



(51) Classification internationale des brevets :
G06K 9/00 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2015/053643

(22) Date de dépôt international :
18 décembre 2015 (18.12.2015)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
1463100 22 décembre 2014 (22.12.2014) FR

(71) Déposants : COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE ET AUX ENERGIES ALTERNATIVES [FR/FR]; Bâtiment "Le Ponant D", 25 rue Leblanc, 75015 Paris (FR). SAFRAN [FR/FR]; 2 boulevard du Général Martial Valin, 75015 Paris (FR).

(72) Inventeurs : BOUTET, Jérôme; 48 Allée de la Chenevarie, 38640 Claix (FR). FOURRE, Joël-Yann; 30 rue de Montval, 78160 Marly Le Roi (FR).

(74) Mandataire : SANTARELLI; 49 avenue des Champs-Élysées, 75008 Paris (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM,

AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Déclarations en vertu de la règle 4.17 :

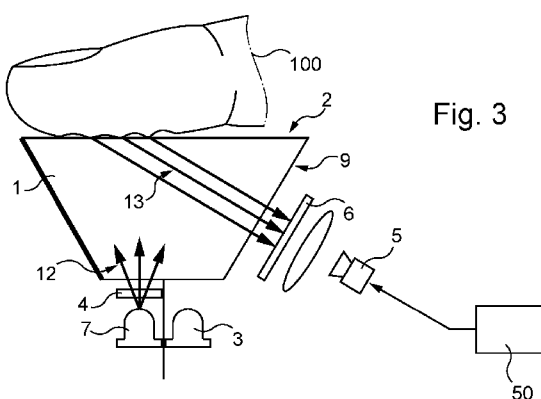
— relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv))

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

(54) Title : METHOD AND SYSTEM FOR ACQUIRING AND ANALYSING FINGERPRINTS WITH FRAUD DETECTION

(54) Titre : PROCÉDÉ ET SYSTÈME D'ACQUISITION ET D'ANALYSE D'EMPREINTES AVEC DÉTECTION DE FRAUDE



(57) Abstract : The invention relates to a method and system for acquiring and analysing fingerprints with fraud detection, wherein: an image of a fingerprint of an object (100) is formed; the object is irradiated by means of an energising beam (12); a fluorescence (13) emitted by the object in response to the energising beam is analysed; a validity criterion, established from the analysis of fluorescence and making it possible to discriminate biological tissue from other objects, is verified. According to the invention, a region of interest, capable of characterising the biological tissues, is selected on the fingerprint image, said region of interest defines a useful observation area on the object by correspondence, and the validity criterion is established from measurements of fluorescence intensity relative to the observation area only.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]



L'invention concerne un procédé et un système d'acquisition et d'analyse d'empreintes avec détection de fraude, dans lesquels : une image d'empreinte d'un objet (100) est formée; l'objet est irradié à l'aide d'un faisceau d'excitation (12); une fluorescence (13) émise par l'objet en réponse au faisceau d'excitation est analysée; un critère de validité, établi à partir de l'analyse de fluorescence et permettant de discriminer des tissus biologiques par rapport à d'autres objets, est vérifié. Selon l'invention, une région d'intérêt, apte à caractériser les tissus biologiques, est sélectionnée sur l'image d'empreinte, laquelle région d'intérêt définit par correspondance, sur l'objet, une zone d'observation utile, et le critère de validité est établi à partir de mesures d'intensité de fluorescence relatives à la zone d'observation utile uniquement.

PROCEDE ET SYSTEME D'ACQUISITION ET D'ANALYSE D'EMPREINTES AVEC DETECTION DE FRAUDE

5 L'invention se rapporte au domaine technique de la biométrie et plus
précisément de l'acquisition et de l'analyse d'empreintes digitales ou palmaires.
Dans toute la description, par souci de simplicité, l'objet dont l'empreinte est à
analyser est souvent assimilé à un doigt, sans que cela ne soit limitatif : il
pourrait s'agir d'un ensemble de plusieurs doigts, de la paume d'une main,
10 d'une main entière ou de tout autre objet analogue.

Certains systèmes optiques d'acquisition d'empreintes utilisent le
principe de réflexion totale frustrée afin de produire des images à très fort
contraste. Le doigt (ou autre objet à analyser) est alors posé sur un prisme ou
une lame avec une face inclinée. Le système d'acquisition d'empreintes est de
15 plus doté d'un moyen d'éclairage et d'un système d'imagerie. Deux
agencements sont possibles : fond clair et fond sombre.

D'autres types de capteurs ont été développés : des capteurs avec
une imagerie « en face », comme celui divulgué par EP1789908 ; des capteurs
sans contact tels ceux décrits dans FR2927713 ou WO201490750, des
20 capteurs à contact plat (TFT).

Quelle que soit la technique utilisée, des moyens de fraude ont été
développés, parmi lesquels l'utilisation de moulages de doigt (ou de l'objet à
analyser). Ces moulages peuvent être réalisés dans divers matériaux,
généralement accessibles à tous dans des magasins de bricolage ou de loisirs
25 créatifs, comme le latex ou la silicone. Il est aussi connu, comme moyen de
fraude, d'utiliser une impression de l'empreinte sur une feuille de papier.

La finalité de l'acquisition d'une empreinte est de comparer
l'empreinte acquise à une ou plusieurs images mémorisées dans une base de
données et, en cas de correspondance, d'authentifier ou d'identifier le porteur.
30 Ceci sert en particulier à donner un droit tel qu'un droit d'accès, un droit de
signature, ou encore un droit d'utilisation d'un système... La détection de la
fraude permet, de manière automatique, de ne pas identifier ou authentifier une

personne qui présente un leurre au capteur.

Pour réaliser cette fonction, plusieurs techniques sont connues.

- WO2006/082550 propose d'utiliser l'acquisition d'un spectre de fluorescence, soit pour vérifier la présence dans l'objet analysé d'un ou
5 plusieurs fluorophores endogènes c'est-à-dire naturellement présents dans le corps humain (collagène, tryptophan...) s'il s'agit uniquement d'éliminer le risque d'être en présence d'un leurre synthétique, soit pour vérifier la concordance entre le spectre de fluorescence acquis et un spectre de fluorescence de référence s'il s'agit d'authentifier une personne dont l'identité est présumée.
- 10 La technique proposée par WO2006/082550 exige la mise en œuvre d'un spectromètre suffisamment résolu en énergie, qui vient grever le coût de fabrication du système d'acquisition d'empreintes. En outre, l'analyse spectrométrique augmente le temps de traitement de l'empreinte, ce qui peut générer une file d'attente indésirable.
- 15 L'utilisation de la fluorescence endogène pour détecter un doigt vivant dans le contexte de la mesure d'empreinte est également révélée par US20140037158, qui décrit un système mesurant la fluorescence de la sueur induite par un champ électromagnétique. Dans ce brevet, le capteur fait passer un courant électrique dans le doigt pour stimuler la production de sueur et
20 localiser la position des pores par fluorescence. Ce brevet présume que la position des pores, localisée par fluorescence induite par un champ électromagnétique, peut être considérée comme une donnée biométrique permettant d'authentifier un sujet à l'identité présumée.

L'invention divulguée par US20140037158 présente notamment les
25 inconvénients suivants :

- ✓ l'imagerie des pores et leur localisation nécessitent un capteur à haute résolution, ce qui grève le coût du système final ;
- ✓ le processus d'induction de la sueur nécessite plus d'une seconde pour fonctionner, ce qui nuit à l'ergonomie du dispositif. En effet, la plupart des
30 capteurs d'empreintes doivent fonctionner en moins d'une seconde pour éviter les files d'attentes aux endroits où ils sont installés.

L'invention vise à pallier les inconvénients précités en fournissant un

système d'acquisition et d'analyse d'empreintes incluant des moyens de détection de fraude par discrimination des tissus biologiques par rapport à d'autres objets, qui soient compatibles avec la plupart des capteurs d'empreintes connus (capteur à réflexion totale mais aussi capteur plat TFT par
5 exemple). L'intégration des moyens de détection de fraude selon l'invention dans un système d'acquisition et d'analyse d'empreintes connu ne doit pas nécessiter d'importantes modifications de ce dernier.

Un autre objectif de l'invention est de proposer un nouveau système d'acquisition et d'analyse d'empreintes avec détection de fraude, qui soit moins
10 onéreux, d'encombrement réduit, indolore pour l'utilisateur, et apte à analyser une empreinte et évaluer les risques de fraude en un temps de traitement de l'ordre de la seconde.

À cette fin, l'invention utilise l'analyse de la fluorescence endogène (sans marquage) des tissus biologiques comme indicateur du vivant, mais de
15 façon différente et simplifiée par rapport à WO2006/082550. Plus précisément, l'invention propose un procédé d'acquisition et d'analyse d'empreintes avec détection de fraude, comprenant les étapes suivantes :

- ✓ formation d'une image d'empreinte d'un objet placé en regard d'une surface de réception transparente (de préférence, l'objet est posé sur la surface
20 de réception transparente), laquelle l'image d'empreinte est représentative d'une micro-structuration d'une surface de l'objet (dite surface visible de l'objet) visible à travers la surface de réception transparente ;

- ✓ irradiation de l'objet à l'aide d'un faisceau d'excitation selon une bande spectrale d'excitation ;

- 25 ✓ analyse d'une fluorescence émise par l'objet en réponse au faisceau d'excitation, selon une bande spectrale de fluorescence ;

- ✓ vérification d'un critère de validité permettant de discriminer des tissus biologiques par rapport à d'autres objets, lequel critère de validité est établi à partir de l'analyse de fluorescence.

