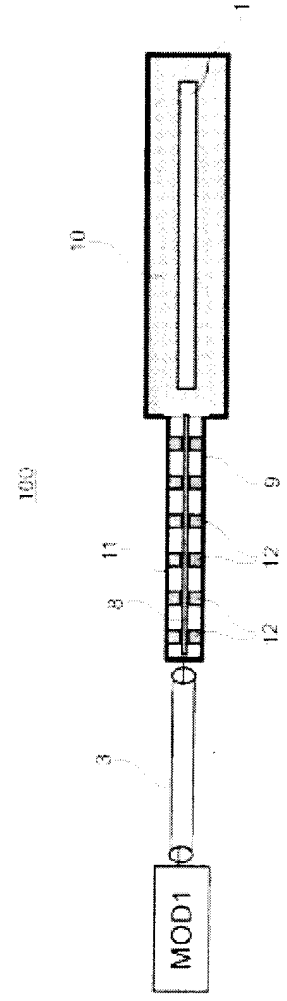
تلقي جهاز الاستقبال (200) في إشارة مشتتة وتوفير البيانات الواردة المقابلة التي تمثل نمط تردد المرتبطة بمصفوفة التشتت؛

معالجة البيانات المستلمة تمثل نمط تردد لتوفير المعلومات المرتبطة بالقيم الخالية أو الحدود الدنيا من المصفوفة المشتتة.

