



(12) **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:  
**20.02.2019 Bulletin 2019/08**

(51) Int Cl.:  
**A61B 5/00 (2006.01)**      **A61B 8/08 (2006.01)**  
**A61B 8/00 (2006.01)**      **A61C 19/04 (2006.01)**  
**B06B 1/06 (2006.01)**

(21) Numéro de dépôt: **18198363.6**

(22) Date de dépôt: **07.11.2013**

(84) Etats contractants désignés:  
**AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB  
GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO  
PL PT RO RS SE SI SK SM TR**

• **GREGOIRE, Jean-Marc**  
**37390 Mettray (FR)**  
• **LEVASSORT, Franck**  
**37550 Saint-Avertin (FR)**

(30) Priorité: **08.11.2012 FR 1260617**

(74) Mandataire: **Klang, Alexander H.**  
**Wagner & Geyer**  
**Gewürzmühlstrasse 5**  
**80538 München (DE)**

(62) Numéro(s) de document de la (des) demande(s)  
initiale(s) en application de l'article 76 CBE:  
**13798953.9 / 2 916 718**

Remarques:

Cette demande a été déposée le 02-10-2018 comme  
demande divisionnaire de la demande mentionnée  
sous le code INID 62.

(71) Demandeur: **TROPHY SAS**  
**77435 Marne La Vallee Cedex 2 (FR)**

(72) Inventeurs:  
• **GERBAULET, Jean-Pierre**  
**77435 Marne La Vallée Cedex 2 (FR)**

(54) **SONDE ET DISPOSITIF ULTRASONORE D'IMAGERIE 3D DE LA MACHOIRE**

(57) La présente invention concerne une sonde ultrasonore (1) d'imagerie dentaire, comprenant typiquement plusieurs transducteurs (4) agencés pour fonctionner en émission et en réception, et notamment agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz, et éventuellement plusieurs transducteurs (4) agencés pour fonctionner en émission et en

réception et agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz. Les transducteurs sont montés sur un support souple (3), solidaire d'une armature rigide (2) typiquement en forme de « U ». L'invention concerne aussi un dispositif comprenant une telle sonde.

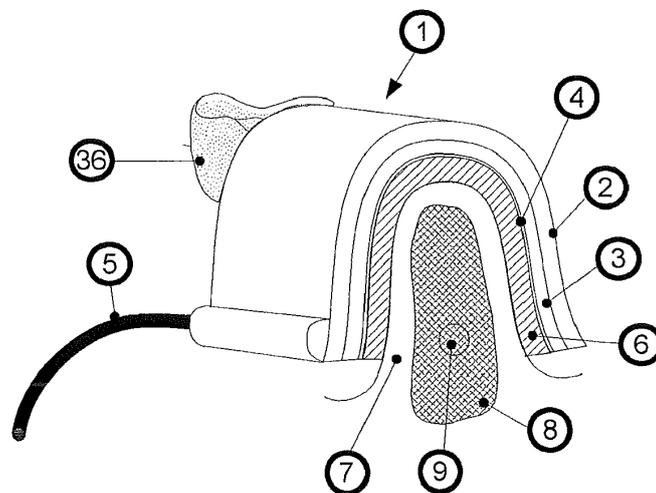


Figure 2

## Description

### Domaine technique

**[0001]** La présente invention concerne une sonde ultrasonore d'imagerie dentaire. Elle concerne aussi un dispositif d'imagerie dentaire comprenant une telle sonde, et un procédé d'imagerie dentaire utilisant une telle sonde.

**[0002]** Un tel dispositif permet à un utilisateur de mesurer le profil de l'os de soutien dentaire d'un individu, sa qualité osseuse et les structures incluses.

### Etat de la technique antérieure

**[0003]** L'allongement de la vie et le souci croissant de procurer aux seniors une vie active et confortable participent à l'intérêt suscité par l'implantologie dentaire. Plus personne aujourd'hui ne souhaite avoir dans sa bouche un « appareil », dentier, râtelier ou équivalent, dont la fixation est incertaine, l'hygiène délicate et la durée de vie limitée, pour un coût néanmoins élevé. La solution alternative qui se développe partout dans le monde est la pose de prothèses dentaires individuelles fixées sur des racines artificielles : les implants.

**[0004]** La pose d'implants dentaires constitue une opération chirurgicale délicate, qui nécessite une grande rigueur de la part du praticien qui l'exécute.

**[0005]** Avant la pose, le praticien ouvre généralement la gencive au niveau de l'emplacement du ou des futurs implants afin de dégager l'os. A l'aide d'un ou de plusieurs forets, il perce dans l'os un puits d'insertion, dont le diamètre est légèrement inférieur à celui de l'implant qu'il est destiné à accueillir. L'implant, généralement constitué de titane, est ensuite inséré dans le puits, puis la gencive est refermée. S'en suit une phase passive dite de « mise en nourrice », durant laquelle s'opère la cicatrisation de l'os autour de l'implant. Cette phase de cicatrisation, également appelée « ostéointégration », peut durer de plusieurs semaines à plusieurs mois. Elle est suivie du vissage de la couronne sur l'implant.

**[0006]** La définition de l'axe de perçage, en vue de l'obtention d'une orientation finale précise de l'implant, et la détermination du diamètre et de la profondeur du puits d'insertion, constituent des difficultés majeures de la pose d'implants dentaires. Ainsi, il arrive parfois que la paroi du sinus soit traversée ou que le nerf dentaire soit touché par le foret de perçage lorsque celui-ci est orienté de manière inappropriée ou qu'il va trop loin dans l'os de la mâchoire.

**[0007]** De ce fait, la pose correcte des implants a été longtemps réservée à une minorité de praticiens réputés pour leur habileté, bien qu'opérant de façon empirique, et dont les tarifs étaient généralement élevés.

**[0008]** Depuis les années 90, des techniques ont été développées pour permettre à la plupart des dentistes de poser des implants tout en contrôlant les risques. On les regroupe sous le nom d'implantologie assistée par

ordinateur. En voici le principe.

**[0009]** A partir d'images 3D donnant des informations sur la dentition du patient et les structures sous-jacentes (os, nerf, sinus), l'implantologiste peut planifier et simuler l'intervention chirurgicale grâce à un logiciel informatique dans lequel sont stockées des images 3D des implants et piliers prothétiques utilisés. Il en résulte une planification réaliste, précise et fiable, incluant le nombre d'implants requis, leur taille et leur position, ainsi que la sélection de piliers prothétiques appropriés.

**[0010]** Le dentiste réplique ensuite cette simulation lors de la chirurgie, par exemple à l'aide d'un moulage en résine de la mâchoire du patient dans lequel des guides de perçage sont incorporés, conformément à la simulation effectuée. Cet appareil à usage unique, appelé « guide chirurgical », est précisément adapté au cas traité. Des forets à butée limitant la profondeur du perçage complètent le dispositif.

**[0011]** Il est possible d'obtenir un résultat similaire à l'aide d'un procédé dit de « navigation », dans lequel la main du praticien est guidée avec précision par un système optique, informatique et éventuellement robotique.

### Coût de l'implantologie assistée par informatique

**[0012]** Jusqu'à une époque récente, le coût élevé par implant posé empêchait la prise en charge de cette prothèse par l'assurance maladie et les mutuelles, ce qui rendait l'implantologie dentaire inaccessible à la majorité des patients. En permettant la généralisation de l'offre en toute sécurité, l'implantologie guidée par informatique devrait modifier cette situation, à la condition que le prix par implant posé diminue de façon substantielle.

**[0013]** Si on peut espérer que la concurrence accrue fera baisser les prix des matériels et les tarifs des praticiens, il n'en est pas de même pour l'imagerie 3D, indispensable à cette technique opératoire, qui utilise actuellement des scanners à Rayons X : le « spiral à barrettes » ou CT scanner, et le « cone beam » ou CBCT.

**[0014]** A titre d'exemple, en 2011, les images scanner d'un centre de radiologie coûtaient en France, de 150 à 450 € suivant les matériels et suivant que l'image représentait une partie de la mâchoire ou la totalité.

**[0015]** Aujourd'hui, malgré une forte percée des CBCTs dans les cabinets d'une certaine importance, l'imagerie 3D pourrait être un obstacle à la démocratisation de l'implantologie guidée, car son coût reste élevé (de l'ordre de 100.000 euros à l'achat pour un CBCT).

**[0016]** De plus, pour les cabinets non équipés de CBCT, la sous-traitance de l'examen rallonge les délais de traitement, parfois d'une façon excessive dans les régions où les scanners sont peu nombreux.

**[0017]** Dans les pays moins développés, la barrière à l'entrée constituée par l'imagerie 3D est d'autant plus élevée que les scanners y sont plus rares et que le coût des images y est proportionnellement plus élevé.

**[0018]** D'un point de vue économique et pratique, l'imagerie 3D est donc l'un des maillons faibles de la chaî-

ne technique nécessaire à une large diffusion de l'implantologie guidée. De ce fait, un appareil bon marché, installé au cabinet, présenterait un avantage certain pour l'économie de santé publique.

#### L'irradiation due à l'imagerie 3D à rayons X (RX)

**[0019]** Il convient par ailleurs de soulever un autre problème de l'imagerie 3D utilisant les rayons X : la dose d'irradiation qu'elle fait subir au patient. Pour reconstruire une image 3D, un scanner nécessite un nombre important de clichés 2D. De ce fait, alors que l'irradiation correspondant à une radiographie panoramique classique est de l'ordre de 15 mgy (milligray), celle d'un scanner dentaire est comprise entre 200 et 400 mgy !

**[0020]** Des études réalisées en 2007 aux Etats-Unis (Amy Berrington de Gonzalez et al, Rebecca Smith-Bindman et al) montrent que le risque de tumeur imputable à des examens utilisant des rayons X (cancers radio-induits) est important, surtout si les examens sont répétitifs. Or ces examens sont en croissance exponentielle depuis quelques années.

**[0021]** D'après Longstreth et al, cinq bilans radiographiques dentaires augmentent le risque de voir se développer un méningiome intra-cranien.

**[0022]** D'après cinq études épidémiologiques de Preston-Martin et White, des tumeurs des glandes salivaires et crâniennes sont associées à des rayonnements cumulatifs de diagnostics dentaires.

**[0023]** D'après Hallquist et al, les rayonnements dus aux examens de la face et du crâne, en particulier les radiographies dentaires, induisent un risque d'augmentation des cancers de la thyroïde.

**[0024]** Une étude de Memon et al montre que l'apparition d'un cancer de la thyroïde est directement liée à la prise de radiographies dentaires.

**[0025]** Depuis 2005, la pénétration importante réalisée par les CBCTs dans les cabinets dentaires (il existe aujourd'hui 25 fabricants), et principalement dans les cabinets d'implantologie, du fait de l'autonomie procurée au praticien, n'a pas résolu ce problème comme on aurait pu l'espérer. Une série d'articles publiés dans le New York Times en 2010 dénonce en effet l'utilisation excessive qui est faite des CBCTs dans les cabinets dentaires, en implantologie, en orthodontie et même en pédiatrie.

**[0026]** Même si les doses sont moindres que celles émises lors d'examens similaires avec des scanners traditionnels (spiral à barrettes), le Dr. John Ludlow de l'Université de l'Ecole Dentaire de Caroline du Nord a montré que les CBCT délivrent de 4 à 67 fois plus de radiations que les radiographies panoramiques digitales, en cohérence avec les chiffres cités plus haut. Les autorités sanitaires de plusieurs pays recommandent donc de limiter autant que possible les doses subies par les patients lorsque l'on utilise les rayons X, sans pour autant en recommander l'abandon. En effet, le rejet de l'imagerie diagnostique n'est plus concevable à notre époque.

#### Utilisation des ultrasons

**[0027]** En 1999 Muller a présenté un article qui décrivait la mesure de l'épaisseur de la muqueuse masticatoire avec un appareil commercial spécifique (« Ultrasonic détermination of thickness of masticatory mucosa », Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology, vol.88 n°2, August 1999). Cet appareil de marque KRUPP et nommé SDM est constitué d'une petite sonde stylo avec sur son embout coudé, pour faciliter son placement sur la gencive, un transducteur avec un diamètre actif 4 mm. Il indique que cet appareil permet de mesurer l'épaisseur de la gencive en un point fixé manuellement par le praticien. Mais ce type d'appareil n'est pas satisfaisant pour un praticien désirant planifier une chirurgie avec suffisamment de précision.

**[0028]** En 2001, la société israélienne Imadent a déposé un brevet (US7,285,093) sur un système s'apparentant à de la tomographie par ultrasons. Mais cette technologie n'est pas satisfaisante pour un praticien désirant planifier une chirurgie avec suffisamment de précision. Depuis, le brevet a été abandonné.

**[0029]** Le but de l'invention est de proposer un dispositif peu ou pas irradiant, pouvant être utilisé en tant qu'appareil d'imagerie 3D (par exemple pour fournir à un dentiste les images lui permettant de planifier sa chirurgie), et de préférence avec une résolution suffisante et/ou un coût permettant de pouvoir être installé et exploité de manière intéressante par un praticien dans un cabinet dentaire.

#### **Exposé de l'invention**

**[0030]** Cet objectif est atteint avec une sonde ultrasonore d'imagerie dentaire, comprenant :

- des moyens pour émettre des ondes ultrasonores, agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz (de préférence d'au moins 15MHz), ces moyens d'émission d'ondes ultrasonores comprenant une matrice ultrasonore souple comprenant :
  - o plusieurs transducteurs « haute fréquence » agencés pour fonctionner en émission et en réception, et notamment agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz (de préférence d'au moins 15MHz), et disposés sous forme de matrice
  - o un support souple sur lequel sont montés les transducteurs « haute fréquence »,
- une armature rigide solidaire et en contact avec la matrice ultrasonore souple, de sorte que chaque transducteur « haute fréquence » donné soit agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction opposée (et de préférence perpendiculaire) à l'armature rigide, typiquement dans la direction de

l'os à imager.