30 Le procédé selon l'invention est caractérisé en ce que :

- ✓ l'étape d'analyse de fluorescence comprend l'acquisition de mesures d'intensité de fluorescence sur toute la surface visible de l'objet et la

formation d'une image de fluorescence de l'objet,

- ✓ il comprend de plus une étape de sélection d'une région d'intérêt sur l'image d'empreinte, laquelle région d'intérêt est apte à caractériser les tissus biologiques ; cette région d'intérêt définit (c'est-à-dire correspond à) une zone sur la surface visible de l'objet, appelée par la suite zone d'observation utile de l'objet,

- ✓ le critère de validité est établi à partir uniquement des mesures d'intensité de fluorescence qui sont relatives à la zone d'observation utile de l'objet.

- 10 L'invention propose également un dispositif pour la mise en œuvre du procédé selon l'invention, et en particulier un système d'acquisition et d'analyse d'empreintes avec détection de fraude, comprenant :

- ✓ une surface de réception transparente ;
- ✓ un détecteur pour la formation d'une image d'empreinte d'un objet
15 placé en regard de la surface de réception transparente, laquelle image d'empreinte est représentative d'une micro-structuration d'une surface visible de l'objet ; il peut s'agir par exemple d'un photodétecteur ou d'un capteur capacitif ou encore d'un imageur de fluorescence ;

- ✓ une source lumineuse d'excitation apte à produire un faisceau
20 d'excitation en direction de l'objet, selon une bande spectrale d'excitation,

- ✓ un détecteur de fluorescence pour l'analyse d'une fluorescence émise par l'objet en réponse au faisceau d'excitation, selon une bande spectrale de fluorescence,

- ✓ un calculateur pour la vérification d'un critère de validité permettant
25 de discriminer des tissus biologiques par rapport à d'autres objets, lequel critère de validité est établi à partir de l'analyse de fluorescence.

Le système d'acquisition et d'analyse d'empreintes selon l'invention est caractérisé en ce que le détecteur de fluorescence est apte à acquérir des mesures d'intensité de fluorescence sur la totalité de la surface visible de l'objet
30 et à former une image de fluorescence de l'objet, et en ce que le calculateur est configuré de façon à :

- ✓ sélectionner une région d'intérêt sur l'image d'empreinte, laquelle

région d'intérêt est apte à caractériser les tissus biologiques, la région d'intérêt définissant par correspondance, sur l'objet, une zone dite zone d'observation utile,

- ✓ établir le critère de validité à partir uniquement des mesures d'intensité de fluorescence qui sont relatives à la zone d'observation utile de l'objet.

Contrairement à WO2006/082550, l'analyse de fluorescence pratiquée dans le procédé selon l'invention ne vise pas à déterminer la nature des fluorophores et donc du matériau constitutif de l'objet à analyser mais simplement son appartenance ou non à l'ensemble des tissus biologiques. Les inventeurs ont en effet établi que des mesures d'intensité de fluorescence sont suffisantes pour l'établissement d'un tel critère de validité dès lors que ces mesures d'intensité sont effectuées dans une zone d'observation utile de l'objet correctement sélectionnée à l'aide de l'image d'empreinte.

- Alors que dans WO2006/082550 l'analyse de fluorescence porte sur la totalité de la surface visible de l'objet, dans l'invention l'analyse de fluorescence ne concerne qu'une zone réduite (zone d'observation utile de l'objet) qui est réellement porteuse d'information. Cette zone d'observation utile de l'objet est définie à partir de la sélection sur l'image d'empreinte d'une région d'intérêt. Trois alternatives principales sont proposées ci-après pour la sélection d'une région d'intérêt.

Par ailleurs, seuls des niveaux (ou intensités) de fluorescence sont mesurés dans le procédé selon l'invention alors que le procédé de WO2006/082550 nécessite l'établissement de spectres de fluorescence.

- Il résulte de toutes ces différences que le temps de réponse d'un système selon l'invention est plus faible que celui de WO2006/082550. Il en résulte aussi que l'on peut utiliser un détecteur de fluorescence plus simple et moins onéreux dans un système selon l'invention. On peut également aisément transformer n'importe quel système d'acquisition et d'analyse d'empreinte connus en un système selon l'invention, le détecteur utilisé pour la formation de l'image d'empreinte pouvant être de type quelconque, étant précisé qu'il n'est pas judicieux d'utiliser les systèmes d'acquisition et d'analyse d'empreintes

connus ayant un détecteur doté de moyens d'analyse spectrale, dont les temps de réponse peuvent être jugés trop longs.

Dans une première version de l'invention :

- ✓ la région d'intérêt (sur l'image d'empreinte) est sélectionnée de façon à ce que la zone d'observation utile correspondante de l'objet soit une zone de crête en contact avec la surface de réception transparente. Dans cette première version, l'objet est donc posé sur la surface de réception transparente. Dans le système de capture et d'analyse d'empreintes correspondant, le calculateur est configuré de façon à sélectionner une telle région d'intérêt ;
- 10 ✓ et la vérification du critère de validité comprend le calcul d'une moyenne ou d'une somme des intensités de fluorescence mesurées pour la zone d'observation utile de l'objet et la comparaison de cette moyenne ou somme à une fenêtre prédéterminée d'intensités de fluorescence correspondant à des tissus biologiques. Dans le système d'acquisition et
- 15 d'analyse d'empreintes correspondant, le calculateur est configuré pour calculer une moyenne ou somme des intensités de fluorescence mesurées dans la zone d'observation utile de l'objet et comparer cette moyenne ou somme à une fenêtre prédéterminée d'intensités de fluorescence correspondant à des tissus biologiques.
- 20 On remarquera que seules les mesures d'intensité de fluorescence obtenues pour la zone d'observation utile de l'objet sont nécessaires à la détermination du critère de validité selon l'invention. Toutefois en pratique, il est plus simple et sans doute plus rapide de former une image de fluorescence de l'ensemble de la surface visible de l'objet et de n'en exploiter ensuite qu'une
- 25 partie (appelée ici région d'intérêt sur l'image de fluorescence) correspondant à la zone d'observation utile de l'objet. La sélection de la région d'intérêt sur l'image d'empreinte peut alors être antérieure ou postérieure à l'acquisition des mesures d'intensité de fluorescence.

En concentrant l'analyse de l'image de fluorescence sur des parties

30 du doigt réellement en contact avec la surface transparente, on obtient un signal de fluorescence plus robuste et donc une réponse plus fiable. En outre, le signal de fluorescence peut être normalisé par rapport à la zone

d'observation utile de l'objet. On peut alors obtenir une intensité de fluorescence surfacique pour les zones de contact objet / surface de réception transparente. L'intensité de fluorescence surfacique des zones sans contact n'est pas utilisée par l'invention, dans cette première version.

5 La possibilité, mise au jour par les inventeurs, de caractériser les tissus biologiques par des mesures d'intensité de fluorescence sur une zone d'observation utile de l'objet correspondant à une zone de crête en contact avec la surface de réception transparente est illustrée à la figure 1 annexée. Les études des inventeurs ont par ailleurs permis d'évaluer que le signal de
10 fluorescence pouvait varier d'un individu à un autre selon un écart type de 30 % maximum. Cet écart type correspond à la plage d'intensités de fluorescence 200 délimitée par les traits pointillés sur la figure 1 (soit approximativement la plage [800 ; 2000]). Si l'on définit, à titre de fenêtre de validité, la fenêtre référencée 300 et correspondant aux intensités [500 ; 3000], sont considérés
15 comme valides les tissus biologiques de l'ensemble de la population testée ici et la fenêtre ainsi sélectionnée permet de rejeter les fraudes par utilisation de leurres en papier blanc et en pâte à modeler, dont l'intensité de fluorescence est supérieure à 3000, ainsi que les fraudes par utilisation de leurres en bougie, colle à bois, papier aluminium, pomme de terre, PDMS, silicone et gélatine,
20 dont l'intensité de fluorescence est inférieure à 500.

De préférence, la fenêtre de validité est ajustée en fonction de la population des utilisateurs du système d'acquisition et d'analyse d'empreintes. Les bornes inférieure et supérieure de la fenêtre de validité peuvent en effet être apprises par la collecte de mesures sur un échantillon varié et représentatif
25 de la population des utilisateurs du système.

La fenêtre de validité peut aussi être ajustée en fonction du degré de sécurité souhaité, selon que l'on souhaite renforcer la sécurité, quitte à rejeter quelques doigts authentiques, ou favoriser l'ergonomie du système et accepter tous les doigts authentiques, quitte à laisser passer quelques fraudes.