15

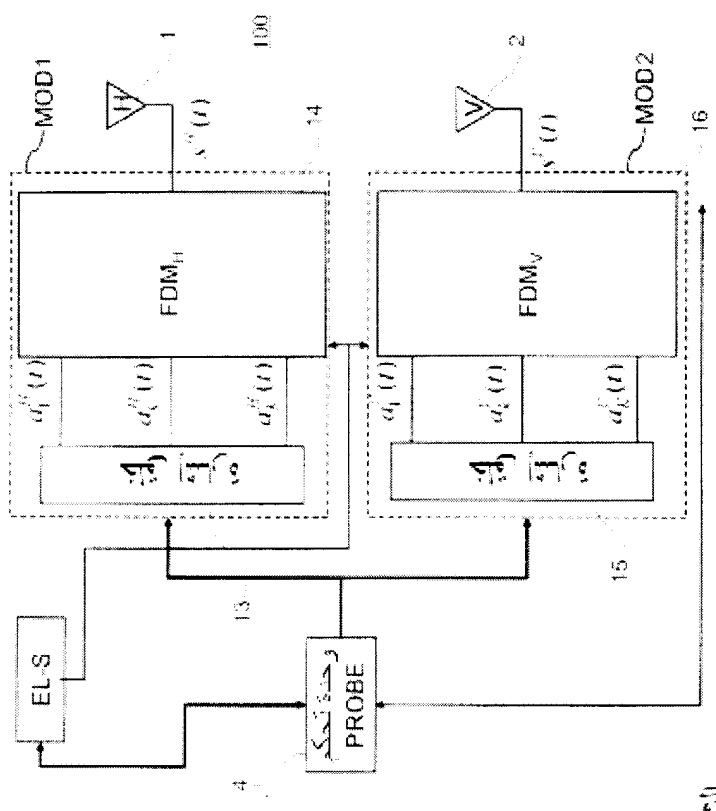


15/2

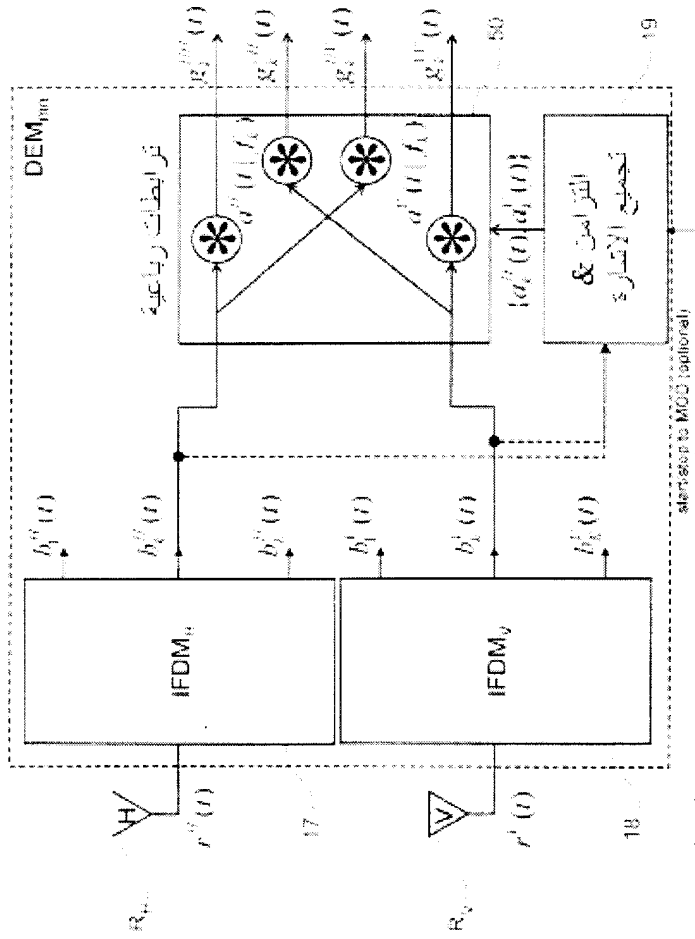


الشكل 2

1

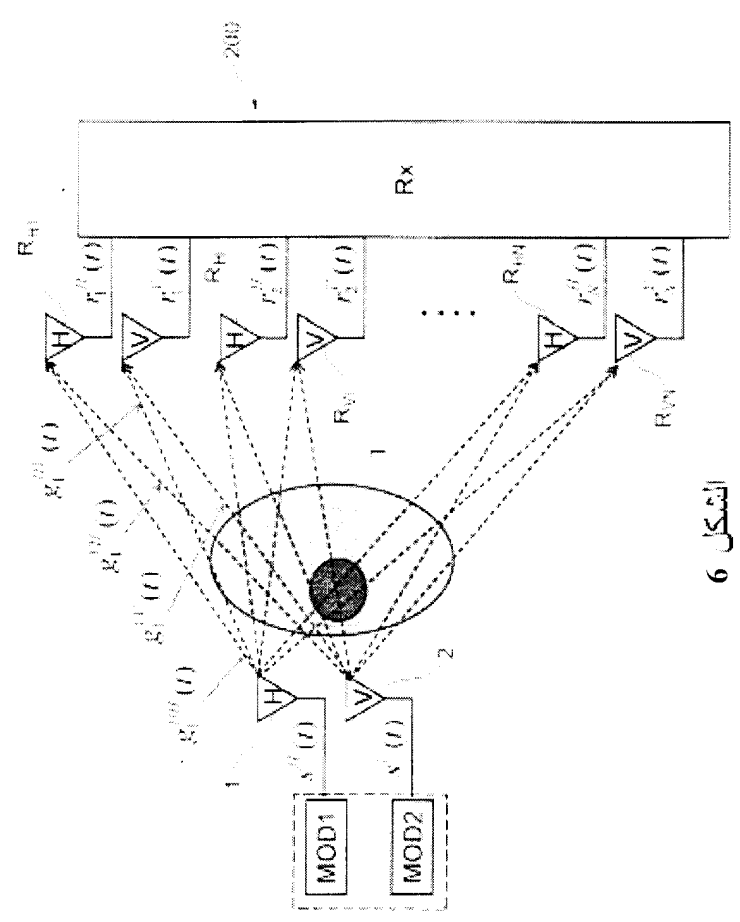


الشكل 15

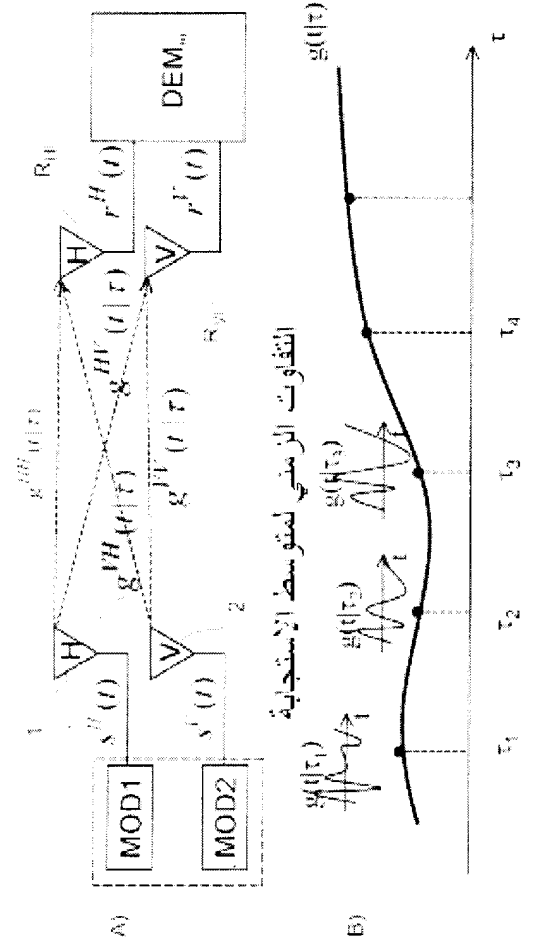


الشكل 5ب

1

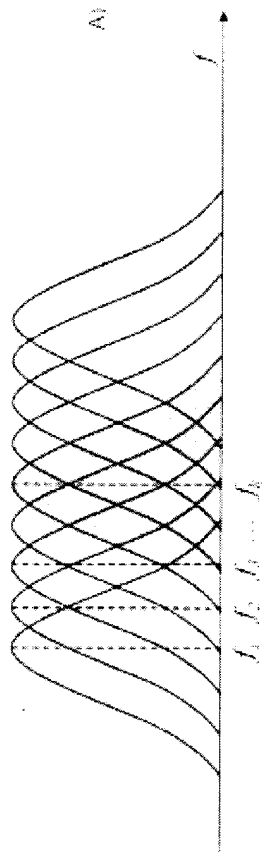


الشكل 6

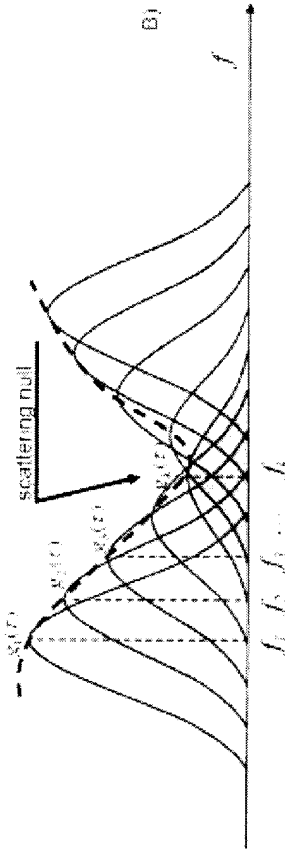


الشكل 7

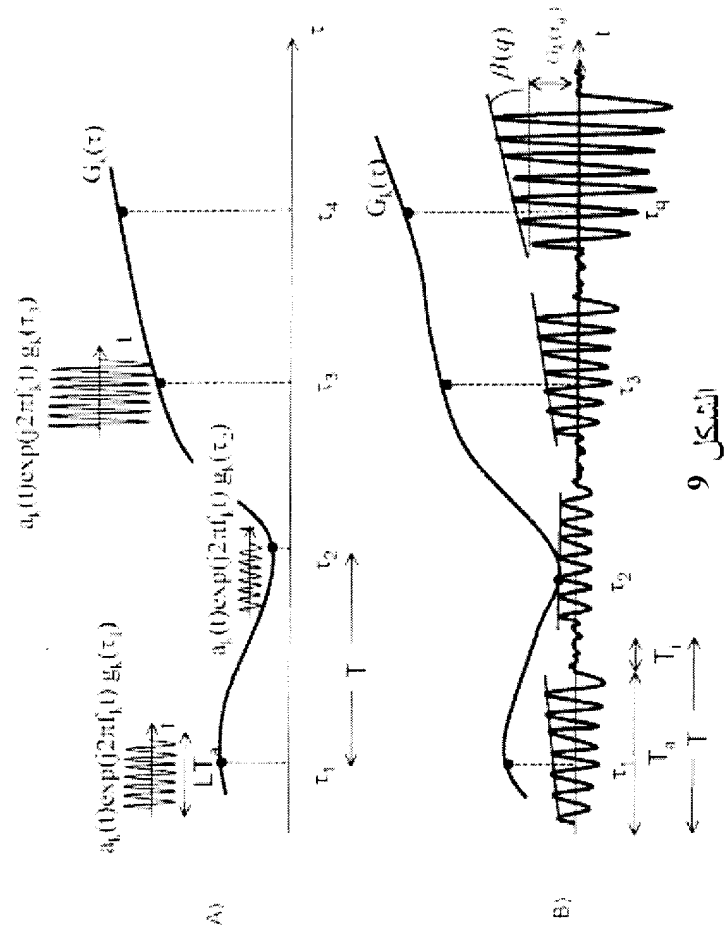
المنظر الطيفي لتوليد إشارة H أو V



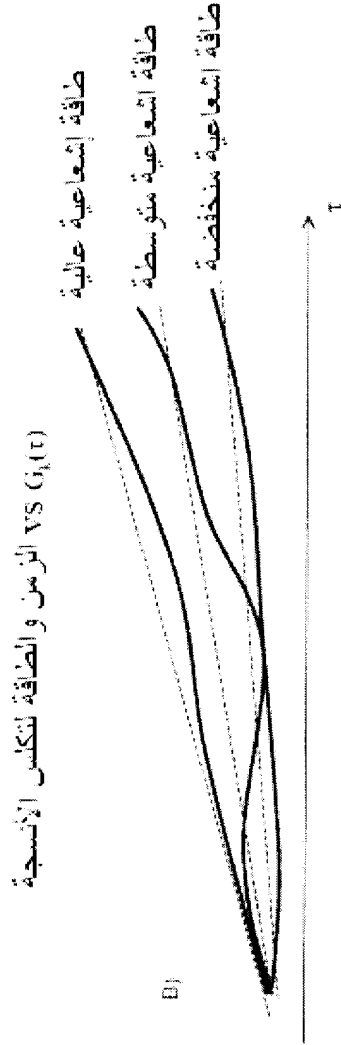
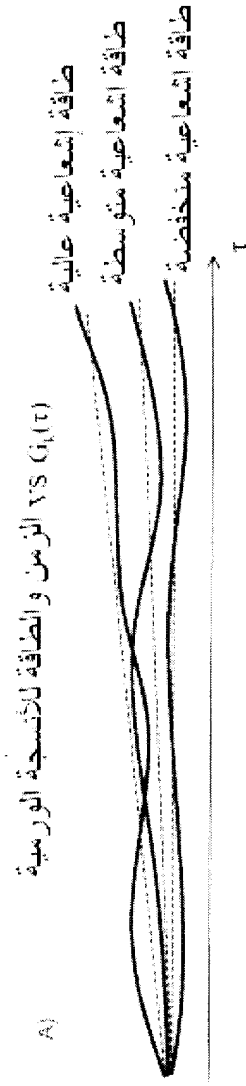