**[0031]** De préférence, chaque transducteur « haute fréquence » donné est agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction perpendiculaire à la surface du support souple portant ce transducteur « haute fréquence » donné.

**[0032]** De préférence, chaque transducteur « haute fréquence » donné est agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction opposée (et de préférence perpendiculaire) à la surface du support souple portant ce transducteur « haute fréquence » donné.

**[0033]** De préférence, l'armature rigide est solidaire et en contact avec le support souple de la matrice (mais de préférence pas en contact des transducteurs « haute fréquence ») de sorte que le support souple épouse la forme de l'armature rigide.

**[0034]** Les moyens pour émettre des ondes ultrasonores sont en outre de préférence agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz, la matrice ultrasonore souple comprenant en outre de préférence plusieurs transducteurs « basse fréquence » eux aussi portés par le support souple et agencés pour fonctionner en émission et en réception et agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz et montés sur le support souple de sorte que chaque transducteur « basse fréquence » donné soit agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction opposée (et de préférence perpendiculaire) à l'armature rigide, typiquement dans la direction de l'os à imager.

**[0035]** De préférence, chaque transducteur « basse fréquence » donné est agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction perpendiculaire à la surface du support souple portant ce transducteur « basse fréquence » donné.

**[0036]** De préférence, chaque transducteur « basse fréquence » donné est agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction opposée (et de préférence perpendiculaire) à la surface du support souple portant ce transducteur « basse fréquence » donné.

**[0037]** De préférence, l'armature rigide est solidaire et en contact avec le support souple de la matrice (mais de préférence pas en contact des transducteurs « basse fréquence ») de sorte que le support souple épouse la forme de l'armature rigide.

**[0038]** Le support souple peut être monté de manière amovible dans l'armature rigide pour une interchangeabilité de l'armature rigide.

**[0039]** L'armature rigide a de préférence une forme courbe (« forme en U ») présentant un côté concave entourant un axe central et un côté convexe, la forme courbe étant délimitée par deux bords latéraux disposés face à face et reliés par un fond, le support souple étant solidaire de l'armature rigide du côté concave de l'armature rigide. Les deux bords latéraux sont de préférence distants, du côté concave, d'une distance comprise soit entre 8mm et 30mm soit entre 4cm et 20cm.

**[0040]** Le fond peut présenter au moins une découpe qui rend sa largeur, mesurée selon une direction parallèle à l'axe central, inférieure à la largeur des bords latéraux.

**[0041]** Chacun parmi les deux bords latéraux et le fond de l'armature rigide sont de préférence solidaires d'une partie de la matrice ultrasonore, partie sur laquelle sont montés des transducteurs (aussi bien « haute fréquence », que « basse fréquence » si la sonde en comprend).

**[0042]** Un transducteur est un dispositif convertissant une grandeur physique en une autre.

**[0043]** Les transducteurs de la sonde selon l'invention sont agencés pour, en cas de « réception » convertir une onde acoustique (ultrasonore) en une autre grandeur physique, et en cas « d'émission » convertir cette autre grandeur physique en onde acoustique (ultrasonore).

**[0044]** Les transducteurs (aussi bien « haute fréquence » que « basse fréquence » si la sonde en comprend) sont de préférence des éléments électro-acoustiques (de préférence de type piézo-électrique) ou autre (par exemple opto-acoustiques) et/ou peuvent éventuellement être entrelacés avec des guides optiques.

**[0045]** Electro-acoustique caractérise tout système ou tout matériau capable de produire une onde acoustique (sonore ou ultrasonore) à partir d'un signal électrique et/ou inversement, tout système et matériau capable de générer un signal électrique à partir d'une onde ou signal acoustique. Les céramiques et films piézoélectriques, les cMUTs sont des exemples de systèmes électroacoustiques.

**[0046]** De même, opto-acoustique caractérise tout système (ou tout matériau) capable de produire une onde acoustique (sonore ou ultrasonore) à partir d'un signal optique (et/ou inversement, tout système et matériau capable de générer un signal optique à partir d'une onde ou signal acoustique).

**[0047]** Les transducteurs (aussi bien « haute fréquence » que « basse fréquence » si la sonde en comprend) sont de préférence disposés en une matrice de transducteurs élémentaires, linéaire à une dimension ou à deux dimensions formant une surface, voire à trois dimensions formant une surface ou un volume.

**[0048]** Suivant encore un autre aspect de l'invention, il est proposé un dispositif d'imagerie dentaire, comprenant :

- une sonde selon l'invention,
- des moyens de commande de la sonde, et
- des moyens de traitement de signaux provenant de la sonde.

Le dispositif selon l'invention peut comprendre des moyens de connexion entre la sonde et les moyens de commande, les moyens de connexion pouvant être déconnectés et re-connectés pour débrancher un premier type de sonde des moyens de commande et re-brancher aux moyens de commande un deuxième type de sonde.

**[0049]** Suivant encore un autre aspect de l'invention,

il est proposé un premier procédé d'utilisation d'un dispositif selon l'invention, caractérisé en ce qu'une sonde selon l'invention est montée à l'intérieur d'une bouche en recouvrant une gencive sur une zone édentée ou recouvrant une ou plusieurs dents et leur gencive. Des transducteurs « haute fréquence » de la sonde émettent de préférence des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz (de préférence d'au moins 15MHz) et éventuellement des transducteurs « basse fréquence » de la sonde, si celle-ci en comporte, peuvent émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz.

**[0050]** Suivant encore un autre aspect de l'invention, il est proposé un second procédé d'utilisation d'un dispositif selon l'invention, caractérisé en ce qu'une sonde selon l'invention est placée à l'extérieur d'une bouche en entourant tout ou partie d'un arc mandibulaire ou maxillaire, ou deux parties d'une mâchoire en même temps. Des transducteurs « basse fréquence » de la sonde émettent de préférence des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz, et/ou des transducteurs « haute fréquence » de la sonde peuvent émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz.

**[0051]** Suivant encore un autre aspect de l'invention, il est proposé un procédé d'utilisation d'un dispositif selon l'invention, caractérisé en ce que l'on met en oeuvre à la fois le premier et le second procédés d'utilisation selon l'invention respectivement à l'intérieur et à l'extérieur d'une même bouche avec deux types différents de sondes.

**[0052]** Suivant un autre aspect de l'invention, il est proposé un procédé de calibration d'une sonde selon l'invention, dans lequel on fait fonctionner des transducteurs de la sonde en émission et en réception alors que la matrice ultrasonore souple entoure un gabarit plongé dans un liquide de couplage. Le gabarit comprend de préférence des repères acoustiques (creux, trou(s), bosse(s), rainure(s), et/ou inclusion(s)).

### Description des figures et modes de réalisation

**[0053]** D'autres avantages et particularités de l'invention apparaîtront à la lecture de la description détaillée de mises en oeuvre et de modes de réalisation nullement limitatifs, et des dessins annexés suivants :

- la figure 1 illustre un dispositif 51 selon l'invention, comprenant une sonde 1 de « type 1 » ou de « type 2 »;
- la figure 2 illustre une sonde selon l'invention de « type 1 », chevauchant une gencive 7,
- la figure 3 illustre une sonde selon l'invention de « type 1 », chevauchant une gencive 7,
- la figure 4 illustre une sonde selon l'invention de « type 1 », chevauchant une gencive 7,
- la figure 5 illustre une sonde selon l'invention de « type 1 », chevauchant une dent et sa gencive 7,
- la figure 6 illustre une sonde selon l'invention de « type 2 »,

- la figure 7 illustre un module électronique d'un dispositif selon l'invention,
- la figure 8 est une vue de coupe de profil d'une sonde selon l'invention de « type 1 », chevauchant une gencive 7, et utilisée en mode « haute fréquence », (mode « réflectif » pour une définition haute résolution du profil de l'os)
- la figure 9 illustre les différentes ondes et échos lors d'une utilisation d'une sonde selon l'invention en « haute fréquence »,
- la figure 10 est une vue de coupe de profil d'une sonde selon l'invention de « type 1 », chevauchant une gencive 7, et utilisée en mode « basse fréquence », (mode « transmissif » pour une reconstruction de type tomographique)
- la figure 11 est une vue de coupe de dessus d'une sonde selon l'invention de « type 2 », entourant une mâchoire, et utilisée en mode « basse fréquence », (mode « transmissif » pour une reconstruction de type tomographique)
- la figure 12 est une vue d'une sonde selon l'invention chevauchant un fantôme de calibration, et en cours de calibration,
- la figure 13 illustre deux fantômes de calibration, et
- la figure 14 illustre des repères 22 sur la matrice souple 3, 4 d'une sonde selon l'invention.

**[0054]** Ces modes de réalisation n'étant nullement limitatifs, on pourra notamment considérer des variantes de l'invention ne comprenant qu'une sélection de caractéristiques décrites par la suite isolées des autres caractéristiques décrites (même si cette sélection est isolée au sein d'une phrase comprenant ces autres caractéristiques), si cette sélection de caractéristiques est suffisante pour conférer un avantage technique ou pour différencier l'invention par rapport à l'état de la technique antérieure. Cette sélection comprend au moins une caractéristique de préférence fonctionnelle sans détails structurels, ou avec seulement une partie des détails structurels si cette partie uniquement est suffisante pour conférer un avantage technique ou à différencier l'invention par rapport à l'état de la technique antérieure.

**[0055]** On va tout d'abord décrire, en référence aux figures 1 à 11, un dispositif 51 selon l'invention.

**[0056]** Le dispositif 51 permet d'obtenir une image 3D des os 8 de la mâchoire, maxillaire et/ou mandibule d'une personne, en utilisant des ultrasons pour déterminer les caractéristiques dimensionnelles et les propriétés mécaniques de l'os 8.

### Architecture globale du dispositif 51

**[0057]** Comme illustré sur la figure 1, le dispositif 51 comprend :

- une sonde 1, de préférence interchangeable,
- un module 10 électronique d'alimentation électrique, de commande de la sonde et d'acquisition de don-

- nées ou signaux en provenance de la sonde 1, et un module 34 électronique de traitement des données ou signaux provenant de la sonde.

**[0058]** La sonde 1 est :

- soit, une sonde 1 spécifique de « type 1 », destinée à être utilisée à l'intérieur d'une bouche (d'un animal, de préférence d'un être humain), qui vient recouvrir une gencive 7 (comme illustré sur la figure 2, 3, 4, 8 ou 10), ou une dent 36 et la gencive 7 (comme illustré sur la figure 5), à travers un matériau de couplage acoustique 6,
- soit une sonde de type 2 (comme illustré sur la figure 6, ou 11) qui englobe tout ou partie de la mâchoire, et est utilisée à l'extérieur 13, 14 de la bouche,

**[0059]** Les signaux obtenus par la sonde 1 lors des mesures sont transmis au module 34, comprenant de préférence un système numérique, par exemple un ordinateur type PC, par des moyens 11 de liaison sans fil hertzienne, WIFI ou autre, ou par des moyens 12 de liaison filaire par exemple par câble, par exemple de type USB, imposant une contrainte supplémentaire d'isolation électrique afin de répondre aux normes de sécurité des appareils électro-médicaux, ou encore de type optique (fibre optique) pour simplifier le respect des règles d'isolation.

**[0060]** Un logiciel spécifique, installé sur le module 34, par exemple sur un ordinateur de type PC, permet de contrôler et de configurer le module électronique 10.

### Structure des sondes ultrasonores

**[0061]** Les sondes de type 1 et 2 sont constituées :

- de moyens pour émettre des ondes ultrasonores, agencés pour émettre des ondes ultrasonores de haute fréquence d'au moins 10 MHz (de préférence au moins 15 MHz, de préférence entre 15MHz et 25MHz), ces moyens d'émission d'ondes ultrasonores comprenant une matrice 3, 4 ultrasonore souple comprenant :
  - plusieurs transducteurs « haute fréquence » 4 agencés pour fonctionner en émission et en réception, et notamment agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz, voire d'au moins 15 MHz, de préférence entre 15MHz et 25MHz (c'est-à-dire de préférence que chacun de ces transducteurs « haute fréquence » a une bande passante à -6dB  $F_{sup}$ - $F_{inf}$ , de sa réponse impulsionnelle, centrée sur une fréquence centrale  $(F_{inf}+F_{sup})/2$  d'au moins 10 MHz, voir d'au moins 15 MHz, de préférence entre 15MHz et 25MHz),
  - un support souple 3 sur lequel sont montés les

transducteurs « haute fréquence » 4 de sorte que chaque transducteur « haute fréquence » donné 4 soit agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction 16 opposée et perpendiculaire à la surface du support souple 3 portant ce transducteur « haute fréquence » donné 4,

- une armature rigide 2 solidaire de la matrice ultrasonore 3, 4 et en contact du support souple 3 de la matrice mais pas des transducteurs « haute fréquence » 4, obtenue par exemple au moyen d'une coque en résine,
- des moyens de connexion 5, par câble ou sans fil, au module 10 électronique de commande, ces moyens de connexion 5 pouvant être déconnectés et re-connectés du module 10 pour débrancher un premier type de sonde et re-brancher un deuxième type de sonde. Cela permet d'utiliser une sonde de « type 1 » ou « type2 », et cela permet en outre d'utiliser différentes tailles ou formes de sonde de « type 1 » ou différentes tailles ou formes de sonde de « type2 ».