30 Dans une deuxième version de l'invention :

✓ le faisceau d'excitation a une bande spectrale centrée sur une longueur d'onde située dans l'ultraviolet et forme un motif (par exemple un point

ou un disque, un trait, un carré, ou plusieurs de ces formes...), appelé ici motif d'excitation, sur la surface visible de l'objet ; de façon abusive, le terme « *ultraviolet* » désigne, dans toute la demande, l'ensemble des longueurs d'onde comprises entre 100nm et 450nm (il comprend donc aussi la plage
5 [380 ; 450] généralement classée dans le domaine du visible -violet-) ; de préférence, la longueur d'onde centrale de la bande spectrale d'excitation est par ailleurs supérieure à 280nm, c'est-à-dire située en dehors du domaine des UV-C (elle est donc entre 280nm et 450nm) ;

- ✓ la région d'intérêt est sélectionnée de façon à ce que la zone
10 d'observation utile (de l'objet) correspondante n'ait pas d'intersection avec ce motif d'excitation et soit située à une distance prédéterminée du motif d'excitation à la fois la plus faible possible et suffisante pour que les mesures de fluorescence de cette zone ne soient pas perturbées par une rétrodiffusion du faisceau d'excitation. Dans le système correspondant, la source lumineuse
15 d'excitation a une bande spectrale centrée sur une longueur d'onde inférieure à 450nm (c'est-à-dire dans l'ultra-violet au sens de la présente demande) et est configurée de sorte que le faisceau d'excitation forme un motif d'excitation sur la surface visible de l'objet, et le calculateur est configuré pour sélectionner, à titre de région d'intérêt, une région correspondant (sur l'objet) à une zone
20 d'observation utile n'ayant pas d'intersection avec ce motif d'excitation et située à une distance prédéterminée du motif d'excitation à la fois la plus faible possible et suffisante pour que les mesures de fluorescence de cette zone soient considérées comme n'étant pas (ou peu) perturbées par une rétrodiffusion du faisceau d'excitation ; en pratique, cette distance
25 prédéterminée correspond avantageusement à la distance à partir de laquelle le ratio entre l'intensité d'une rétrodiffusion du faisceau d'excitation et l'intensité d'un faisceau de fluorescence devient inférieur à 1, c'est-à-dire la distance à partir de laquelle l'intensité du faisceau d'excitation rétrodiffusé devient minoritaire par rapport à l'intensité d'un faisceau de fluorescence ;
- 30 ✓ et la vérification du critère de validité comprend la comparaison d'une moyenne des mesures d'intensité de fluorescence obtenues pour la zone d'observation utile avec une fenêtre de validité prédéterminée correspondant à

des tissus biologiques.

Dans une variante possible de cette deuxième version de l'invention :

- ✓ là encore, le faisceau d'excitation a une bande spectrale dans l'ultra-violet (soit centrée sur une longueur d'onde inférieure à 450nm) et forme
- 5 un motif d'excitation sur la surface visible de l'objet ;
- ✓ la région d'intérêt est sélectionnée de façon à correspondre à au moins deux zones d'observation utiles sur l'objet n'ayant pas d'intersection avec ce motif d'excitation, à savoir une première zone d'observation utile située à une première distance prédéterminée du motif d'excitation, laquelle première
- 10 distance correspond avantageusement à la distance à laquelle le ratio entre l'intensité d'une rétrodiffusion du faisceau d'excitation et l'intensité d'un faisceau de fluorescence est égal à 1, et une deuxième zone d'observation utile située à une deuxième distance prédéterminée du motif d'excitation, la deuxième distance étant supérieure à la première distance (à cette deuxième distance,
- 15 l'intensité du faisceau de fluorescence est donc strictement, et de préférence très, supérieure à l'intensité du faisceau d'excitation rétrodiffusé ; à noter que la première zone d'observation utile et la deuxième zone d'observation utile ne sont pas nécessairement situées d'un même côté, ou dans un même alignement, du motif d'excitation ;
- 20 ✓ la vérification du critère de validité comprend l'établissement d'un profil de décroissance de fluorescence en fonction de la distance par rapport au motif d'excitation, en utilisant les intensités de fluorescence mesurées pour les première et deuxième zones d'observation utiles (qui sont situées à des distances différentes du motif d'excitation), et la comparaison d'une pente de ce
- 25 profil de décroissance avec une fenêtre de validité prédéterminée de pentes de profil de décroissance de fluorescence correspondant à des tissus biologiques. Le signal de fluorescence analysé combine alors une information d'intensité de fluorescence et une information d'absorption/diffusion. En analysant le profil de décroissance, on peut plus ou moins séparer ces deux informations, et donc
- 30 permettre une plus grande pertinence de la discrimination.

Cette variante peut être combinée avec la variante précédemment décrite de la deuxième version de l'invention, comme suit : sélection d'au moins

deux zones d'observation utiles à des distances différentes ; comparaison de l'intensité de fluorescence mesurée pour la première zone d'observation utile avec une première fenêtre de validité prédéterminée (fenêtre d'intensités) ; comparaison d'une pente du profil de décroissance de fluorescence obtenu à
5 partir des deux zones d'observation utiles avec une deuxième fenêtre de validité prédéterminée (fenêtre de pentes). La combinaison permet d'affiner plus encore la discrimination.

Dans cette deuxième version, on analyse, au-delà de l'intensité du signal de fluorescence, l'atténuation de ce signal dans le doigt au fur et à
10 mesure que l'on s'éloigne du motif d'excitation. Les inventeurs ont montré que cette atténuation pouvait constituer une signature du matériau constitutif du doigt analysé.

Les remarques effectuées au sujet de la fenêtre de validité définie dans la première version de l'invention (possibilité d'ajuster la fenêtre en
15 fonction du degré de sécurité souhaité ou en fonction de la population d'utilisateurs visée) s'appliquent pareillement aux diverses fenêtres de validité définies ci-dessus dans la deuxième version de l'invention.

Dans une troisième version de l'invention applicable à un système d'acquisition et d'analyse d'empreinte dont le détecteur pour la formation de
20 l'image d'empreinte est un capteur TFT (pour lequel un rayonnement provenant des zones de vallées est capté par le détecteur, comme expliqué plus loin), la région d'intérêt (sur l'image d'empreinte) est sélectionnée de façon à ce que la zone d'observation utile correspondante de l'objet soit une zone de vallées (une telle zone de vallées n'est pas en contact avec la surface de réception
25 transparente). A l'instar de la première version de l'invention, une fenêtre de validité est préalablement définie, en mesurant la fluorescence émise par une zone équivalente de divers leurres et vrais doigts, et la vérification du critère de validité consiste à comparer la fluorescence mesurée pour la zone d'observation utile de l'objet à analyser avec cette fenêtre de validité, laquelle
30 fenêtre peut être ajustée comme préalablement expliqué.

L'utilisation d'une zone de vallées en tant que zone d'observation utile dans le cas d'un capteur TFT présente l'avantage que les mesures de

fluorescence dépendent moins du couplage optique entre la peau et la surface de réception transparente et ne sont donc pas dégradées pour les doigts secs. En effet, pour les doigts trop secs, il est à noter qu'il y a peu de points de contact entre le doigt et la surface de réception transparente, donc une zone
5 d'observation utile limitée à une zone de contact est peu représentative car pas assez étendue.

Tant dans la première que dans la deuxième version de l'invention, l'image empreinte peut être formée à partir de mesures d'un rayonnement réfléchi et/ou rétrodiffusé par l'objet. Dans la troisième version, il s'agit
10 essentiellement d'un rayonnement rétrodiffusé puisque l'utilisation d'un capteur TFT est requise. Dans ce cas, la formation de l'image d'empreinte comprend l'irradiation de l'objet à travers la surface de réception transparente à l'aide d'un faisceau d'éclairage, selon une bande spectrale d'éclairage, et la mesure d'un faisceau réfléchi ou d'un faisceau transmis par l'objet. Le système
15 correspondant comprend une source d'éclairage émettant un faisceau d'éclairage irradiant l'objet à travers la surface de réception transparente, selon une bande spectrale d'éclairage, et le détecteur pour la formation de l'image d'empreinte est choisi parmi : un capteur à réflexion totale, à fond sombre ou à fond clair, configuré pour mesurer un faisceau réfléchi par l'objet ; un capteur
20 TFT. Dans la deuxième version de l'invention, on peut également utiliser un capteur sans contact à titre de détecteur pour la formation de l'image d'empreinte.

En variante, l'image d'empreinte est une image de fluorescence, l'image d'empreinte et l'image de fluorescence précédemment définies étant
25 alors de préférence une seule et même image, et la formation de l'image d'empreinte et l'acquisition des mesures de fluorescence constituent une seule et même opération réalisée à l'aide d'un imageur de fluorescence. Cette variante est compatible avec les deux premières versions de l'invention. Le système correspondant comprend un imageur de fluorescence qui fait office à
30 la fois de détecteur pour la formation de l'image d'empreinte, qui est alors une image de fluorescence, et de détecteur de fluorescence pour l'analyse d'une fluorescence émise par l'objet.

Cette variante présente l'avantage de n'utiliser qu'un seul capteur pour la formation de l'image d'empreinte et la détection de la fraude par mesure de fluorescence. Ce mode de réalisation est donc particulièrement simple, compact et peu onéreux. Il est à noter que toutes les versions, variantes, etc., de l'invention peuvent être réalisées avec un seul capteur, par souci d'économie, de simplicité et de compacité. C'est précisément l'un des intérêts de l'invention. Le mode de réalisation avec imageur de fluorescence exige, en outre, une puissance de calcul moindre. Il est de plus particulièrement rapide puisqu'une seule opération d'acquisition suffit pour réaliser toutes les fonctions.