المنظر الطيفي لاستقبال إشارة H أو V (بعد فصل تراكب H/V)



الشكل 8



الشكل 9



الشكل 10

1

لا يوجد ورد

VV joi	Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch5	Ch6	Ch7	Ch8	Ch9	Ch10
Row1	230	163	142	204	200	231	230	130	278	204
Row2	250	181	230	209	274	263	244	285	200	181
Row3	316	77	183	273	223	193	276	185	239	247
Row4	229	13	296	183	132	176	242	247	237	262
Row5	192	107	145	288	264	241	240	3	192	280
Row6	220	219	159	303	306	184	186	241	241	261
Row7	227	229	336	180	214	171	196	184	173	254

د)

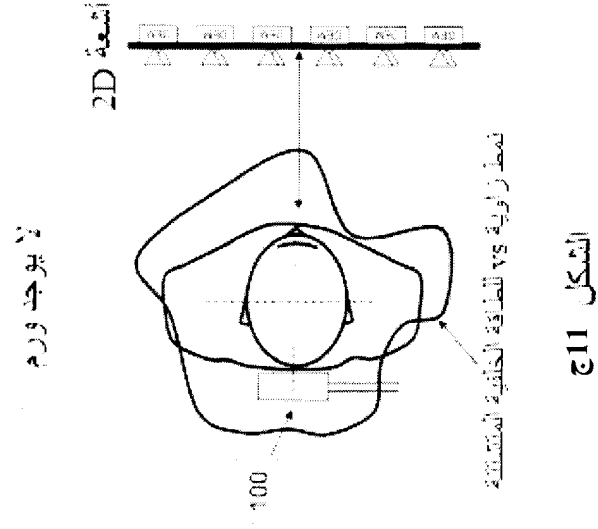
ورد البروستاتيا

VV joi	Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch5	Ch6	Ch7	Ch8	Ch9	Ch10
Row1	116	132	71	204	152	72	133	3	171	227
Row2	154	133	73	77	111	42	84	124	72	155
Row3	230	96	77	115	153	166	210	83	136	179
Row4	22	5	231	8	176	94	167	202	184	155
Row5	76	84	143	145	188	138	104	223	137	262
Row6	142	129	119	73	207	9	147	167	164	31
Row7	173	166	130	41	201	122	108	123	172	55