**[0062]** Dans ce document, 1 MHz représente une fréquence d'1 méga Hertz, c'est-à-dire de  $10^6$  Hertz.

**[0063]** Les moyens pour émettre des ondes ultrasonores sont de préférence en outre agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz, de préférence entre 0,5MHz et 4MHz, la matrice 3, 4 ultrasonore souple comprenant en outre plusieurs transducteurs « basse fréquence » 4 agencés pour fonctionner en émission et en réception et agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz, de préférence entre 0,5MHz et 4MHz (c'est-à-dire de préférence que chacun de ces transducteurs « basse fréquence » a une bande passante à -6dB  $F_{sup}$ - $F_{inf}$ , de sa réponse impulsionnelle, centrée sur une fréquence centrale  $(F_{inf}+F_{sup})/2$  inférieure à 4 MHz, de préférence entre 0,5MHz et 4MHz), et montés sur le support souple 3 de sorte que chaque transducteur « basse fréquence » donné 4 soit agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction 16 opposée et perpendiculaire à la surface du support souple 3 portant ce transducteur « basse fréquence » donné 4.

**[0064]** Par la suite de ce document, lorsque l'on parlera d'un ou des « transducteur(s) » (4), cela englobera par défaut le cas des transducteurs haute fréquence et des transducteurs basse fréquence.

**[0065]** On remarque que les transducteurs 4 « haute fréquence » et « basse fréquence » sont agencés pour fonctionner aussi en réception (pour recevoir leur écho pour la « haute fréquence » et recevoir par transmission l'onde émise par un autre transducteur situé sensiblement en face pour la « basse fréquence »). Les fonctions d'émission et de réception d'un transducteur 4 peuvent être scindées physiquement à deux endroits distincts, de sorte que pour les transducteurs à « basse fréquence »

et/ou pour les transducteurs à « haute fréquence », la sonde selon l'invention peut comprendre une matrice d'émission entremêlée à une matrice de réception.

**[0066]** Par souple, on entend de préférence « qui se déforme sous son propre poids ». Par exemple, le support souple 3 seul (i.e. dénué de son armature 2) se déforme sous l'action de son propre poids, comme une feuille de papier : posé à plat sur une table, il prend une forme plate, mais soutenue par un de ses bords et éloigné au-dessus de cette table, il fléchit et se courbe sous l'action de son propre poids.

**[0067]** Par rigide, on entend de préférence « qui ne se déforme pas sous son propre poids ». Par exemple, l'armature rigide 2 seule ne se déforme pas sous l'action de son propre poids : posée sur une table, elle ne prend pas la forme plate de la table mais garde sa forme courbe ; soutenue par un de ses bords et éloignée au-dessus de cette table, elle garde toujours cette même forme courbe, sans déformation visible.

**[0068]** Toutefois, alors que les exemples ci-dessus concernent des formes développables par souci de simplification de l'explication, les formes souples et rigides concernées par l'invention peuvent être générées le cas échéant par des procédés 3D qui permettent la réalisation de formes anatomiques non développables, voire complètement gauches.

#### La matrice ultrasonore souple 3 et 4

**[0069]** Le support 3 est une plaque munie de deux faces 53, 54 opposées et parallèles. Sur une face 53 du support 3 sont montés les transducteurs 4, l'autre face 54 du support 3 est en contact avec l'armature 2.

**[0070]** La multitude de petits transducteurs 4 sont fixés et répartis à la surface 53 du support 3 pour former une matrice souple d'éléments ultrasonores dont les axes 16 des faisceaux acoustiques générés par chaque élément sont perpendiculaires à la surface 53 du support (comme illustré sur la figure 8).

**[0071]** Le support 3 est situé sur la face arrière des transducteurs ultrasonores 4, l'émission ultrasonore se faisant sur la face avant des transducteurs qui est en contact avec le couplant acoustique 6.

**[0072]** Plusieurs configurations de matrice ultrasonore sont prévues.

**[0073]** Les transducteurs 4 sont de préférence des éléments électroacoustiques de type piézo-électrique ou autre.

**[0074]** Les transducteurs 4 sont de préférence disposés en une matrice de transducteurs élémentaires, linéaire à une dimension ou à deux dimensions formant une surface.

**[0075]** Le support souple 3 comprend de préférence un film de polymère (polyimide par exemple) ou en silicium ou un circuit imprimé flex agencé pour établir les connexions électriques.

**[0076]** La matrice ultrasonore 3, 4 peut par exemple être réalisée à partir d'une feuille de polymère ou copo-

lymère piézo-électrique (PVDF, P(VDF-TrFE) ou autre) collée sur un circuit imprimé flexible (Flex) qui joue le rôle de support souple 3, en association avec le « backing » (milieu acoustique arrière) requis par le PVDF. Les éléments ultrasonores sont obtenus par sérigraphie de la métallisation sur la face émettrice du polymère piézo-électrique (face avant de la matrice) et par la sérigraphie du circuit imprimé.

**[0077]** La matrice ultrasonore peut aussi être réalisée en associant des matrices intégrées 1D ou 2D, cMUTs et/ou polymères ou copolymères piézo-électriques (PVDF...) et/ou composites et/ou céramiques piézo-électriques. Ces mini matrices sont issues des techniques du circuit intégré et peuvent comporter l'électronique de multiplexage et de pré-amplification. Elles sont assemblées sur un circuit imprimé souple (« Flex ») qui constitue le support formable 3 et qui assure les connexions électriques. Cette matrice peut aussi être réalisée en entremêlant des fibres optiques ou des guides optiques avec des petits transducteurs ultrasonores 4, de technologies précédemment citées, pour réaliser une matrice photo-acoustique. Les guides optiques émettent une impulsion optique dans la gencive parallèlement aux faisceaux acoustiques et les échos produits aux interfaces sont récupérés par les transducteurs ultrasonores 4 qui fonctionnent en récepteur, ceci dans le but de mieux discriminer le signal d'interface gencive/os.

**[0078]** Dans le cas où la sonde est utilisée pour faire des mesures en réflexion de l'épaisseur de la gencive afin de permettre la reconstruction du profil de l'os de la mâchoire, chaque élément génère une onde ultrasonore de fréquence comprise entre 10 et 25 MHz.

**[0079]** Dans un cas préférentiel, les transducteurs 4 peuvent comprendre des transducteurs 4 capables de fonctionner à des fréquences basses (0.5 à 4 MHz) et des transducteurs 4 capables de fonctionner à haute fréquence (10 à 25 MHz) qui sont :

- soit distincts, mais mélangés et répartis de manière identique sur la surface 53 du support 3,
- soit confondus, un même transducteur large bande pouvant aussi bien émettre des fréquences basses (0.5 à 4 MHz) et des hautes fréquences (10 à 25 MHz). Ceci est possible notamment avec la technologie des cMUTs (Dominique CERTON et al, PROCEDE ET DISPOSITIF DE GENERATION D'ULTRASONS METTANT EN OEUVRE DES CMUTS, ET PROCEDE ET SYSTEME D'IMAGERIE MEDICALE. FR2962926). Cette configuration permet de combiner des éléments basse fréquence pour réaliser des mesures en transmission et des éléments haute fréquence pour faire des mesures en réflexion de l'épaisseur de la gencive.

**[0080]** Ainsi, le dispositif 51 met de préférence en oeuvre :

- d'une part, une technique spécifique d'imagerie par

réflexion utilisant des ultrasons à haute fréquence (entre 10 et 25 MHz) pour déterminer, avec une résolution élevée, la position et la forme de l'os 8 situé sous la gencive 7, en effectuant des mesures de l'épaisseur de la gencive 7 en une multitude de points au moyen d'une matrice de transducteurs ultrasonores 4 positionnée autour de la zone concernée; on effectue ensuite une reconstruction en 3D de l'image à partir de ces mesures, éventuellement de la forme de la sonde 1, et éventuellement de l'image de l'anatomie externe de la cavité buccale. Ainsi la reconstruction 3D du profil de l'os 8 du maxillaire ou de la mandibule est obtenue à partir d'une mesure par réflexion de l'épaisseur de la gencive 7 avec des ultrasons de fréquence typiquement comprise entre 15 et 25 MHz. L'utilisation d'une telle gamme de haute fréquence et d'une matrice de transducteurs 4 pour multiplier les points de mesure permet d'améliorer considérablement la résolution de l'invention par rapport à l'état de l'art. La sonde 1 du dispositif 51 permet de faire des mesures en de nombreux points dont la position de chacun est connue précisément grâce à une calibration décrite ci-après.

- d'autre part, une technique utilisant des ultrasons de plus basse fréquence (entre 0.5 et 4 MHz) en transmission, pour définir la densité de l'os 8, très variable dans la bouche, ainsi que le positionnement des structures creuses incluses, comme les trajets nerveux ou les cavités sinusales. Une telle image obtenue en transmission avec des ultrasons de fréquences comprises entre 0.5 et 4MHz, permet de déterminer la position des structures sensibles incluses dans l'os 8, ainsi que les propriétés acoustiques (vitesse et atténuation) de l'os cortical et alvéolaire qui sont de bons indicateurs des propriétés mécaniques.

**[0081]** Chaque transducteur 4 a typiquement la forme d'une pastille (circulaire, carrée, rectangulaire, ...) ayant une aire d'approximativement 1mm<sup>2</sup> ou moins dans le cas d'une imagerie mode B

**[0082]** Pour la fabrication des transducteurs 4 sur support souple on peut se rapporter aux exemples suivants :

- « Design and Fabrication of a 40-MHz Annular Array Transducer », Jeffrey A. Ketterling et Al., IEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 52, N°4 April 2005,
- « Operational Vérification of a 40-MHz Annular Array Transducer », Jeffrey A. Ketterling et Al., IEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 53, N°3 March 2006,
- Thèse de Kuo-Ting Wu intitulée « development of Integrated and Flexible Ultrasonic Transducers for Aerospace Applications », McGill University, Montreal, Novembre 2010,
- « Flexible Transducer Arrays with through-wafer

electrical interconnects based on trench refilling with PDMS », Xuefeng Zhuang, Der-Song Lin, Omer Oralkan, and butrus T. Khuri-Yakub, E. L. Ginzton Laboratory, Stanford University, CA, USA, IEEE, 20th international conférences on MEMS, 2007, Hyogo Japan.

- « Flexible piezoelectric transducer for ultrasonic inspection of non-planar components », C. R. Bowen et al., Ultrasonics 48 (2008) p.367-375,
- « Simulation, Fabrication, and Characterization of a Novel Flexible, Conformal Ultrasound Transducer Array », Rahul S. Singh et al., 2007 IEEE Ultrasonics Symposium.

## 15 L'armature rigide 2

**[0083]** La matrice 3, 4 est rendue solidaire de l'armature rigide 2 qui est :

- soit initialement conformable puis susceptible d'être rigidifiée (résine silicone, lame formable, feuille de PVC thermo formable, etc.). Dans ce cas, les sondes sont configurables par le praticien en fonction de l'anatomie du patient. Dans le cas des sondes sur mesure, la matrice ultrasonore 3, 4 d'une sonde de « type 1 » doit pouvoir éventuellement être stérilisée et réutilisée. Dans ce cas, l'armature, adaptée à l'anatomie d'un patient donné, n'est pas réutilisable pour un autre patient.
- soit usinée directement dans sa forme définitive par un procédé de prototypage rapide (fraisage, imprimante 3D) dans un matériau rigide adapté, ou encore moulée sur un support anatomique (moulage de la mâchoire par exemple), dans une résine à polymérisation rapide ou équivalente, tous ces procédés étant connus de l'homme de l'art. Dans ce cas, les sondes sont réalisées en usine pour constituer une « panoplie » de sondes de tailles et de formes différentes. Les sondes de type 1 réalisées en usine sont en principe conçues pour être réutilisables et doivent donc pouvoir être stérilisées par un moyen approprié. Les sondes de type 2, qui sont positionnées à l'extérieur de la bouche, sont réutilisables.

**[0084]** Dans les deux cas, le principe de réalisation est le même, mais dans le cas d'une sonde configurable par le praticien, il faut prévoir une opération de calibration en cabinet, telle que décrite ci-après. Pour que la calibration soit figée, la matrice ultrasonore doit être préalablement rendue solidaire d'une armature rigide de même forme.

**[0085]** Un moyen de réalisation de l'armature 2 d'une sonde de type 1 consiste à couler une résine à polymérisation rapide à même le moulage en plâtre de la mâchoire ou en bouche, en intercalant la matrice souple ultrasonore 4,3 entre les deux.

**[0086]** D'autres moyens de réalisation font appel à un logiciel de dessin en 3D de cette armature 2 susceptible de piloter un dispositif de prototypage rapide.

**[0087]** La liaison ou fixation de la matrice ultrasonore 3, 4 (plus précisément du support souple 3) avec l'armature 2 est réalisée par clipsage ou au moyen d'un procédé mécanique, magnétique ou autre réversible. Ainsi, le support souple 3 est fixé (par exemple par clipsage ou vissage ou aimantation) à l'armature 2 de manière à être solidaire de l'armature 2 mais cette fixation est réversible (par exemple déclipsage ou dévissage ou éloignement des éléments aimantés) de manière à pouvoir être rendue amovible de l'armature rigide 2 pour permettre une interchangeabilité de l'armature rigide 2 parmi la « panoplie » de sondes de tailles et de formes différentes.

**[0088]** L'armature rigide 2 (et donc aussi le support souple 3 lorsqu'il est fixé à l'armature) a une forme courbe en « U » présentant un côté concave 55 entourant un axe central 56 et un côté convexe 57, la forme courbe étant délimitée par deux bords latéraux 58, 59 disposés face à face et reliés par un fond 60, le support souple 3 étant solidaire de l'armature rigide 2 du côté concave 55 de l'armature rigide 2.