10 Dans un mode de réalisation possible de l'invention, la bande spectrale d'excitation (pour la fluorescence) est entièrement en-dessous de 500nm. Cela permet d'obtenir des intensités de fluorescence plus élevée, une meilleure différenciation entre les tissus biologiques et les autres matériaux. Cela permet aussi, comme expliqué au paragraphe suivant, d'utiliser un matériel de moindre performance (et donc moins onéreux) pour des résultats équivalents.

De façon classique, le détecteur de fluorescence est associé à un filtre, que l'on appellera ici filtre de détection de fluorescence, configuré pour exclure la bande spectrale d'excitation des rayons transmis au matériau détecteur, afin d'éviter que le détecteur de fluorescence ne soit aveuglé par le faisceau d'excitation rétrodiffusé par l'objet. Or l'efficacité quantique de détection des détecteurs de fluorescence connus est faible dans l'ultra-violet.

En utilisant une bande spectrale d'excitation dans l'ultraviolet, on tire profit du fait que le détecteur n'est pas très sensible à la longueur d'onde d'excitation (UV) et qu'il est beaucoup plus sensible à la longueur d'onde de fluorescence. On abaisse ainsi le niveau d'exigence requis pour le filtre de détection de fluorescence : un filtre de densité optique de 3 voire 2 est suffisant ; il n'est pas nécessaire d'utiliser un filtre dont la densité optique atteint 5 ou 6, beaucoup plus onéreux.

30 Dans un mode de réalisation possible de l'invention, les étapes d'analyse de fluorescence et de vérification du critère de validité sont répétées avec différents faisceaux d'excitation dont les bandes spectrales d'excitation

sont centrées sur des longueurs d'onde différentes, par exemple 375 nm, 405 nm et 450 nm. Dans cet exemple, les trois longueurs d'ondes d'excitation choisies sont toutes inférieures à 500 nm pour les raisons évoquées ci-avant. Mais ceci n'exclut pas la possibilité d'utiliser au moins un faisceau d'excitation

5 centré sur une longueur d'onde supérieure à 500 nm.

Le système d'acquisition et d'analyse d'empreintes correspondant comprend alors une pluralité de sources d'excitation, plus précisément autant de sources d'excitation que de faisceaux d'excitation souhaités.

Dans un mode de réalisation possible de l'invention, une étape de

10 mesure de fond est effectuée, dans laquelle des mesures d'intensités de fluorescence, appelées par la suite mesures de fluorescence sans excitation spécifique, sont effectuées, selon la bande spectrale de fluorescence mais en l'absence de faisceau d'excitation. Les mesures de fluorescence sans excitation spécifique obtenues pour la zone d'observation utile de l'objet sont ensuite

15 soustraites aux mesures d'intensité de fluorescence obtenues pour cette zone en réponse au faisceau d'excitation. Cette étape supplémentaire permet en particulier de rendre le système robuste à la lumière ambiante transmise à travers l'objet et ainsi d'améliorer le rapport signal sur bruit.

Dans un mode de réalisation possible de l'invention, une étape de

20 discrimination supplémentaire est effectuée, cette étape utilisant des mesures d'intensité de la fluorescence émise dans le bleu par la zone d'observation utile de l'objet en réponse au faisceau d'excitation. Cette étape de discrimination supplémentaire peut comprendre :

✓ une comparaison d'une moyenne ou somme de ces mesures

25 d'intensité de fluorescence dans le bleu avec un seuil maximal de fluorescence dans le bleu. Les inventeurs ont en effet établi que les tissus biologiques présentaient une faible émission de fluorescence dans le bleu, caractéristique que ne présentent pas les matériaux usuellement utilisés pour créer des leurres, comme l'illustre la figure 6 dans le cas d'un faisceau d'excitation centré

30 sur 405nm (on remarque une étroite vallée autour de 430 nm dans le spectre d'émission des vrais doigts).

✓ et/ou une comparaison, avec un ratio maximal préalablement

déterminé, d'un ratio entre l'intensité moyenne de la fluorescence dans le bleu et l'intensité moyenne de la fluorescence dans une autre bande spectrale, par exemple dans le vert, émise par la zone d'observation utile. On peut par exemple utiliser une caméra couleur pour analyser ensuite la part du bleu dans
5 le signal de fluorescence. En utilisant les filtres colorés habituels de ce type de capteur, on obtient une décomposition en trois bandes (rouge, vert et bleu) du signal de fluorescence. Les ratios entre les réponses sur ces trois bandes (ce qui correspond à la couleur dans le sens usuel du terme et peut donc s'étendre à toute autre représentation de la couleur telle a, b dans l'espace L, a, b ou
10 encore Cr, Cb, dans l'espace Y, Cr, Cb) sont représentatifs des fluorophores de l'objet et peuvent être utilisés pour une étape de discrimination supplémentaire.

La faible émission dans le bleu des fluorophores des tissus biologiques peut ainsi être contrôlée pour éliminer certaines fraudes qui auraient pu échapper au contrôle effectué par vérification du critère de validité
15 selon l'invention. Les objets dont l'intensité de fluorescence mesurée dans le bleu est supérieure au seuil maximal de fluorescence dans le bleu ci-avant défini et/ou dont le ratio bleu/autre bande spectrale est supérieur au ratio maximal susmentionné, sont considérés comme invalides et sont rejetés.

L'invention s'étend à un procédé et un système d'acquisition et
20 d'analyse d'empreintes avec détection de fraude, caractérisés en combinaison par tout ou partie des caractéristiques mentionnées ci-avant et ci-après.

D'autres détails et avantages de la présente invention apparaîtront à la lecture de la description suivante, qui se réfère aux dessins schématiques annexés et porte sur des modes de réalisation préférentiels, fournis à titre
25 d'exemples non limitatifs. Sur ces dessins :

✓ la figure 1 est un graphique représentant le niveau de fluorescence (nombre de photons détectés, en ordonnée) de plusieurs objets (en abscisse) parmi lesquels de vrais doigts et des leurres.

✓ les figures 2 et 3 sont des vues schématiques en élévation d'un
30 premier mode de réalisation d'un système d'acquisition et d'analyse d'empreintes selon l'invention, à capteur à réflexion totale sur fond sombre. la figure 2 illustre une première partie du procédé selon l'invention, tandis que la

figure 3 illustre une seconde partie de ce procédé.

✓ la figure 4 est une vue schématique en élévation d'un deuxième mode de réalisation d'un système d'acquisition et d'analyse d'empreintes selon l'invention, à capteur à réflexion totale sur fond clair.

5 ✓ la figure 5 est une vue schématique en élévation d'un troisième mode de réalisation d'un système d'acquisition et d'analyse d'empreintes selon l'invention, à capteur plat TFT et utilisé selon la deuxième version de l'invention.

✓ la figure 6 est un graphique représentant des spectres de fluorescence pour divers objets parmi lesquels de vrais doigts et des leurres.

10 ✓ La figure 7 est une vue schématique des faisceaux reçus par le capteur TFT de la figure 5.

Les figures 2 et 3 représentent un premier mode de réalisation de l'invention, qualifié de système d'acquisition et d'analyse d'empreintes à réflexion totale sur fond sombre. Ce système comprend un prisme 1 transparent
15 présentant une surface supérieure 2 transparente sur laquelle un doigt 100 peut être posé ; cette surface est appelée par la suite surface de réception transparente 2. Le prisme 1 présente de plus une première surface latérale inclinée 8 pourvue d'un écran noir et une deuxième surface latérale inclinée 9 opposée à la première surface latérale 8. Une caméra 5, ou autre capteur
20 d'images photosensible pour la formation d'une image d'empreinte du doigt 100 posé sur la surface de réception transparente 2, est agencée en regard de la deuxième surface latérale inclinée 9. Un filtre 6 de détection de fluorescence est interposé entre la deuxième surface latérale inclinée 9 et la caméra 5.

Le système comprend enfin une première diode électroluminescente
25 3 (source d'éclairage) et une seconde diode électroluminescente 7 (source d'excitation), toutes deux agencées sous le prisme 1 de façon à émettre respectivement un faisceau d'éclairage 10 (figure 2) et un faisceau d'excitation 12 (figure 3) à travers le prisme 1 en direction du doigt 100. La diode électroluminescente 3 est centrée sur 525nm.

30 La diode électroluminescente 7 est centrée sur 405nm. Le filtre 6 est un filtre passe-bande transmettant 525nm, c'est-à-dire transmettant la bande spectrale d'éclairage (bande spectrale du faisceau émis par la diode

électroluminescente 3). En revanche, le filtre 6 est un filtre passe-bande bloquant 405nm, c'est-à-dire bloquant la bande spectrale d'excitation (bande spectrale du faisceau émis par la diode électroluminescente 7). À noter qu'un filtre passe-bande 4 transmettant 405nm peut-être interposé entre la diode 5 électroluminescente 7 et le prisme 1 pour limiter la bande spectrale d'excitation.

Le système d'acquisition et d'analyse d'empreintes illustrées aux figures 2 et 3 fonctionne comme suit dans le cadre d'un procédé d'identification biométrique visant à donner accès à un droit.