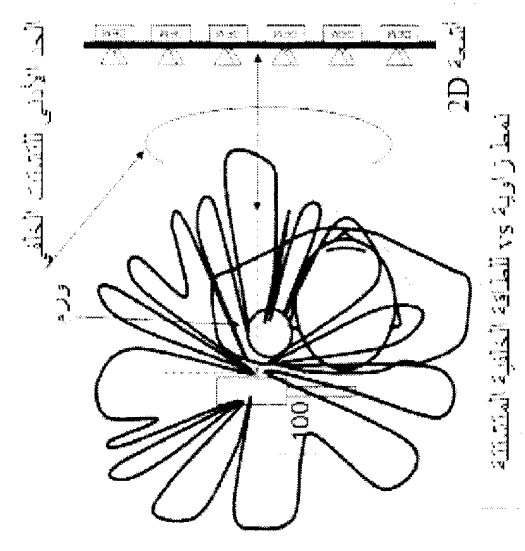
ج)

الشكل 11

15/12

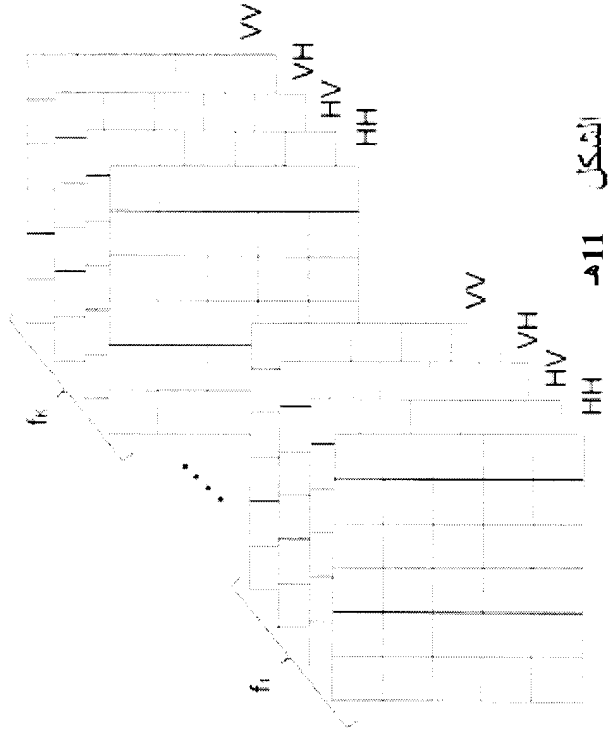


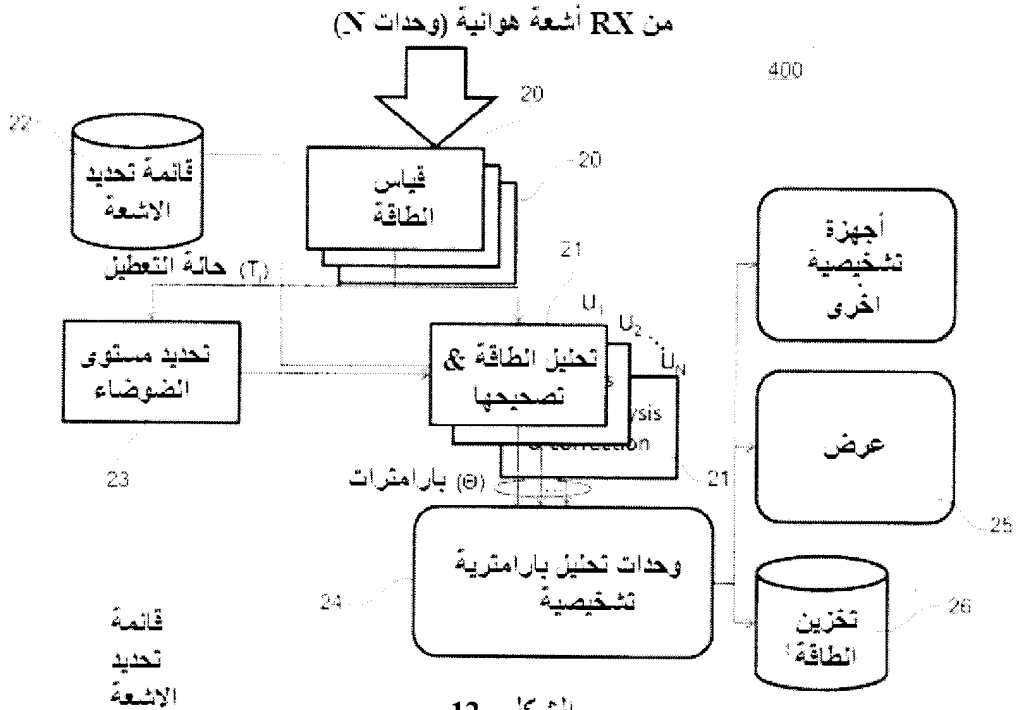
15/13



الشكل 11

15/14





الشكل 12