**[0089]** Les extrémités des deux bords latéraux 58, 59 sont distants, du côté concave 55, d'une distance 61 comprise soit entre 8mm et 30mm pour une sonde de « type 1 » soit entre 4cm et 20cm pour une sonde de « type 2 ».

**[0090]** Chacun parmi les deux bords 58, 59 latéraux et le fond 60 de l'armature rigide 2 sont solidaires d'une partie de la matrice ultrasonore 3, partie sur laquelle sont montés des transducteurs 4.

### Le module électronique 10 (figure 7)

**[0091]** Le module électronique 10 comporte un circuit d'émission 23 qui génère une impulsion électrique d'excitation. Cette impulsion est appliquée à un (ou plusieurs) élément(s) transducteur(s) 4 de la matrice 3, 4 via un système de sélection 24 (multiplexeur, démultiplexeur). Chaque transducteur 4 ainsi excité émet un faisceau ultrasonore haute fréquence (supérieure à 10MHz) ou basse fréquence (inférieure à 4MHz) selon l'impulsion électrique d'excitation et le type de transducteur. Tous les éléments transducteur(s) 4 peuvent ainsi être sélectionnés en émission individuellement ou en groupe, permettant de faire éventuellement une formation de faisceau d'ultrasons.

**[0092]** Certains des transducteurs 4 reçoivent ensuite en retour des ondes échos (fonctionnement en réception). Un ou plusieurs des signaux des échos 25, ainsi issus des transducteurs sélectionnés en réception 4, sont envoyés sur une chaîne d'amplification 27 dont le gain est ajustable en fonction du temps (« Time Gain Control » ou TGC) via un circuit de sélection 26 (multiplexeur, démultiplexeur). Le signal en sortie de cette chaîne d'amplification est numérisé par un numériseur 28 et envoyé au module de traitement des signaux 34, de type micro-ordinateur, via un circuit de liaison 29. Cette transmission série 11, 12 peut être de type USB ou Ethernet ou sans

fil, WIFI par exemple.

**[0093]** Un circuit de contrôle 30 permet la sélection en émission 31 et en réception 32 des éléments transducteurs 4 de la sonde 1. Il assure le séquençage de l'acquisition 33 en relation avec l'opérateur via le circuit de liaison avec le module de traitement de signal 34 (type PC).

**[0094]** Il est parfaitement envisageable d'intégrer une partie, voir même l'intégralité de ce système électronique 10 dans la sonde 1, au plus près des éléments pour améliorer le rapport signal sur bruit (ou SNR ou « Signal to noise ratio ») et diminuer le câblage. Cette électronique permet d'assurer le balayage de l'ensemble des éléments transducteurs ultrasonores 4, afin de mesurer les dimensions des éléments biologiques (épaisseur de la gencive 7), de reconstruire une image ou analyser les signaux en vue de déterminer les propriétés acoustiques de l'os 8 avec les structures internes.

**[0095]** Il est à noter que le signal ultrasonore obtenu est complexe et constitué d'une multitude d'échos qui naissent dans le tissu gingivale. Un traitement du signal spécifique et plusieurs émissions ultrasonores successives (typiquement 10 à 5000, pour un moyennage satisfaisant) sont nécessaires pour améliorer le rapport signal sur bruit et déterminer précisément les positions des échos produits à l'entrée de la gencive 7 et sur l'os 8, et éliminer ainsi les artéfacts.

### Fonctionnement et utilisation de la sonde ultrasonore de « type 1 » (Figures 2, 3, 4, 5, 8, 9 et 10)

**[0096]** Dans le cas de la sonde 1 de « type 1 », la matrice ultrasonore flexible 3, 4 est positionnée autour de la gencive 7 et du système de couplage acoustique 6.

**[0097]** La forme de la sonde 1 de « type 1 » est adaptée pour recouvrir la gencive 7 sur une zone édentée (comme illustré sur la figure 3 ou 4), ou les dents 36 et la gencive 7 avant extraction, ou sur une zone limitée à quelques dents (comme illustré sur la figure 5).

**[0098]** Pour la sonde de « type 1 », la matrice ultrasonore 3, 4 proprement dite est constituée d'un support flexible 3 :

- de forme rectangulaire lorsqu'il est mis à plat (comme illustré sur la figure 3), ou
- de forme rectangulaire avec deux découpes 62 symétriques lorsqu'il est mis à plat (comme illustré sur la figure 4) pour passer la crête de la gencive. Le fond 60 présente au moins une découpe 62 (deux sur la figure 4) qui rend sa largeur, mesurée selon une direction parallèle à l'axe central 56, inférieure à la largeur des bords latéraux 58, 59; ou
- de toute autre forme appropriée pour recouvrir une partie édentée ou non de la mâchoire.

**[0099]** Le principe de fonctionnement de la sonde 1 de « type 1 » en mode réflectif (émission de haute fréquence supérieure à 10MHz) est illustré sur les figures 8 et 9 et

est le suivant (ce principe étant bien évidemment transposable à la sonde de « type 2 » lorsque celle-ci fonctionne en mode « haute fréquence ». Dans ce cas, l'image panoramique ainsi obtenue est limitée à la face antérieure de l'os et éventuellement des dents).

**[0100]** Les transducteurs « haute fréquence » 4 font chacun successivement une émission 15 d'une onde ultrasonore à un instant t0. Chaque onde ultrasonore émise par un transducteur « haute fréquence » 4 se propage dans une direction perpendiculaire 16 à la face 53, à la surface plane émettrice de ce transducteur « haute fréquence » et de préférence à la surface de la gencive 7. Le signal ultrasonore recueilli par le même transducteur « haute fréquence » 4 qui vient d'émettre est un signal de type mode A (pour « Amplitude Mode », ou « Mode Amplitude », mode de base en échographie, à distinguer d'un autre mode B classique d'échographie pour « Brightness mode » ou « mode brillance ») qui permet de déterminer la distance entre l'écho 17 produit à l'instant t1 à l'entrée de la gencive 7 et l'écho 18 produit à l'instant t2 par l'os 8, avec la relation suivante :

$$2(d_2-d_1)=C(t_2-t_1),$$

où C est la célérité des ultrasons (1500 à 1600 m.s<sup>-1</sup>) et où d1 et d2 sont respectivement les distances entre le transducteur « haute fréquence » 4 venant d'émettre une onde ultrasonore et l'épithélium gingival 7, d'une part, et entre le transducteur « haute fréquence » 4 et l'interface gencive 7 / os 8, d'autre part. La différence, d2-d1, donne l'épaisseur de la gencive 7 sur l'os 8.

**[0101]** La gencive 7 étant relativement peu épaisse (généralement moins de 10 mm), on préfère utiliser des ultrasons de fréquence élevée, comprise entre 15 et 25 MHz, qui sont peu pénétrants et qui sont donc réfléchis en quasi-totalité par la surface de l'os cortical 8. L'avantage est d'obtenir des échos de courte durée, permettant de reconstruire des images 3D de résolution axiale élevée (meilleure que 100µm).

**[0102]** Le couplage acoustique entre la sonde 1 et la gencive 7 est assuré par une feuille souple de polymère hydrophile ou de gélatine 6 ou tout autre système permettant le transfert de l'énergie ultrasonore avec un minimum de pertes entre la face avant de la matrice souple 3, 4 et la gencive 7. L'épaisseur, de l'ordre de quelques mm, compense les irrégularités de la gencive 7. Pour assurer un couplage acoustique optimal, le couplant doit être peu atténuant aux ultrasons et peut être enduit sur les deux faces de gel acoustique.

**[0103]** Pour permettre les mesures sur différentes morphologies de gencives 7, le dispositif 51 peut utiliser : soit une sonde 1 avec une armature formable par le praticien, soit un jeu de sondes 1 pré-calibrées qui possèdent des courbures et des largeurs préétablies. L'utilisation d'une sonde 1 à courbure formable par le praticien permet d'avoir un ajustement sur la gencive plus précis et surtout de limiter le nombre de sondes stockées pour

répondre à la diversité des morphologies. Elle impose toutefois au praticien la réalisation d'une mesure supplémentaire sur une pièce ou forme de référence (ou « fantôme de calibration ») ou avec un scanner optique, par exemple laser, pour fournir au logiciel de reconstruction les paramètres de la géométrie de la sonde 1 ainsi que la position et l'axe d'émission de chaque transducteur (données de calibration) permettant d'établir la position des structures et de faire une reconstruction précise.

**[0104]** Lorsque cette sonde de « type 1 » comporte en outre des transducteurs basse fréquence générant des ondes capables de traverser l'os, elle peut fonctionner sur le principe d'un fonctionnement par transmission (et non par réflexion) comme expliqué sur la figure 10 et comme expliqué ci-après dans le cas d'une sonde de « type 2 ».

#### Fonctionnement et utilisation de la sonde ultrasonore de « type 2 » (Figures 6 et 11)

**[0105]** Dans le cas de la sonde 1 de « type 2 », le principe est globalement le même mais la forme (toujours en « U ») de la sonde est légèrement différente notamment au niveau de ses dimensions qui sont plus grandes car le champ de mesure est plus important.

**[0106]** La sonde de « type 2 » est destinée à pratiquer une tomographie globale de la mâchoire par transmission (comme illustré sur les figures 6 et 11), ce qui nécessite des ultrasons de basse fréquence dont la fréquence est comprise entre 0,5 et 4 MHz.

**[0107]** Elle est positionnée à l'extérieur de la cavité buccale (joues, menton), et possède une forme en U qui englobe la totalité de la mandibule ou du maxillaire (comme illustré sur la figure 6). Elle nécessite l'application sur la peau du visage d'un gel de couplage acoustique 6, et la mise en bouche d'un dispositif de couplage acoustique 6 qui peut être du gel acoustique et/ou de la gélatine voire même de l'eau.

**[0108]** Cette sonde 1 est réalisée suivant le même principe que celle de « type 1 », mais sa surface est plus grande et sa résolution est inférieure en raison d'une fréquence ultrasonore plus basse, par exemple de 0,5 à 4 MHz, des distances plus grande avec l'os, et d'une utilisation en mode tomographique par transmission.

**[0109]** Elle permet aussi une description panoramique de la forme de l'os 8 en mode réfléchif haute fréquence, par exemple de 10 à 15MHz, sur le principe décrit précédemment dans le cas de la sonde de « type 1 ».

**[0110]** Comme pour la sonde de « type 1 », sa forme peut être fixe et configurée en usine, ou adaptable par le dentiste à l'anatomie du patient. Les considérations concernant la réalisation pratique de la sonde de « type 1 » s'appliquent donc aussi à la sonde de « type 2 ».

**[0111]** Du fait de son positionnement extérieur à la cavité buccale (sur la partie inférieure 13 ou supérieure 14 de l'extérieur de la bouche), la sonde de « type 2 » est plus accessible, et sa capacité à couvrir la totalité de

l'arcade maxillaire ou mandibulaire la rend complémentaire de la sonde de « type 1 ».

#### Utilisations combinées des deux types de sonde

**[0112]** On aura donc tendance à utiliser les deux types de sondes à l'intérieur et à l'extérieur d'une même bouche selon le procédé suivant :

- une sonde de « type 1 » est montée à l'intérieur de la bouche en recouvrant une gencive 7 sur une zone édentée à l'intérieur de cette bouche ou recouvrant une ou plusieurs dents 36 et leur gencive 7 à l'intérieur de cette bouche; des transducteurs 4 de cette sonde de « type 1 » émettent des ondes ultrasonores de fréquence haute (d'au moins 10 MHz, de préférence d'au moins 15 MHz, de préférence comprise entre 15MHz et 25 Mhz) ou basse (inférieure à 4 Mhz, de préférence comprise entre 0.5MHz et 4MHz), de préférence de fréquence haute ;
- une sonde de « type 2 » est placée à l'extérieur de cette même bouche en entourant tout ou partie d'un arc mandibulaire ou maxillaire de cette bouche, ou en même temps des deux parties d'une mâchoire située à l'intérieur de cette bouche ; des transducteurs 4 de cette sonde de « type 2 » émettent des ondes ultrasonores de fréquence haute (d'au moins 10 MHz, de préférence comprise entre 10MHz et 15 Mhz) ou basse (inférieure à 4 Mhz, de préférence comprise entre 0.5MHz et 4MHz), de préférence de fréquence basse ;

l'utilisation de deux sondes de « type 1 » et « type 2 » étant possible grâce à leurs moyens de connexion 5 qui sont déconnectables et reconnectables aux moyens de commande 10, ce qui permet de switcher entre les deux types de sonde.

**[0113]** Cela permet d'obtenir, avec les fréquences basses, une tomographie en 3D de l'os cortical et alvéolaire de tout ou partie de la mâchoire, avec leurs structures internes, et de définir leur densité moyenne et/ou ponctuelle en tout point de la zone,

**[0114]** Les ondes ultrasonores de hautes fréquences permettent d'obtenir, en mode réfléchif, une mesure précise du profil de l'os cortical sur sa face antérieure.

#### Le traitement des signaux par le module 34

**[0115]** Les signaux en provenance des transducteurs et acquis par la module 10 d'acquisition de données sont traités au sein du module 34 de traitement de données, typiquement par un logiciel mettant en oeuvre un procédé de traitement de ces signaux.

**[0116]** Pour un fonctionnement en réflexion en haute fréquence, par exemple pour la sonde de « type 1 » de la figure 8, le logiciel effectue une reconstruction du profil de l'os 8 situé sous la gencive 7, à partir des signaux transmis par le module électronique 10, des données de

calibration de la sonde, et, éventuellement, des données 3D définissant la forme de la gencive 7. Les signaux transmis par le module électronique 10 consistent alors en des mesures, en de nombreux points, de la distance entre la sonde 4 et l'os cortical 8, qui permettent de déterminer l'épaisseur de la gencive 7.