Dans un premier temps (voir figure2), la caméra 5 et la diode 10 électroluminescente 3 sont utilisées pour former une image d'empreinte de la surface visible du doigt 100. La diode électroluminescente 3 est allumée ; elle éclaire alors la surface visible du doigt de 100 à travers le prisme transparent 1, avec un angle inférieur à l'angle limite de réflexion totale de l'interface verre/air. La bande spectrale d'éclairage de la diode électroluminescente 3 est dans la 15 zone de transmission du filtre 6 situé devant la caméra 5.

Aux endroits où le doigt 100 est en contact avec la surface de réception transparente 2 du prisme, c'est-à-dire dans les zones de crête de la surface visible du doigt, la lumière est rétrodiffusée par le doigt, dans toutes les directions, car l'indice de réfraction du tissu du doigt est proche de l'indice de 20 réfraction du verre. Une partie de cette lumière est captée par la caméra 5. Aux endroits où il n'y a pas contact entre le doigt 100 et la surface de réception transparente 2, c'est-à-dire dans les zones de vallée de la surface visible du doigt 100, la différence d'indices air/verre est un obstacle à la rétrodiffusion de la lumière dans un angle capté par la caméra 5. Dans les zones de vallée, c'est 25 donc l'image de l'écran noir qui, par réflexion totale à la surface 2 du prisme est vu par la caméra 5.

Ainsi l'image d'empreinte formée par la caméra 5 comporte des pixels intenses, c'est-à-dire brillants (clairs), correspondant aux crêtes de la surface visible du doigt, et des pixels sombres correspondant aux vallées (ou 30 creux) de la surface visible du doigt. On obtient une image très contrastée.

Dans un deuxième temps (voir figure 3), la caméra 5 et la diode électroluminescente 7 sont utilisées pour une opération de détection de la

fraude, plus précisément pour vérifier si le matériau constitutif du doigt 100 posé sur la surface de réception transparente 2 appartient bien à la classe des tissus biologiques. La diode électroluminescente 3 est éteinte et la diode électroluminescente 7 est allumée. La lumière émise par cette dernière, 5 appelée faisceau d'excitation 12, peut optionnellement être filtrée par le filtre 4 avant d'être dirigée dans le prisme pour éclairer la surface visible du doigt. Le faisceau de fluorescence 13 généré par les tissus du doigt traverse le filtre 6 et atteint la caméra 5, lequel filtre 6 bloque par ailleurs la lumière directe de la diode électroluminescente 7 et surtout le faisceau d'excitation réfléchi par la 10 surface visible du doigt. Une image de fluorescence est ainsi formée par la caméra 5.

L'image d'empreinte formée dans la première partie du procédé est utilisée pour sélectionner une région d'intérêt formée par un ensemble de pixels intenses de l'image d'empreinte, c'est-à-dire un ensemble de pixels 15 correspondant à une zone d'observation utile du doigt constituée essentiellement d'une ou plusieurs zones de crête en contact avec la surface de réception transparente 2.

De préférence, la région d'intérêt choisie est la combinaison de plusieurs sous-régions, chacune de ces sous-régions correspondant à une 20 zone d'observation utile sur le doigt de très petites dimensions, de 1 à 20mm², par exemple de l'ordre de 9mm². L'intérêt de sélectionner une région d'intérêt ainsi divisée (discontinue) est d'obtenir un système robuste aux fraudes par juxtaposition, l'expression « *fraude par juxtaposition* » désignant une situation dans laquelle l'objet comporte une partie factice et une partie authentique.

25 Le niveau de fluorescence capté par la caméra durant la seconde partie du procédé est sommé sur la région de l'image de fluorescence correspondant à la zone d'observation utile (qui englobe des points de contact avec la surface de réception transparente 2) c'est-à-dire correspondant par ricochet à la région d'intérêt préalablement sélectionnée sur l'image 30 d'empreinte. Le fait de sommer le niveau de fluorescence sur l'ensemble de pixels de la région d'intérêt uniquement permet de diminuer l'influence du bruit et de définir un paramètre réellement représentatif des tissus biologiques.

Si le niveau de fluorescence mesuré est compris dans une fenêtre de validité prédéterminée correspondant à la classe des tissus biologiques (le niveau de fluorescence sommé sur une région de même dimension en contact avec la surface de réception transparente, en réponse au même faisceau d'excitation 12, a été préalablement mesuré pour un certain nombre de matériaux et surtout pour un certain nombre de vrais doigts représentatifs de la population visée, afin de déterminer cette fenêtre de validité dont on peut observer un exemple 300 à la figure 1), l'image d'empreinte formée dans la première partie du procédé est analysée : elle est comparée à une banque d'images d'empreinte s'il s'agit d'identifier la personne ; elle est comparée à une image d'empreinte spécifique correspondant à la personne préalablement identifiée, s'il s'agit d'authentifier cette personne.

A l'inverse, si le niveau de fluorescence mesuré dans la région d'intérêt est situé en dehors de la fenêtre de validité, le doigt 100 est considéré comme un leurre et le droit auquel devait donner accès l'identification biométrique est refusé.

La figure 4 représente un deuxième mode de réalisation qualifié de système d'acquisition et d'analyse d'empreintes à réflexion totale sur fond clair. Les références numériques identiques à celles de la figure 3 désignent les mêmes éléments, à savoir : un prisme 1 avec une surface de réception transparente 2, une première surface latérale inclinée 8, une seconde surface latérale inclinée 9 ; une diode électroluminescente 3 émettant un faisceau d'éclairage 10 à travers le prisme 1 en direction d'un doigt 100 posé sur la surface de réception transparente 2 ; une diode électroluminescente 7 émettant un faisceau d'excitation 12 à travers le prisme 1 en direction du doigt 100 ; un rayonnement réfléchi 11, réfléchi par le doigt lorsque la diode électroluminescente 3 est allumée ; un rayonnement de fluorescence 13, émis par le doigt lorsque la diode électroluminescente 7 est allumée ; une caméra 5 pour la formation d'une image d'empreinte par capture du rayonnement réfléchi 11 et pour la formation d'une image de fluorescence par capture du rayonnement de fluorescence 13 ; un filtre 6 associé à la caméra 5 apte à transmettre la bande spectrale d'éclairage (et donc le rayonnement réfléchi 11,

pour la formation de l'image d'empreinte) ainsi que la bande spectrale de fluorescence émise par le doigt en réponse au faisceau d'excitation 12 et apte à bloquer la bande spectrale d'excitation ; un filtre 4 optionnel pour limiter le faisceau d'excitation 12 en termes de bande spectrale d'excitation. Toutefois, 5 ce mode de réalisation à réflexion totale sur fond clair (figure 4) diffère du mode de réalisation à réflexion totale sur fond sombre (figures 2 et 3) précédemment décrit notamment en ce que :

- ✓ La première surface latérale inclinée 8 est dépourvue d'écran noir ; elle est par conséquent transparente.
- 10 ✓ la diode électroluminescente 3 émettant le faisceau d'éclairage 10 est agencée en regard de cette première surface latérale inclinée 8 transparente.

Comme précédemment expliqué pour le mode de réalisation à réflexion totale sur fond sombre, une image d'empreinte est tout d'abord formée 15 par irradiation de la surface du doigt 100 visible à travers la surface de réception transparente 2, à l'aide du faisceau d'éclairage 10 émis par la diode électroluminescente 3, qui présente cette fois un angle d'incidence supérieur à l'angle limite de réflexion totale de l'interface verre/air. Dans ce cas, une moindre épaisseur d'air entre le verre et le doigt, c'est-à-dire dans une zone de 20 vallée (ou creux), conduit à une réflexion totale du faisceau incident. À l'inverse, dans les zones où le doigt 100 est en contact avec la surface de réception transparente 2, c'est-à-dire dans une zone de crête de la surface du doigt, la lumière n'est pas réfléchie car l'indice de réfraction du tissu est proche de l'indice de réfraction du verre. Ainsi, contrairement au mode de réalisation sur 25 fond sombre, les pixels intenses (brillants) de l'image d'empreinte correspondent aux vallées (creux) de la surface du doigt et les pixels sombres correspondent aux crêtes. On obtient là aussi une image très contrastée. La suite du procédé se déroule comme expliqué pour le mode de réalisation à réflexion totale sur fond sombre, à l'exception du fait que la région d'intérêt 30 sélectionnée correspond à des pixels sombres de l'image d'empreinte (là encore la zone d'observation utile est une zone de crête en contact avec la surface de réception transparente 2).

La figure 5 représente un troisième mode de réalisation de l'invention qualifié de système d'acquisition et d'analyse d'empreintes à capteur TFT, de préférence à capteur TFT optique (outre un capteur optique, il est possible d'utiliser un capteur TFT capacitif, pyroélectrique, ou une combinaison des trois). Un tel capteur TFT est connu, par exemple de US20020054394 ou US2002000915 incorporés ici par référence. Il s'agit d'un capteur d'images de conception similaire à un capteur CMOS, réalisé en utilisant les technologies de réalisation des transistors en couche mince utilisées majoritairement pour la fabrication des écrans.

Des pixels 25 photosensibles (diode PIN, phototransistor en silicium amorphe ou en IGZO, etc.) et des transistors d'adressage 251 sont répartis suivant une matrice régulière, avec un pas (entre deux éléments photosensibles successifs) pouvant aller de 25 μ m à 50 μ m, à la surface d'un substrat 21 en verre ou en quartz ou encore en plastique, à condition d'être transparent. Une protection 22 transparente est apposée sur cette matrice. Celle-ci offre une surface de réception transparente 2 sur laquelle un doigt 100 à imager peut être posé. La protection 22 est mince, c'est-à-dire de préférence inférieure au pas de la matrice photosensible, typiquement inférieure à 50 μ m. La matrice a une dimension usuellement comprise entre 200 et 3000 lignes et 250 à 3500 colonnes selon la taille de l'objet à imager. Un rétroéclairage 23 (par exemple un rétroéclairage à diodes électroluminescentes (organiques ou non) ou un film électroluminescent) est prévu sous le substrat de verre 21. Il émet un faisceau lumière 231 vers le haut c'est-à-dire en direction du doigt 100 à travers le substrat 21 et la protection 22.

Le principe d'imagerie avec un tel capteur TFT s'appuie sur la rétrodiffusion de la lumière à travers le doigt. À l'échelle de 50 μ m, la rétrodiffusion de la lumière est importante pour l'ensemble du spectre visible. Comme le doigt est éclairé à travers une matrice de pas de 50 μ m maximum on peut considérer qu'il réémet de la lumière de manière quasi uniforme. Le rayonnement réémis est capté par les pixels photosensibles 25.

Le mode de réalisation à capteur TFT a pour avantage d'être plus compact et moins onéreux que les deux modes de réalisation précédemment

décrits. De plus, l'image est sensiblement indépendante de la couleur d'éclairage car il n'y a pas d'optique formant l'image et donc pas de problème de chromatisme.

Cependant, le contraste est plus modéré qu'avec un capteur à
5 réflexion totale à fond sombre. En effet, du fait de la proximité entre la source de lumière et le doigt, la lumière traverse la lame transparente avec un grand nombre d'angles d'incidence, et le phénomène d'angle limite de réflexion totale est nettement moins marqué qu'avec les modes de réalisation précédents. Certains rayons, notamment les rayons incidents dont l'angle d'incidence est
10 proche de la normale par rapport à la surface de réception transparente 2, traversent alors l'interface verre/air et atteignent les vallées de la surface du doigt. Autrement dit, avec un tel capteur TFT, du fait des angles d'incidence des rayons, il n'y a pas de réflexion totale (il s'agit de rétrodiffusion) ce qui fait que les crêtes apparaissent en clair tandis que les vallées apparaissent plus
15 sombres, d'où une image moins contrastée.

De plus, il est possible, en particulier pour les solutions utilisant des éléments photosensibles organiques (photodiodes organiques par exemple) de maîtriser le domaine spectral où l'efficacité quantique est importante. On pourra ainsi obtenir une efficacité quantique très réduite dans l'ultraviolet ou le violet et
20 un maximum d'efficacité dans le vert et/ou le rouge.

La deuxième partie du procédé, relative à la détection de la fraude, peut s'intégrer comme précédemment décrit en relation avec un capteur à réflexion totale. On aura le choix, dans la réalisation, d'intégrer des sources d'excitation dans le rétroéclairage 23 ou, en variante, de faire passer la lumière
25 excitation à travers le rétroéclairage 23 à condition d'utiliser un rétroéclairage 23 dépourvu de film réflectif sur sa face arrière. La région d'intérêt est sélectionnée de façon à correspondre :

- ✓ soit à des pixels intenses de l'image d'empreinte, c'est-à-dire à une zone de crête(s), conformément à la première version de l'invention,
- 30 ✓ soit à des pixels moins intenses voire sombres, c'est-à-dire à une zone de vallée(s), conformément à la troisième version de l'invention, notamment si le signal au niveau des zones de crêtes est insuffisant parce que

le doigt est sec. Le fait d'adresser des pixels sombres (ou plutôt moins intenses), qui correspondent à des vallées, présente un avantage car on observe des parties de l'objet qui ne sont pas en contact avec la fenêtre transparente. On évite alors un possible biais lié à la qualité du contact optique

5 entre l'objet et la fenêtre transparente. Par exemple, lorsqu'un doigt est humide ou gras le contact optique est favorisé car l'humidité ou la graisse assure un couplage optique. A l'inverse, lorsque le doigt est sec le couplage optique entre le doigt et la fenêtre n'est pas optimisé. Ainsi, une zone en contact avec la

10 crêtes, selon qu'elle est sèche ou humide. A l'inverse, le signal de fluorescence correspondant aux vallées est plus stable car non influencé par l'état de surface de l'objet (sec ou humide).

✓ soit à une combinaison des deux : les deux sous-régions sont alors traitées indépendamment l'une de l'autre, c'est-à-dire que deux comparaisons

15 avec des fenêtres de validité différentes sont effectuées successivement.

Chacun des modes de réalisation précédemment décrits peut être utilisé selon la variante suivante (deuxième version de l'invention), sous réserve d'adapter sa source d'excitation. Cette version de l'invention est illustrée à la

figure 5, avec un capteur TFT, étant rappelé qu'elle peut s'appliquer aux autres

20 types de capteur.

Une image d'empreinte (première partie du procédé) est réalisée comme précédemment décrit. La deuxième partie du procédé diffère cependant de ce qui est précédemment décrit en ce que la lumière d'excitation est projetée sur le doigt sous la forme d'un motif, par exemple un point, une ligne ou une

25 forme quelconque. Il est nécessaire que la surface visible du doigt comporte une partie non éclairée par la lumière excitation, complémentaire de ce motif.

On réalise une image de fluorescence. A noter que la zone sur le doigt éclairée par le motif d'excitation peut correspondre à une région plus brillante sur l'image de fluorescence car le faisceau d'excitation est rétrodiffusé

30 par le doigt, ce faisceau d'excitation rétrodiffusé est toutefois atténué par le filtre 6 avant d'atteindre le détecteur de fluorescence. La figure 7 illustre les rayons atteignant le détecteur de fluorescence, à savoir un faisceau d'excitation

rétrodiffusé 131 par le doigt et un faisceau de fluorescence 132.

On tire alors profit du fait que la lumière d'excitation choisie dans l'ultraviolet (centrée sur une longueur d'onde inférieure à 450nm) est absorbée par le tissu (elle ne s'étend quasiment pas au-delà du point d'impact du faisceau d'excitation, le faisceau d'excitation rétrodiffusé 131 est donc limité au motif d'excitation), tandis que la lumière de fluorescence, de longueur d'onde plus élevée, est transmise (elle est donc réémise, au moins partiellement, en dehors du motif d'excitation). Le faisceau de fluorescence 132 (figure 7) comprend des rayons 15 (voir figure 5) qui ont parcouru une faible distance dans le doigt par rapport au point d'impact du faisceau d'excitation 231, c'est-à-dire par rapport au point où la fluorescence est générée, ainsi que des rayons 14 qui ont parcouru une distance supérieure et sont par conséquent atténués. On sélectionne une région d'intérêt qui n'a pas d'intersection avec le motif d'excitation et qui est située à une distance du motif d'excitation qui est supérieure à un seuil prédéterminé afin d'éviter que la région correspondante sur l'image de fluorescence ne soit perturbée par le faisceau d'excitation rétrodiffusé 131. Ce seuil prédéterminé peut, par exemple, être égal à 0,5mm ou, de façon plus générale, correspondre à la distance à laquelle le ratio entre l'intensité du faisceau d'excitation rétrodiffusé 131 et l'intensité du faisceau de fluorescence 132 est égal à 1. Au-delà de cette distance, ce ratio est donc inférieur à 1 et le faisceau de fluorescence 132 est prédominant. La région d'intérêt sélectionnée (sur l'image d'empreinte) étant en dehors du motif d'excitation, elle correspond, sur l'image de fluorescence, à une ou plusieurs régions de mesure telles les régions 133 que l'on peut observer sur la figure 7. Dans ce cas, une comparaison du niveau de fluorescence à une distance donnée du motif d'excitation ou en fonction de la distance par rapport au motif d'excitation permet de traduire un profil de diffusion de la longueur d'onde de fluorescence dans le tissu, ce qui s'avère être un indicateur caractérisant le tissu.

Enfin, les deux premiers modes de réalisation décrits peuvent être modifiés en utilisant, en lieu et place de la caméra 5, un imageur de fluorescence. Dans ce cas, l'image d'empreinte et l'image de fluorescence sont confondues. Le procédé est toutefois inchangé.