**[0117]** Lorsque la sonde 1 (de « type 1 » ou « type 2 ») travaille en basse fréquence (comme illustré sur la figure 10 pour le cas d'une sonde de « type 1 » ou comme illustré sur la figure 11 pour le cas d'une sonde de « type 2 »), le logiciel est capable de traiter les signaux transmis à travers l'os 8 de la mâchoire pour en extraire une représentation paramétrique de sa structure interne, par une technique de tomodensitométrie ultrasonore (« A prototype of 500 kHz ultrasonic matricial device : beam scanner » Marielle Defontaine et al., 1999 IEEE Ultrasonics Symposium ; « Expérimental évaluation of bone quality measuring speed of sound in cadaver mandibles », Oyad Al Haffar et al., Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, vol.102, n°6, december 2006 ; «In vivo ultrasound assessment of skeletal status : principles and techniques », P. laugier, Journées Os-Ultrasons, Compiègne 24-25 janvier 2002 ; « The measurements of ultrasound parameters on calcaneus by two-sided interrogation techniques », Pei-Jam Chen et al., Measurement Science and technology, vol. 16, 2005).

**[0118]** Pour une sonde de « type 2 », le logiciel traite principalement des signaux issus de la transmission basse fréquence des ondes ultrasonores à travers la mâchoire et la bouche, afin de réaliser une reconstruction de type tomographie ou scanner. Il traite aussi les signaux réfléchifs de haute fréquence émis par la sonde, afin de réaliser un profil 3D des os de l'arc maxillaire ou mandibulaire.

**[0119]** Le logiciel est composé de plusieurs programmes dont les fonctionnalités complémentaires sont utiles à un chirurgien dentiste, par exemple dans le cadre de la pose d'implants dentaires.

**[0120]** La principale fonctionnalité est de traiter les données fournies par le système électronique 10 afin de réaliser des images 3D des structures osseuses de la mâchoire, et d'en extraire des informations sur leur densité.

**[0121]** Elle est assurée par un programme de détection des échos produits :

- en haute fréquence, aux interfaces de la gencive 7 et de l'os 8, afin de déterminer le profil de celui-ci (signaux en mode A localisés dans l'espace) ;
- en basse fréquence, par les faisceaux ultrasonores traversant l'os 8 afin de permettre la reconstruction en 3D des structures internes, de mesurer les paramètres acoustiques de vitesse ( célérité) et d'atténuation pour déterminer des paramètres de densité osseuse.

**[0122]** Les données brutes étant généralement très

bruitées, un programme dit « de segmentation » est nécessaire pour fournir les informations pertinentes pour un praticien.

**[0123]** La mise en forme des signaux provenant du système électronique 10 associée à chacun d'eux une géométrie 3D (point source et direction), issue de la procédure de calibration. Ainsi, les données initiales (point d'émission d'ultrasons, direction d'émission et distance d'écho) permettent de déterminer un nuage de point correspondant à l'objet imagé par les ultrasons. Le logiciel, par extraction des paramètres dimensionnels de la sonde 1, permet de générer une image 3D. Le logiciel tient compte des vitesses des ultrasons en fonction des milieux traversés.

**[0124]** Ce type de reconstruction 3D est connu (thèse intitulée « A novel Imaging System for Automatic Real-Time 3D patient-Specific Knee Model Reconstruction Using Ultrasound RF Data »).

**[0125]** Le bruit des images échographiques étant générateur de multiples contours parasites, l'extraction des surfaces 3D à partir de ces signaux peut nécessiter d'introduire de la « connaissance a priori » dans le logiciel. Ces méthodes sont connues de l'homme de l'art. Leur application nécessite un traitement lié à la connaissance des artefacts dus aux échos de répétition dans des structures stratifiées, ou l'utilisation de modèles avec combinaisons multiples gérant les particularités de la zone concernée à partir d'un modèle osseux déformable mais unique.

**[0126]** Ces images 3D sont destinées à être utilisées dans des cabinets dentaires, en remplacement des images de scanners RX, notamment lors de la pose d'implants assistée par informatique.

**[0127]** Le dispositif 51 peut être :

- employé seul dans un mode « ultrasons seuls »,
- ou associé, dans une configuration multimodale, à d'autres techniques complémentaires d'imagerie classiques, peu ou pas ionisantes.

**[0128]** Dans le mode « ultrasons seuls », le niveau d'irradiation des patients est ramené à zéro.

**[0129]** Dans la configuration « multimodale », des images issues selon l'invention sont combinées informatiquement avec des images d'au moins une autre technique complémentaire pour donner naissance à une image 3D composite de la gencive 7, des dents 36 et de l'os 8, cortical et alvéolaire, du maxillaire ou de la mandibule. La contribution de ces techniques complémentaires est adaptée suivant les cas. Ainsi, cette au moins une autre technique complémentaire peut par exemple comprendre:

- un scanner optique de la cavité buccale, qui fournit une prise d'empreinte numérique 3D avec une précision pouvant atteindre 20 µm, permet d'établir des références anatomiques utilisées pour obtenir une définition spatiale précise de l'image ultrasonore ;

- des images rétro-alvéolaires et panoramiques RX, numérisées, sont fusionnées avec les images ultrasonores pour préciser la localisation des structures incluses sensibles, comme le nerf dentaire ou le plancher du sinus, ainsi que la densité de l'os.

**[0130]** L'intégration des données ultrasonores dans un ensemble multimodal mettant en oeuvre d'autres techniques d'imagerie (radios rétro alvéolaires et panoramiques, numérisation des surfaces externes,...), est prise en compte. Cela implique notamment que les formats des images issues du dispositif ultrasonore soient compatibles avec ceux des images fournies par les autres techniques, notamment les images au format DICOM, couramment utilisé en imagerie dentaire, et aux autres formats susceptibles d'être rencontrés (STL,...).

**[0131]** Dans le cas d'une utilisation multimodale, faisant appel à d'autres techniques d'imagerie, le logiciel effectue la fusion entre l'image ultrasonore 3D et une image issue d'une ou de plusieurs autres techniques évoquées précédemment. Ces opérations de mixage d'images sont bien connues de l'homme de l'art.

**[0132]** Un programme permet d'évaluer la densité osseuse relative (unités Hounsfield) moyenne ou ponctuelle dans les différentes zones concernées. Dans le cadre du protocole multimodal, les données sur la qualité de l'os fournies par d'autres sources sont fusionnées avec celles du dispositif ultrasonore.

**[0133]** Le logiciel comporte par ailleurs un programme de dessin en 3D de l'armature de la matrice acoustique. Ce dessin est, soit réalisé à partir du programme de calibration, soit issu directement de l'image de la partie concernée fournie par une caméra optique 3D. Il représente typiquement une armature 2 qui est réalisée à l'aide d'une imprimante 3D, ou d'une machine de fraisage numérique, l'une et l'autre étant pilotées par le logiciel de dessin de la sonde. L'usage de ces sondes n'étant pas chirurgical, elles peuvent être réalisées dans des résines non biocompatibles, telles que l'ABS ordinaire.

#### Application à la planification de la pose d'implants

**[0134]** Le dispositif fournit les images 3D et, plus généralement, les informations nécessaires à un dentiste utilisant un logiciel de planification d'implants dentaires pour préparer sa chirurgie dans la région étudiée. Le logiciel du dispositif d'imagerie 51 doit donc pouvoir s'interfacer avec un logiciel de planification existant sur le marché, en fournissant des images aux formats utilisés en imagerie médicale.

**[0135]** Comme évoqué précédemment, la sonde ultrasonore de « type 1 » conformée sur mesure au cabinet dentaire présente de grandes similitudes de forme avec le guide chirurgical lui-même. De ce fait, le dessin en 3D d'un tel guide peut être réalisé au moyen d'un autre programme de dessin 3D, associant le dessin de l'armature de la sonde, aux données fournies par un logiciel de planification implantologique, position et axes des cylindres

de guidage des forets notamment.

**[0136]** La fabrication du guide, habituellement confiée à une usine spécialisée ou à un laboratoire de prothèses, peut alors être effectuée au cabinet, suivant le même procédé que l'armature de la sonde, mais en utilisant une résine bio compatible. L'ensemble du procédé améliore considérablement les coûts et les délais de la pose d'implants assistée par informatique.

**[0137]** Le dispositif d'imagerie 3D objet de ce brevet peut également être associé au pilotage de systèmes de guidage virtuels dits « de navigation ».

**[0138]** En pratique, on peut imaginer plusieurs types d'appareils commercialisables. En voici deux exemples :

- Pour les centres de radiologie, hospitaliers et privés, et les gros cabinets dentaires, un appareil autonome, similaire à celui proposé par Atys médical en dermatologie, éventuellement portable, comme l'Orcheolite de Sonoscaner. Toutes les fonctionnalités décrites dans le brevet sont proposées par cet appareil.
- Pour le cabinet dentaire moyen, un matériel simplifié au maximum, pouvant se réduire à une série de sondes de « type 1 », de tailles et de formes identifiées, ou à une sonde conformable pouvant être calibrée sur un modèle 3D de la mâchoire du patient ; ces sondes sont reliées au port USB d'un PC de bureau équipé d'une carte spécifique de traitement des images, la sortie vidéo se faisant sur l'écran du PC, et les copies papier sur l'imprimante associée au PC.

#### Calibration de la courbure et de la forme de la sonde 1

**[0139]** Pour permettre une reconstruction précise des structures, le logiciel doit connaître les données de calibration, c'est-à-dire pour chaque transducteur 4 composant la matrice ultrasonore 3, 4 la position spatiale des faisceaux acoustiques (point source et direction). Cette information est obtenue par une mesure sur un fantôme de calibration 19 (c'est-à-dire un gabarit illustré sur la figure 12, typiquement plongé dans une cuve remplie d'un liquide de couplage) ou en utilisant un scanner optique, laser ou autre, ou une caméra 3D intraorale. Pour cela, on fait fonctionner des transducteurs 4 de la sonde 1 en émission et en réception au sein d'un dispositif selon l'invention alors que la matrice ultrasonore souple 3,4 entoure le gabarit 19 plongé dans un liquide de couplage.

**[0140]** Lorsque la courbure de l'armature 2 et donc du support 3 est prédéfinie en usine, les paramètres ou données de calibration sont automatiquement fournis au logiciel (mémoire incluse dans la sonde 1 ou dans un fichier paramètres).

**[0141]** Lorsque la courbure de l'armature 2 et donc du support 3 est réalisée par le praticien sur la mâchoire du patient, ou sur un moulage en plâtre de celle-ci, la calibration (figure 12) est réalisée au cabinet, par exemple sur un fantôme de calibration 19 (typiquement en matière plastique) situé dans une petite cuve 20 contenant un liquide de couplage acoustique (typiquement de l'eau,

comprenant éventuellement en outre un antiseptique et/ou un antifongique). Le fantôme de calibration 19 a une forme parfaitement connue et possède des repères acoustiques 21 tel(s) que creux, trou(s), bosse(s), rainure(s), et/ou inclusion(s) (rainure sur la surface extérieure du gabarit 19 dans l'exemple à gauche de la figure 13, ou trous (cylindriques) à l'intérieur du gabarit dans l'exemple à droite de la figure 13) qui permettent d'identifier la position des transducteurs 4 en regard avec ces repères. Cette information est nécessaire pour connaître la position dans l'espace de chaque transducteur 4 de la matrice souple 3. Dans le cas d'une mesure de la courbure par une autre méthode, caméra optique ou autre, la matrice souple 3, 4 possède plusieurs repères 22 adaptés (figure 14) à la méthode de mesure (trou, encoche, sérigraphie ou autre) permettant de déterminer précisément la position de chaque transducteur 4 dans l'espace.

**[0142]** Un programme de calibration est alors intégré au logiciel du dispositif.

**[0143]** En résumé, le dispositif 51 est un :

- 1) dispositif ultrasonore de résolution suffisante pour pouvoir être installé et exploité de manière intéressante par un praticien dans un cabinet dentaire ;
- 2) un dispositif pouvant être utilisé en tant qu'appareil d'imagerie 3D autonome, ou pouvant être associé à d'autres systèmes d'imagerie peu ionisants, présents au cabinet (radiographie panoramique ou rétroalvéolaire numérisée, scanner optique), ou autre, pour fournir au dentiste les images lui permettant de planifier sa chirurgie ;
- 3) un dispositif non irradiant,
- 4) un dispositif d'un prix inférieur à ceux des appareils d'imagerie 3D du marché, y compris des CBCTs.

**[0144]** Bien sûr, l'invention n'est pas limitée aux exemples qui viennent d'être décrits et de nombreux aménagements peuvent être apportés à ces exemples sans sortir du cadre de l'invention.

**[0145]** Par exemple, la sonde 1 peut intégrer tout ou partie de l'électronique 10 de contrôle, d'excitation et de pré-amplification de la matrice ultrasonore souple, et/ou tout ou partie de la numérisation des données analogiques et leur transmission, et ou tout ou partie de l'électronique 34.

**[0146]** Bien entendu, les différentes caractéristiques, formes, variantes et modes de réalisation de l'invention peuvent être associées les unes avec les autres selon diverses combinaisons dans la mesure où elles ne sont pas incompatibles ou exclusives les unes des autres. En particulier toutes les variantes et modes de réalisation décrits précédemment sont combinables entre eux.

#### RESUME DE L'INVENTION

**[0147]**

1. Sonde ultrasonore (1) d'imagerie dentaire, comprenant :

- des moyens pour émettre des ondes ultrasonores, agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz, ces moyens d'émission d'ondes ultrasonores comprenant une matrice ultrasonore souple (3, 4) comprenant :
  - plusieurs transducteurs (4) agencés pour fonctionner en émission et en réception, et notamment agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz, et disposés sous forme de matrice,
  - un support souple (3) sur lequel sont montés les transducteurs,
- une armature rigide (2) solidaire et en contact avec la matrice ultrasonore souple, de sorte que chaque transducteur donné soit agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction opposée à l'armature rigide.