L'invention peut faire l'objet de nombreuses variantes vis-à-vis des modes de réalisation préférentiels précédemment décrits sous réserve que ces variantes restent dans le cadre délimité par les revendications annexées. Ainsi par exemple, le prisme des modes de réalisation à réflexion totale illustrés aux
5 figures 3 et 4 peut être remplacé par une lame mince. Dans cette variante, qui présente l'avantage d'être plus compacte, l'image d'empreinte est obtenue après une série de réflexion totale dans la lame de verre. Une autre solution, également plus compacte, pourrait consister à utiliser une lame de verre dont une face forme une succession de micro-prismes.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'acquisition et d'analyse d'empreintes avec détection de
5 fraude, comprenant les étapes suivantes :

- ✓ formation d'une image d'empreinte d'un objet (100) placé en regard d'une surface de réception transparente (2), laquelle l'image d'empreinte est représentative d'une micro-structuration d'une surface visible de l'objet,

- ✓ irradiation de l'objet (100) à travers la surface de réception
10 transparente (2) à l'aide d'un faisceau d'excitation (12) selon une bande spectrale d'excitation,

- ✓ analyse d'une fluorescence émise par l'objet en réponse au faisceau d'excitation (12), selon une bande spectrale de fluorescence,

- ✓ vérification d'un critère de validité permettant de discriminer des
15 tissus biologiques par rapport à d'autres objets, lequel critère de validité est établi à partir de l'analyse de fluorescence,

le procédé est caractérisé en ce que :

- ✓ l'étape d'analyse de fluorescence comprend l'acquisition de mesures d'intensité de fluorescence sur toute la surface visible de l'objet et la
20 formation d'une image de fluorescence de l'objet,

- ✓ le procédé comprend de plus une étape de sélection sur l'image d'empreinte d'une région d'intérêt apte à caractériser les tissus biologiques, laquelle région d'intérêt définit par correspondance, sur l'objet, une zone d'observation utile,

- ✓ le critère de validité est établi à partir uniquement des mesures
25 d'intensité de fluorescence qui sont relatives à la zone d'observation utile de l'objet.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que :

- ✓ la région d'intérêt est sélectionnée de façon à ce que la zone
30 d'observation utile correspondante de l'objet soit une zone de crête en contact avec la surface de réception transparente (2) ;

✓ et la vérification du critère de validité comprend le calcul d'une moyenne ou d'une somme des intensités de fluorescence mesurées dans la zone d'observation utile et la comparaison de cette moyenne ou somme à une fenêtre prédéterminée d'intensités de fluorescence correspondant à des tissus biologiques.

3. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que :

✓ le faisceau d'excitation a une bande spectrale centrée une longueur d'onde inférieure à 450nm et il forme un motif d'excitation sur la surface visible de l'objet ;

✓ la région d'intérêt sur l'image d'empreinte est sélectionnée de façon à ce que la zone d'observation utile correspondante n'ait pas d'intersection avec ce motif d'excitation et qu'elle soit située à une distance du motif d'excitation à partir de laquelle un ratio entre l'intensité d'une rétrodiffusion du faisceau d'excitation (131) et l'intensité d'un faisceau de fluorescence (132) est inférieur à 1 de sorte que les mesures de fluorescence de cette zone peuvent être considérées comme n'étant pas perturbées par la rétrodiffusion du faisceau d'excitation ;

✓ et la vérification du critère de validité comprend la comparaison d'une moyenne des mesures d'intensité de fluorescence obtenues pour la zone d'observation utile avec une fenêtre de validité prédéterminée correspondant à des tissus biologiques.

4. Procédé selon l'une des revendications 1 ou 3, caractérisé en ce que :

✓ le faisceau d'excitation a une bande spectrale centrée sur une longueur d'onde inférieure à 450nm et il forme un motif d'excitation sur la surface visible de l'objet ;

✓ la région d'intérêt est sélectionnée de façon à correspondre à au moins deux zones d'observation utiles sur l'objet n'ayant pas d'intersection avec ce motif d'excitation, à savoir une première zone d'observation utile située à une première distance prédéterminée du motif d'excitation, laquelle première distance est telle que un ratio entre l'intensité d'une rétrodiffusion du faisceau

d'excitation (131) et l'intensité d'un faisceau de fluorescence (132) est inférieur à 1, et une deuxième zone d'observation utile située à une deuxième distance prédéterminée du motif d'excitation, la deuxième distance étant supérieure à la première distance ;

- 5 ✓ la vérification du critère de validité comprend l'établissement d'un profil de décroissance de fluorescence en fonction de la distance par rapport au motif d'excitation, en utilisant les intensités de fluorescence mesurées pour les première et deuxième zones d'observation utiles, et la comparaison d'une pente de ce profil de décroissance avec une fenêtre de validité prédéterminée de
- 10 pentes de profil de décroissance de fluorescence correspondant à des tissus biologiques.

5. Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que l'image d'empreinte et l'image de fluorescence sont une seule et même image,
- 15 et en ce que la formation de l'image d'empreinte et l'acquisition des mesures de fluorescence constituent une seule et même opération.

6. Système d'acquisition et d'analyse d'empreintes avec détection de fraude, comprenant :

- 20 ✓ une surface de réception transparente (2) ;
- ✓ un détecteur (5 ; 20) pour la formation d'une image d'empreinte d'un objet (100) placé en regard de la surface de réception transparente, laquelle image d'empreinte est représentative d'une micro structuration d'une surface visible de l'objet ;
- 25 ✓ une source lumineuse d'excitation (7) apte à produire un faisceau d'excitation (12) sur une bande spectrale d'excitation,
- ✓ un détecteur de fluorescence (5 ; 25) pour l'analyse d'une fluorescence émise par l'objet en réponse à un faisceau d'excitation émettant sur une bande spectrale de fluorescence,
- 30 ✓ un calculateur (50) pour la vérification d'un critère de validité permettant de discriminer des tissus biologiques par rapport à d'autres objets, lequel critère de validité est établi à partir de l'analyse de fluorescence,

caractérisé en ce que le détecteur de fluorescence est apte à acquérir des mesures d'intensité de fluorescence sur la totalité de la surface visible de l'objet et à former une image de fluorescence de l'objet,

et caractérisé en ce que le calculateur (50) est configuré de façon à :

- 5 ✓ sélectionner à partir de l'image d'empreinte une région d'intérêt apte à caractériser les tissus biologiques, laquelle région d'intérêt définit par correspondance, sur l'objet, une zone d'observation utile,
- ✓ établir le critère de validité à partir uniquement des mesures d'intensité de fluorescence qui sont relatives à la zone d'observation utile.

10

7. Système selon la revendication 6, caractérisé en ce que la source lumineuse d'excitation (7) présente une bande spectrale d'excitation entièrement située en-dessous de 500 nm.

15 8. Système selon l'une des revendications 6 ou 7, caractérisé en ce qu'il comprend une pluralité de faisceaux d'excitation (12) dont les bandes spectrales d'excitation sont centrées sur des longueurs d'onde différentes.

9. Système selon l'une des revendications 6 à 8, caractérisé en ce que :

20 ✓ le système comprend une source d'éclairage (3 ; 23) émettant un faisceau d'éclairage (10) irradiant l'objet à travers la surface de réception transparente, selon une bande spectrale d'éclairage, et

 ✓ le détecteur pour la formation de l'image d'empreinte est choisi parmi un capteur à réflexion totale (5), à fond sombre ou à fond clair, configuré
25 pour mesurer un faisceau réfléchi (11) par l'objet, un capteur TFT (25, 251).

10. Système selon l'une des revendications 6 à 8, caractérisé en ce qu'il comprend un imageur de fluorescence qui fait office à la fois de détecteur pour la formation de l'image d'empreinte, qui est alors une image de fluorescence, et
30 de détecteur de fluorescence pour l'analyse d'une fluorescence émise par l'objet.

11. Système selon l'une des revendications 6 à 10, caractérisé en ce que le calculateur (50) est configuré pour :

- ✓ sélectionner, à titre de région d'intérêt, une région définissant une zone d'observation utile sur l'objet correspondant à une zone de crête en contact avec la surface de réception transparente,
- ✓ calculer une moyenne ou une somme des intensités de fluorescence mesurées pour la zone d'observation utile et comparer cette moyenne ou somme à une fenêtre de validité prédéterminée délimitant des intensités de fluorescence correspondant à des tissus biologiques.

10

12. Système selon l'une des revendications 6 à 10, caractérisé en ce que le détecteur pour la formation d'une image d'empreinte est un capteur TFT et en ce que le calculateur (50) est configuré pour :

- ✓ sélectionner, à titre de région d'intérêt, une région définissant une zone d'observation utile sur l'objet correspondant à une zone de vallée,
- ✓ calculer une moyenne ou une somme des intensités de fluorescence mesurées pour la zone d'observation utile et comparer cette moyenne ou somme à une fenêtre de validité prédéterminée délimitant des intensités de fluorescence correspondant à des tissus biologiques.

20

13. Système selon l'une des revendications 6 à 10, caractérisé en ce que :

- ✓ la source lumineuse d'excitation (7) a une bande spectrale centrée sur une longueur d'onde inférieure à 450nm et est configurée de sorte que le faisceau d'excitation (12) forme un motif d'excitation sur la surface visible de l'objet ;
- ✓ le calculateur (50) est configuré pour sélectionner sur l'image d'empreinte, à titre de région d'intérêt, une région telle que la zone d'observation utile de l'objet correspondante n'ait pas d'intersection avec le motif d'excitation et soit située à une distance prédéterminée du motif d'excitation à laquelle le ratio entre l'intensité d'une rétrodiffusion du faisceau d'excitation (131) et l'intensité d'un faisceau de fluorescence (132) est égal à 1 de sorte que les mesures de fluorescence de cette zone sont considérées

30

comme n'étant pas perturbées par la rétrodiffusion du faisceau d'excitation.

- ✓ le calculateur (50) est configuré pour comparer une moyenne des mesures d'intensité de fluorescence obtenues pour la zone d'observation utile avec une fenêtre de validité prédéterminée correspondant à des tissus biologiques.