2. Sonde ultrasonore selon l'item 1, caractérisée en ce que les moyens pour émettre des ondes ultrasonores sont en outre agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz, la matrice ultrasonore souple comprenant en outre plusieurs transducteurs (4) agencés pour fonctionner en émission et en réception et agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz et montés sur le support souple (3) de sorte que chacun de ces transducteurs soit agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction opposée à l'armature rigide.

3. Sonde ultrasonore selon l'une quelconque des items précédents, caractérisée en ce que le support souple (3) est monté de manière amovible dans l'armature rigide (2) pour une interchangeabilité de l'armature rigide.

4. Sonde ultrasonore selon l'une quelconque des items précédents, caractérisée en ce que l'armature rigide (2) a une forme courbe présentant un côté concave (55) entourant un axe central (56) et un côté convexe (57), la forme courbe étant délimitée par deux bords latéraux (58, 59) disposés face à face et reliés par un fond (60), le support souple (3) étant solidaire de l'armature rigide (2) du côté concave (55) de l'armature rigide.

5. Sonde ultrasonore selon l'item précédent, caractérisée en ce que les deux bords latéraux (58, 59) sont distants, du côté concave (55), d'une distance (61) comprise soit entre 8mm et 30mm soit entre 4cm et 20cm.

6. Sonde ultrasonore selon l'item 4 ou 5, caractérisée en ce que le fond (60) présente au moins une découpe (62) qui rend sa largeur, mesurée selon une direction parallèle à l'axe central (56), inférieure à la largeur des bords latéraux (58, 59).

7. Sonde ultrasonore selon l'une quelconque des items 4 à 6, caractérisée en ce que chacun parmi les deux bords latéraux (58, 59) et le fond (60) de l'armature rigide (2) sont solidaires d'une partie de la matrice ultrasonore, partie sur laquelle sont montés des transducteurs (4).

8. Sonde ultrasonore selon l'une quelconque des items précédents, caractérisée en ce que les transducteurs (4) sont des éléments électro-acoustiques ou opto-acoustiques disposés en une matrice de transducteurs élémentaires, linéaire à une dimension ou à deux dimensions formant une surface, ou à trois dimensions formant une surface ou un volume.

9. Dispositif (51) d'imagerie dentaire, comprenant :

- une sonde (1) selon l'une quelconque des items précédents,
- des moyens (10) de commande de la sonde, et
- des moyens (34) de traitement de signaux provenant de la sonde.

10. Dispositif selon l'item 9, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (5) de connexion entre la sonde (1) et les moyens (10) de commande, les moyens de connexion (5) pouvant être déconnectés et re-connectés pour débrancher un premier type de sonde (1) des moyens de commande (10) et re-brancher aux moyens de commande (10) un deuxième type de sonde (1).

11. Procédé d'utilisation d'un dispositif selon l'item 9 ou 10, caractérisé en ce qu'une sonde (1) selon l'une quelconque des items - 1 à 8 est montée à l'intérieur d'une bouche en recouvrant une gencive (7) sur une zone édentée ou recouvrant une ou plusieurs dents et leur gencive (7).

12. Procédé selon l'item 11, caractérisé en ce que des transducteurs (4) de la sonde émettent des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz.

13. Procédé d'utilisation d'un dispositif selon l'item 9 ou 10, caractérisé en ce qu'une sonde (1) selon l'une quelconque des items 1 à 8 est placée à l'extérieur d'une bouche en entourant tout ou partie d'un arc mandibulaire ou maxillaire, ou deux parties d'une mâchoire en même temps.

14. Procédé selon l'item 11, caractérisé en ce que

des transducteurs (4) de la sonde émettent des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz.

15. Procédé d'utilisation d'un dispositif selon l'item 10, caractérisé en ce que l'on met en oeuvre à la fois un procédé selon l'item 11 ou 12 et selon l'item 13 ou 14 respectivement à l'intérieur et à l'extérieur d'une même bouche avec deux types différents de sondes.

16. Procédé de calibration d'une sonde selon l'une quelconque des items 1 à 8, dans lequel on fait fonctionner des transducteurs (4) de la sonde en émission et en réception alors que la matrice ultrasonore souple (3,4) entoure un gabarit (19) plongé dans un liquide de couplage.

### Revendications

1. Sonde ultrasonore (1) d'imagerie dentaire, comprenant :

- des moyens pour émettre des ondes ultrasonores, agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz, ces moyens d'émission d'ondes ultrasonores comprenant une matrice ultrasonore souple (3, 4) comprenant :

- o un support souple (3),
- o plusieurs transducteurs (4)

agencés pour fonctionner en émission et en réception dans un mode de réflexion et agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz et montés sur le support souple et disposés sous forme de matrice,

- une armature rigide (2) solidaire et en contact avec la matrice ultrasonore souple (3, 4), de sorte que chaque transducteur (4) donne soit agencé pour émettre une onde ultrasonore dans une direction opposée à l'armature rigide(2).

2. Sonde ultrasonore selon la revendication 1, dans laquelle la matrice souple comprend en outre plusieurs transducteurs (4)

agencés pour fonctionner en émission et en réception dans un mode transmissif et

agencés pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 Mhz et montés sur le support souple et disposés sous forme de matrice.

3. Sonde ultrasonore selon l'une des revendications précédentes, dans laquelle le support souple (3) est monté de manière amovible dans l'armature rigide

(2) pour une interchangeabilité de l'armature rigide (2).

4. Sonde ultrasonore selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans laquelle l'armature rigide (2) a une forme courbe présentant un côté concave (55) entourant un axe central (56) et un côté convexe (57), la forme courbe étant définie par deux bord latéraux (58; 59) disposés face à face et reliés par un fond (60), le support souple (3) étant solidaire de l'armature rigide (2) du côté concave (55) de l'armature rigide.

5. Sonde ultrasonore selon la revendication précédente, **caractérisée en ce que** les deux bords latéraux (58,59) sont distants, du coté concave (55), d'une distance (61) comprise soit entre 8 mm et 30 mm soit entre 4cm et 20 cm.

6. Sonde ultrasonore selon la revendication 4 ou 5, **caractérisée en ce que** le fond présente au moins une découpe (62) qui rend sa largeur, mesurée selon une direction parallèle à l'axe central (56), inférieur, inférieure à la largeur des bords latéraux (58,59).

7. Sonde ultrasonore selon l'une quelconque des revendications précédentes, comprenant en outre plusieurs guides optiques montés sur le support souple (3) et destinés à émettre une impulsion optique dans la gencive parallèlement aux faisceaux acoustiques générés par les transducteurs (4), les guides optiques étant entrelacés avec les transducteurs (4) pour réaliser une matrice photo-acoustique.

8. Sonde ultrasonore selon l'une quelconque des revendications précédentes, **caractérisée en ce que** les transducteurs (4) sont des éléments électro-acoustiques ou opto-acoustiques disposés en une matrice de transducteurs élémentaires, linéaire à une dimension ou à deux dimensions formant une surface, ou à trois dimensions formant une surface ou un volume.

9. Sonde ultrasonore selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans laquelle la matrice souple de transducteurs (3,4) comprend en outre une pluralité de repère (22) détectables pour déterminer une position 3D de chaque transducteur (4) sur le support souple (3).

10. Sonde ultrasonore selon la revendication 9, dans laquelle la pluralité de repères détectables comprend des trous, des encoches ou de la sérigraphie.

11. Dispositif (51) d'imagerie dentaire, comprenant :

- une sonde (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes,

- des moyens (10) de commande de la sonde et  
 - des moyens (34) de traitement de signaux provenant de la sonde (1), dans laquelle les moyens (10) de commande de la sonde sont agencés pour opérer dans un mode de réflexion utilisant les plusieurs transducteurs (4) pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz, pour générer une image de surface 2D d'au moins une dent.

5

10

**12.** Dispositif d'imagerie dentaire selon la revendication 11, dans laquelle les moyens (10) de commande de la sonde sont agencés pour opérer en outre dans un mode transmissif utilisant les transducteurs (4) pour émettre des ondes ultrasonores de fréquence inférieure à 4 MHz, pour générer une reconstruction 3D de structures internes d'une ou plusieurs dents.

15

**13.** Procédé d'utilisation d'un dispositif selon la revendication 11 ou 12, dans laquelle une sonde (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 10 est montée à l'intérieur d'une bouche en recouvrant une gencive (7) sur une zone édentée ou recouvrant une ou plusieurs dents et leur gencive (7), ou placée à l'extérieur d'une bouche en entourant tout ou partie d'un arc mandibulaire ou maxillaire, ou deux parties d'une mâchoire en même temps, le procédé comprenant l'étape suivante :

20

25

- émettre des ondes ultrasonores de fréquence d'au moins 10 MHz dans un mode de réflexion pour générer une image de surface 2D d'au moins une dent.

30

35

40

45

50

55

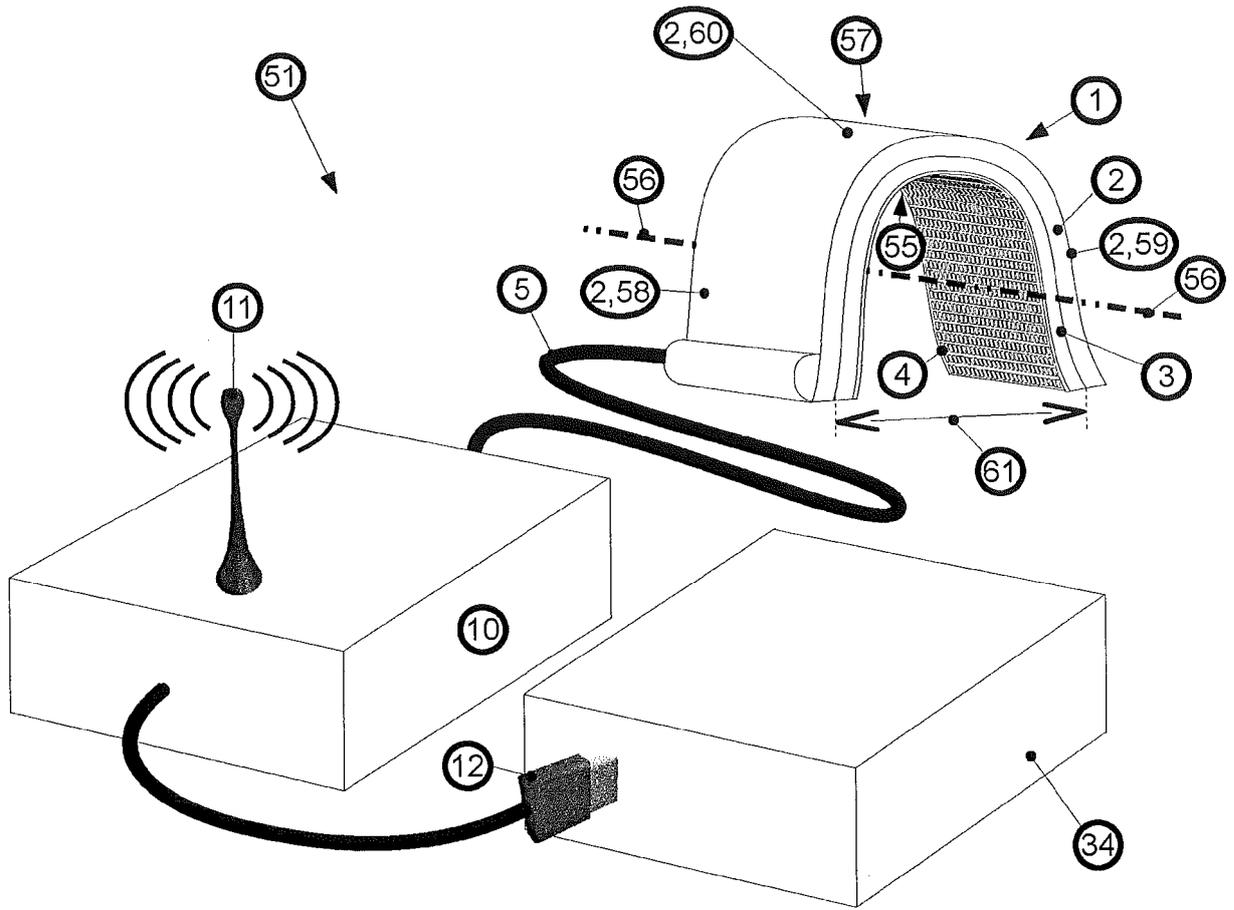


Figure 1

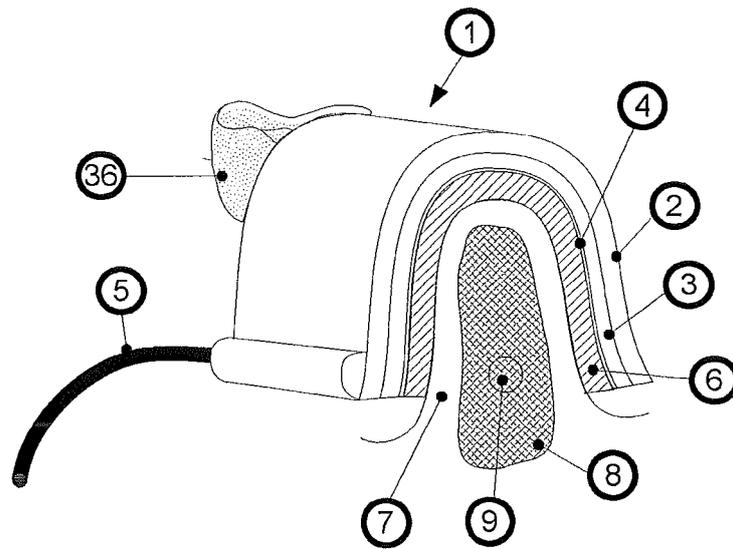


Figure 2

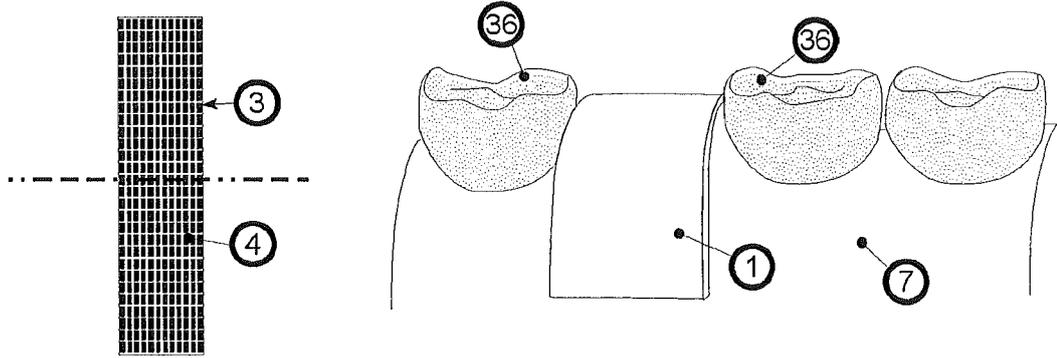


Figure 3

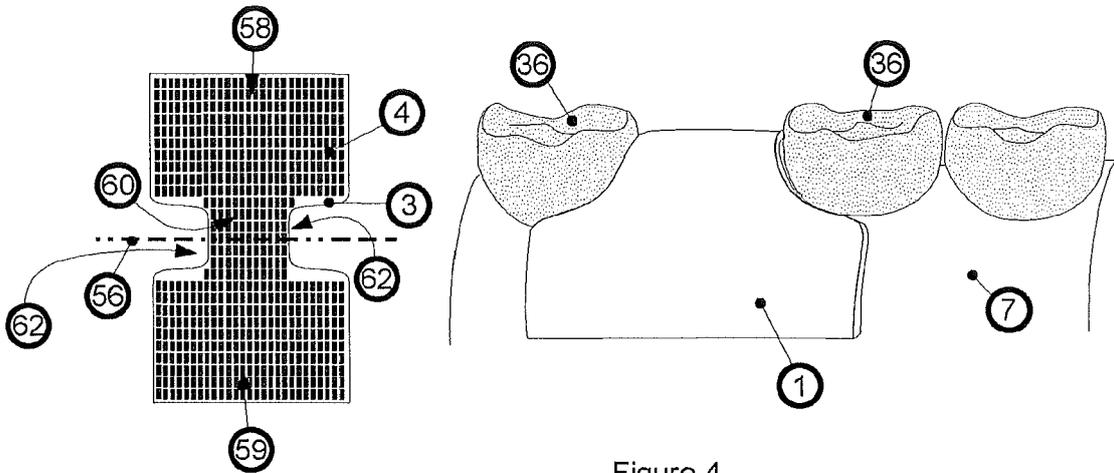


Figure 4

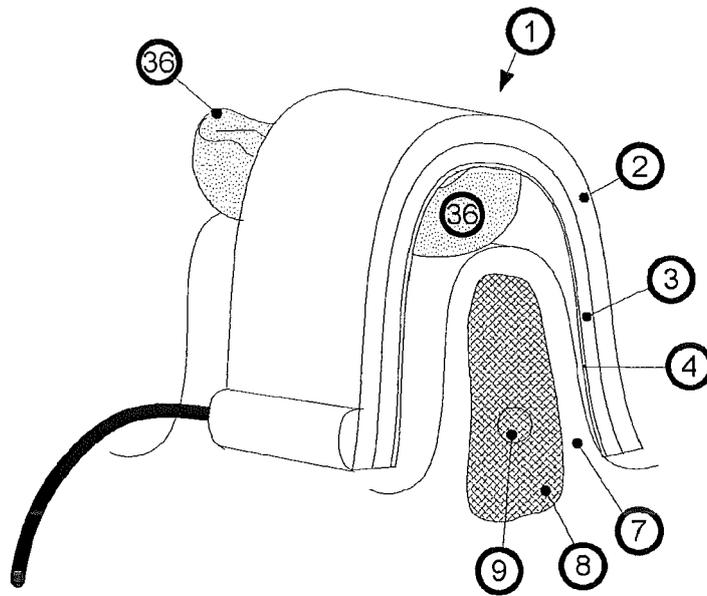


Figure 5

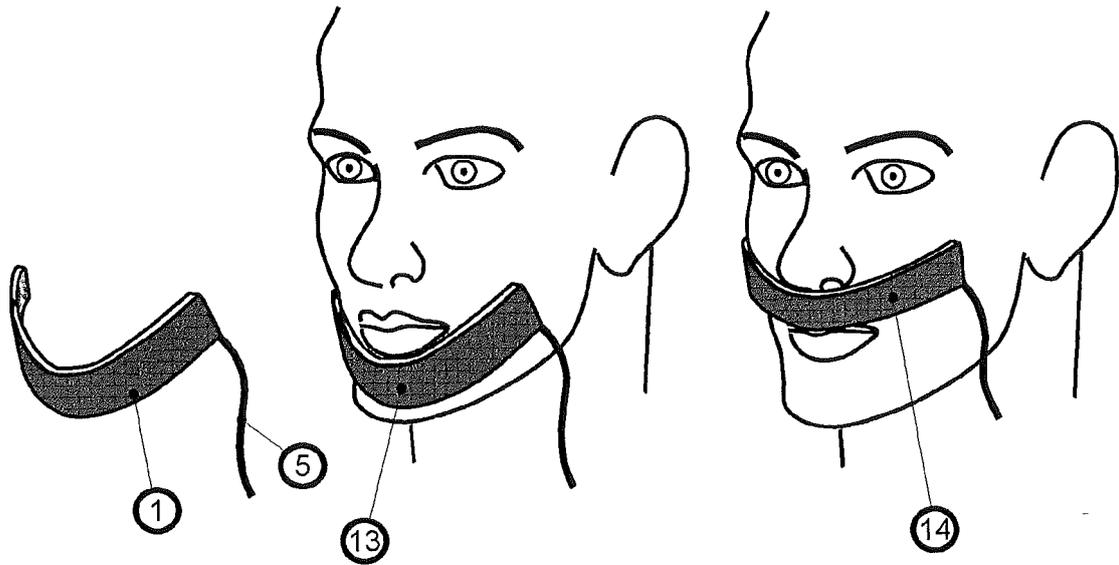


Figure 6

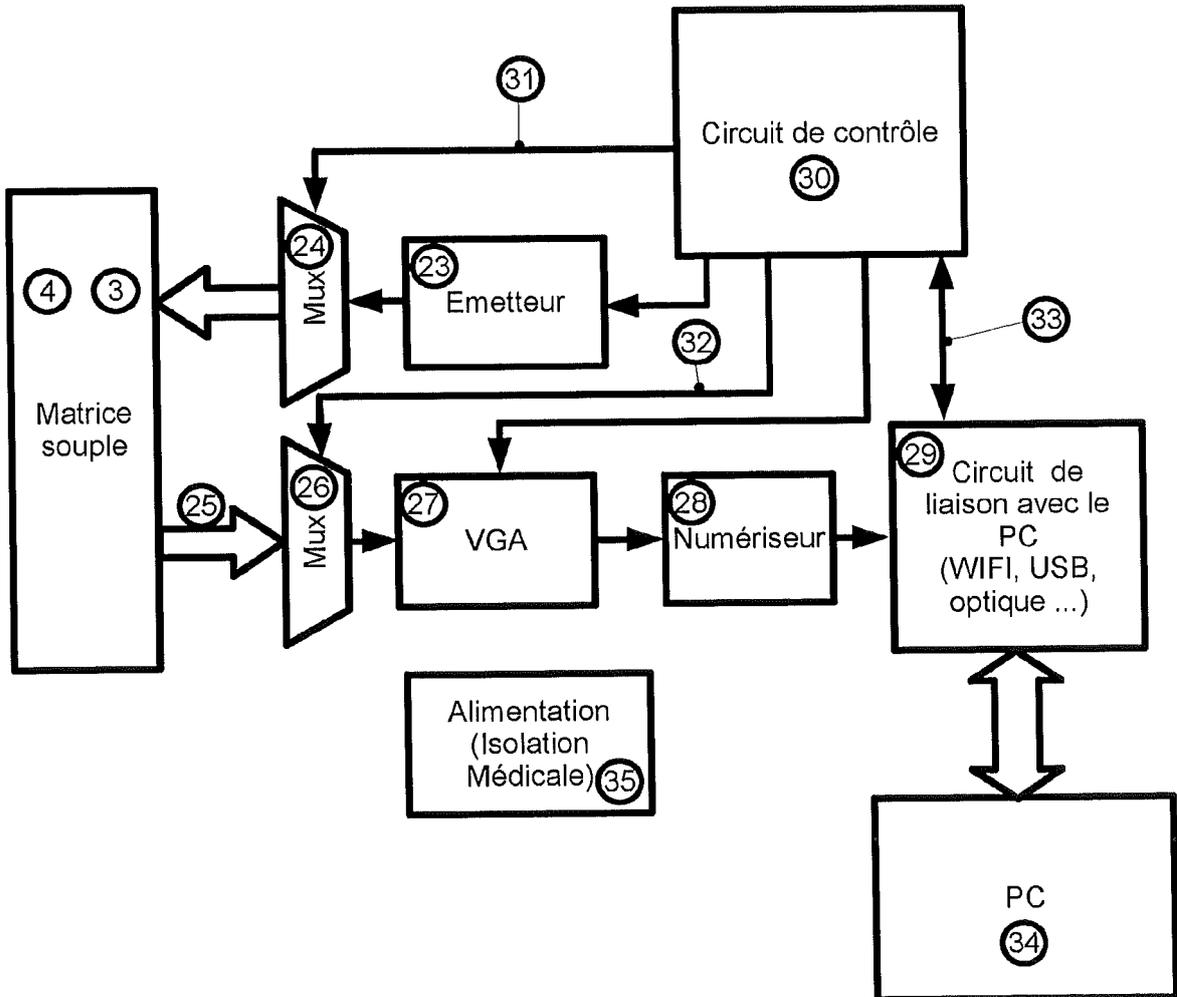


Figure 7

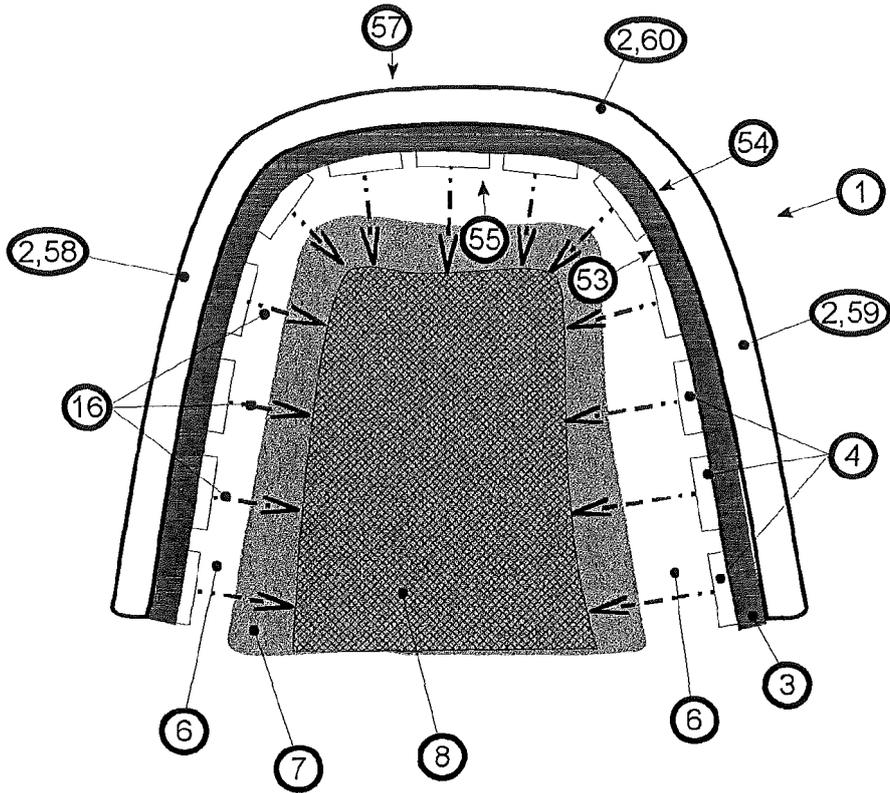


Figure 8

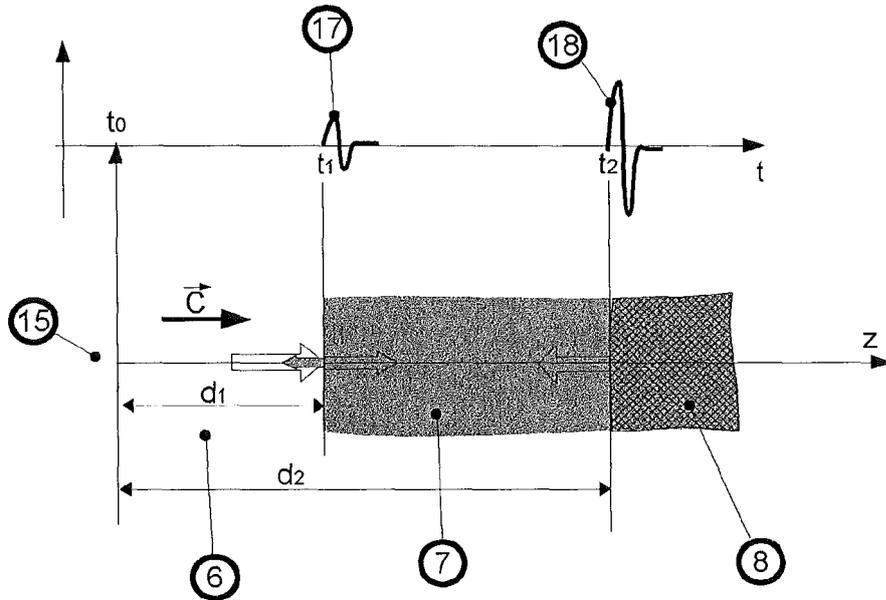


Figure 9

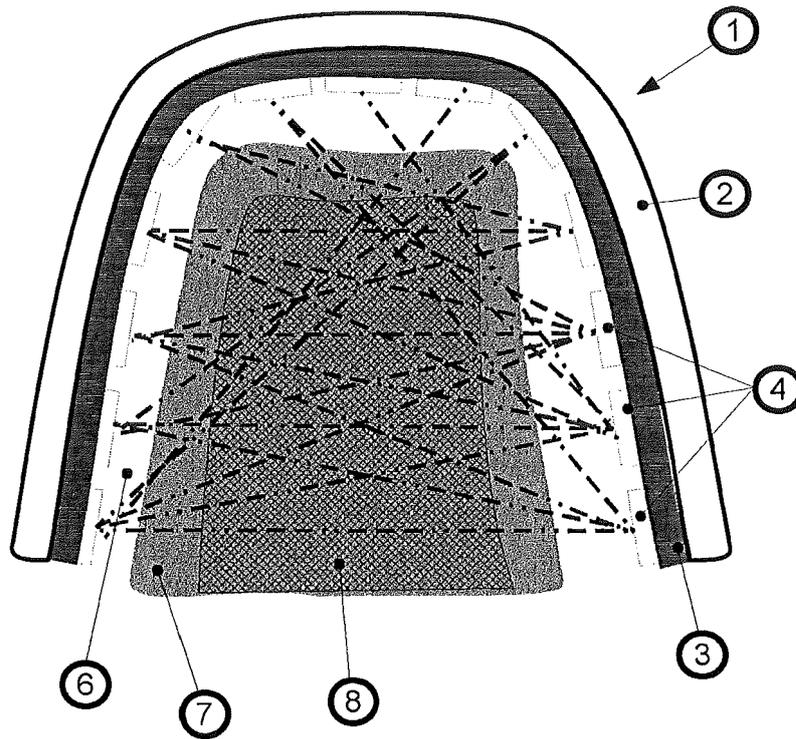


Figure 10

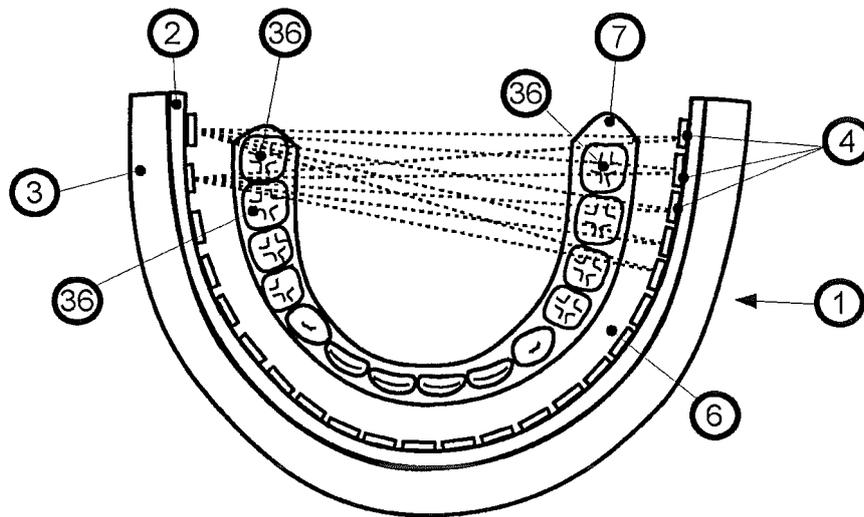


Figure 11

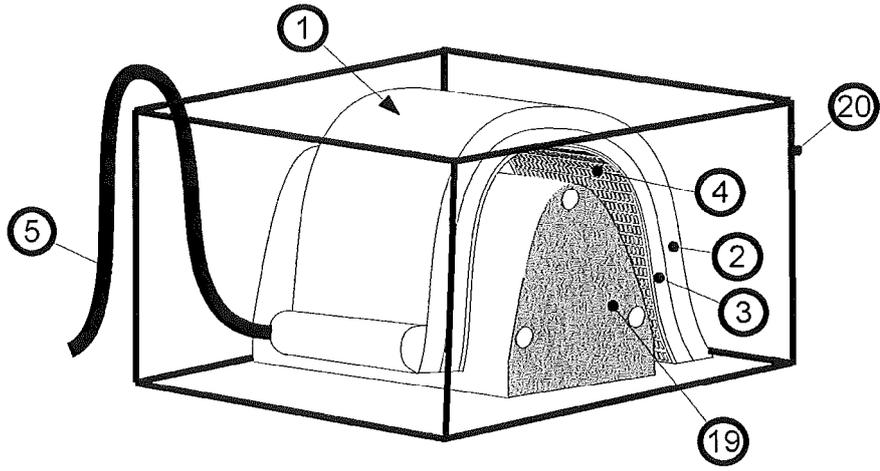


Figure 12

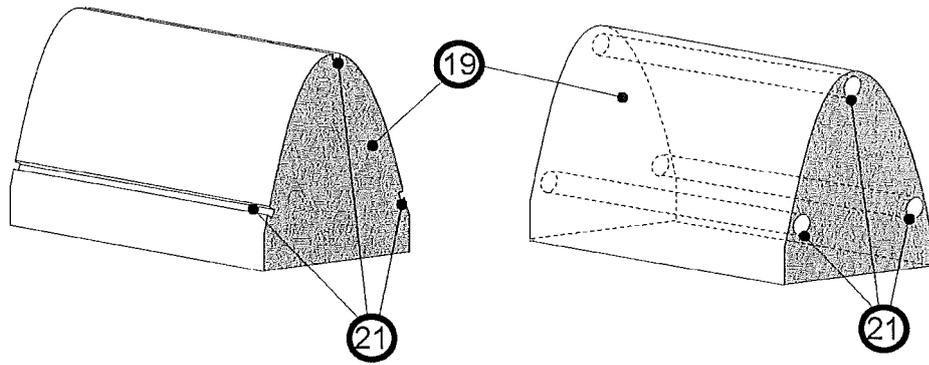


Figure 13

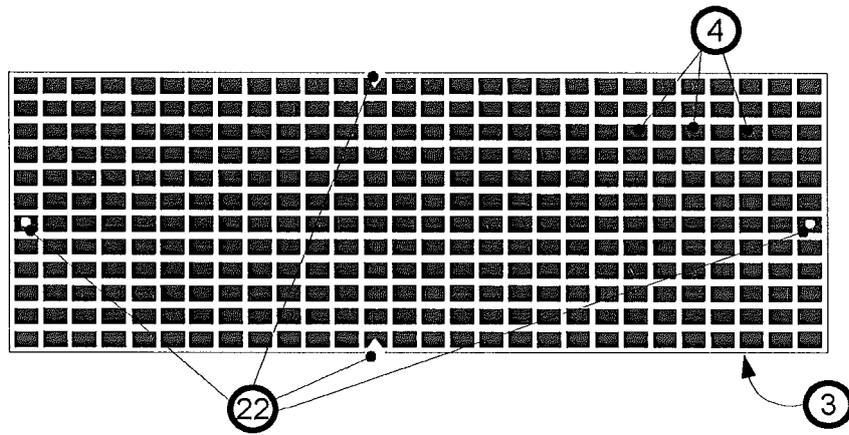


Figure 14



RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande  
EP 18 19 8363

5

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC)
Y	US 2012/244489 A1 (CARNAHAN ROBERT D [US]) 27 septembre 2012 (2012-09-27) * abrégé * * alinéas [0076], [0077], [0081], [0082], [0086] - [0088] * * figures 2a,2b,3a,3b,4a,4b,5 *	1,3-11, 13	INV. A61B5/00 A61B8/08 A61B8/00 A61C19/04 B06B1/06
Y	M.C.D.N.J.M HUYSMANS ET AL: "Ultrasonic measurement of enamel thickness: a tool for monitoring dental erosion?", JOURNAL OF DENTISTRY, vol. 28, no. 3, 1 mars 2000 (2000-03-01), pages 187-191, XP055069078, ISSN: 0300-5712, DOI: 10.1016/S0300-5712(99)00063-9 * abrégé *	1,3-11, 13	
Y	ASHRAF F. EL-SHERIF ET AL: "Laser-induced photothermal technique used for detection of caries in human tooth", PROCEEDINGS OF SPIE, vol. 6843, 7 février 2008 (2008-02-07), page 68430B, XP055517183, 1000 20th St. Bellingham WA 98225-6705 USA ISSN: 0277-786X, DOI: 10.1117/12.759157 ISBN: 978-1-5106-2011-7 * abrégé * * section "3.2. Acoustic-Wave Measurements:" * * figure 1 *	7	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC) A61C B06B A61B
A	WO 2008/137030 A1 (UNIV CALIFORNIA [US]; CULJAT MARTIN O [US]; SINGH RAHUL [US]; GRUNDFES) 13 novembre 2008 (2008-11-13) * abrégé * * figure 8 *	1-13	
----- -/--			
1 Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche Munich		Date d'achèvement de la recherche 19 octobre 2018	Examineur Willig, Hendrik
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	

EPO FORM 1503 03.02 (P04C02)

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55



RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande  
EP 18 19 8363

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC)
A	WO 95/04506 A1 (PATEL BIPIN CHANDRA MULJIBHAI [GB]) 16 février 1995 (1995-02-16) * abrégé * * figures 6-11 *	1-13	
A	US 6 638 219 B1 (ASCH HERBERT A [US] ET AL) 28 octobre 2003 (2003-10-28) * abrégé *	1-13	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC)
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche <b>Munich</b>		Date d'achèvement de la recherche <b>19 octobre 2018</b>	Examineur <b>Willig, Hendrik</b>
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	

EPO FORM 1503 03.02 (P04C02)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO.**

EP 18 19 8363

5 La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche européenne visé ci-dessus.  
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du  
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

19-10-2018

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2012244489 A1	27-09-2012	US 2012244489 A1 WO 2012134826 A1	27-09-2012 04-10-2012
WO 2008137030 A1	13-11-2008	AUCUN	
WO 9504506 A1	16-02-1995	EP 0713375 A1 JP H09503932 A WO 9504506 A1	29-05-1996 22-04-1997 16-02-1995
US 6638219 B1	28-10-2003	AUCUN	

EPO FORM P0480

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

## RÉFÉRENCES CITÉES DANS LA DESCRIPTION

Cette liste de références citées par le demandeur vise uniquement à aider le lecteur et ne fait pas partie du document de brevet européen. Même si le plus grand soin a été accordé à sa conception, des erreurs ou des omissions ne peuvent être exclues et l'OEB décline toute responsabilité à cet égard.

### Documents brevets cités dans la description

- US 7285093 B [0028]

### Littérature non-brevet citée dans la description

- Ultrasonic détermination of thickness of masticatory mucosa. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Août 1999, vol. 88 (2) [0027]
- **DOMINIQUE CERTON et al.** PROCEDE ET DISPOSITIF DE GENERATION D'ULTRASONS METTANT EN OEUVRE DES CMUTS. *ET PROCEDE ET SYSTEME D'IMAGERIE MEDICALE* [0079]
- **JEFFREY A. KETTERLING et al.** Design and Fabrication of a 40-MHz Annular Array Transducer. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, Avril 2005, vol. 52 (4) [0082]
- **JEFFREY A. KETTERLING et al.** Operational Vérification of a 40-MHz Annular Array Transducer. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, Mars 2006, vol. 53 (3) [0082]
- development of Integrated and Flexible Ultrasonic Transducers for Aerospace Applications. Thèse de Kuo-Ting Wu intitulée. McGill University, Novembre 2010 [0082]
- Flexible Transducer Arrays with through-wafer electrical interconnects based on trench refilling with PDMS. **XUEFENG ZHUANG ; DER-SONG LIN ; OMER ORALKLAN ; BUTRUS T. KHURI-YAKUB ; E. L. GINZTON.** IEEE, 20th international conférences on MEMS. Stanford University, 2007 [0082]
- **C. R. BOWEN et al.** Flexible piezoelectric transducer for ultrasonic inspection of non-planar components. *Ultrasonics*, 2008, vol. 48, 367-375 [0082]
- **RAHUL S. SINGH et al.** Simulation, Fabrication, and Characterization of a Novel Flexible, Conformal Ultrasound Transducer Array. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2007 [0082]
- **MARIELLE DEFONTAINE et al.** A prototype of 500 kHz ultrasonic matricial device : beam scanner. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 1999 [0117]
- **OYAD AI HAFFAR et al.** Expérimental évaluation of bone quality measuring speed of sound in cadaver mandibles. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, Décembre 2006, vol. 102 (6) [0117]
- **P. LAUGIER.** In vivo ultrasound assessment of skeletal status : principles and techniques. *Journées Os-Ultrasons*, 24 Janvier 2002 [0117]
- **PEI-JARN CHEN et al.** The measurements of ultrasound parameters on calcaneus by two-sided interrogation techniques. *Measurement Science and technology*, 2005, vol. 16 [0117]