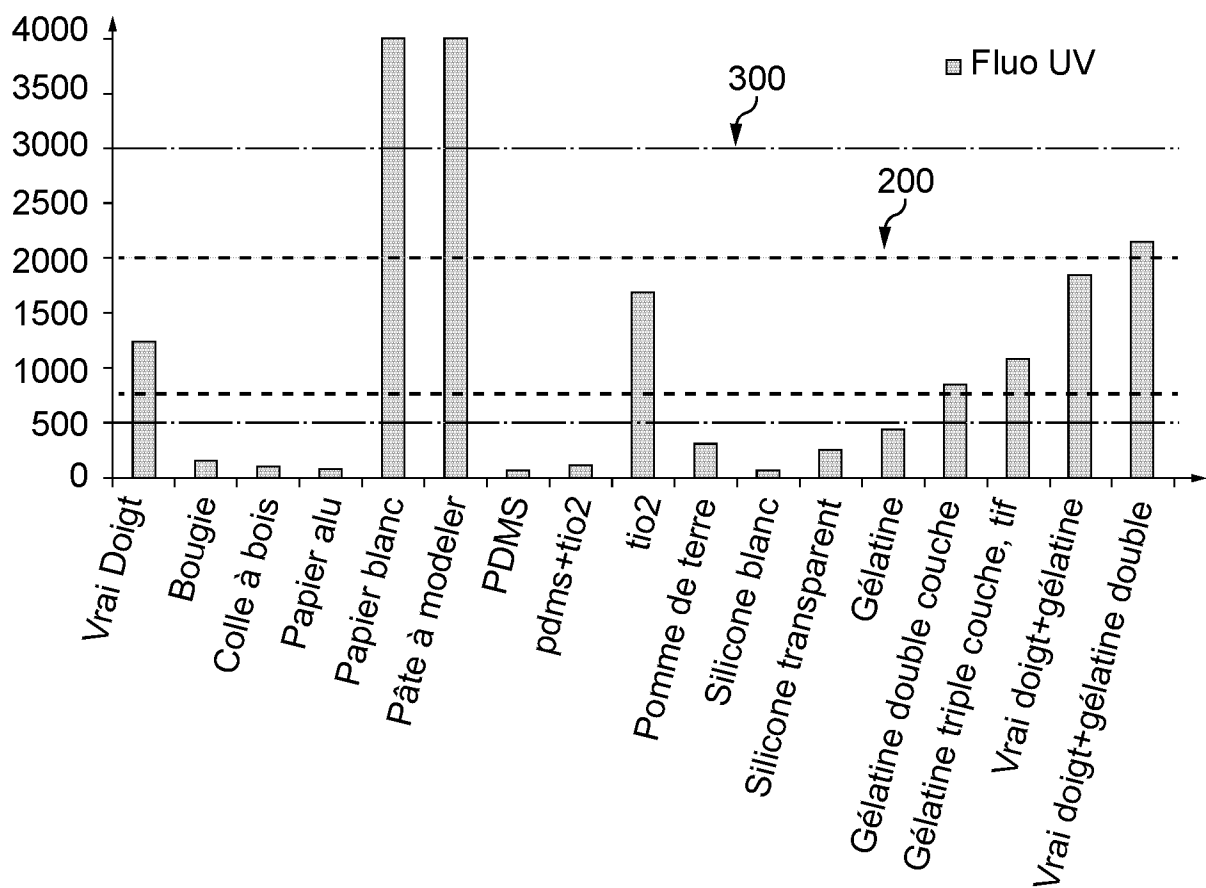
14. Système selon l'une des revendications 6 à 10 ou 13, caractérisé en ce que :

- ✓ la source lumineuse d'excitation (7) a une bande spectrale centrée sur une longueur d'onde inférieure à 450nm et est configurée de sorte que le faisceau d'excitation (12) forme un motif d'excitation sur la surface visible de l'objet ;
- ✓ le calculateur (50) est configuré pour sélectionner sur l'image d'empreinte, à titre de région d'intérêt, une région correspondant à au moins deux zones d'observation utiles sur l'objet n'ayant pas d'intersection avec ce motif d'excitation, à savoir une première zone d'observation utile située à une première distance prédéterminée du motif d'excitation à laquelle le ratio entre l'intensité d'une rétrodiffusion du faisceau d'excitation (131) et l'intensité d'un faisceau de fluorescence (132) est égal à 1 de sorte que, de sorte que les mesures de fluorescence de cette première zone d'observation utile sont considérées comme n'étant pas perturbées par une rétrodiffusion du faisceau d'excitation, et une deuxième zone d'observation utile située à une deuxième distance prédéterminée du motif d'excitation, la deuxième distance étant supérieure à la première distance ;
- ✓ le calculateur (50) est configuré pour établir un profil de décroissance de fluorescence en fonction de la distance par rapport au motif d'excitation, en utilisant les intensités de fluorescence mesurées pour les première et deuxième zones d'observation utiles, et comparer une pente de ce profil de décroissance de fluorescence avec une fenêtre de validité prédéterminée de pentes de profil de décroissance de fluorescence correspondant à des tissus biologiques.

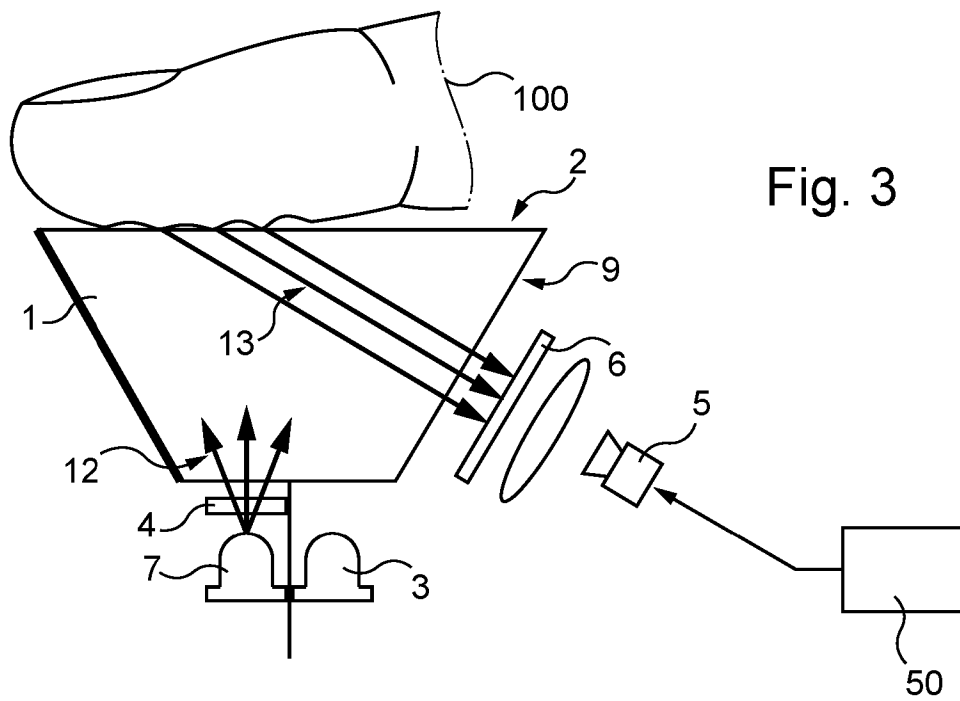
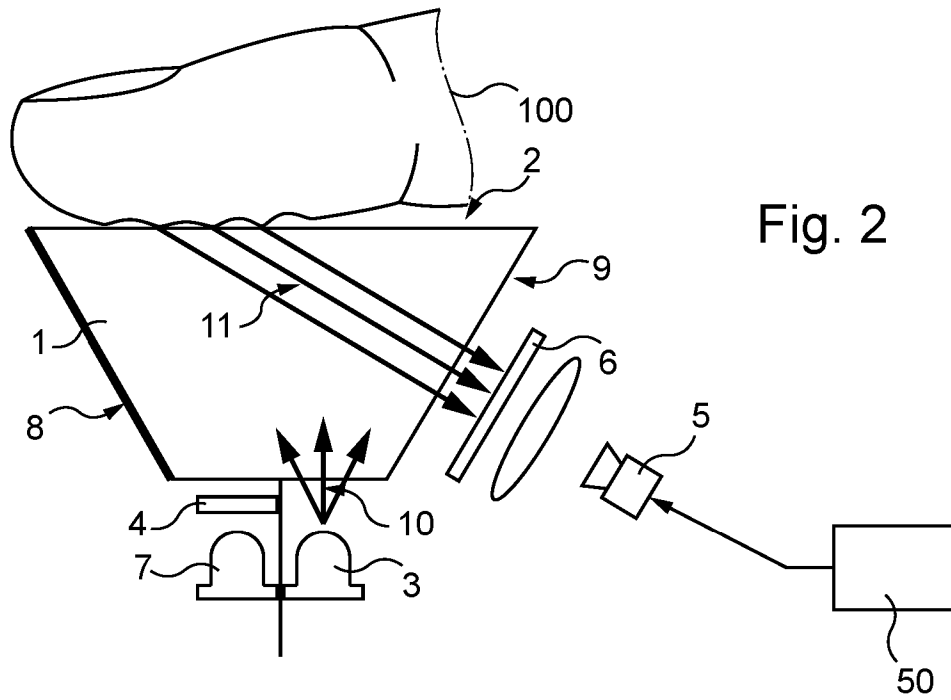
15. Système selon l'une des revendications 6 à 14, caractérisé en ce que le calculateur (50) est configuré pour effectuer une étape de discrimination supplémentaire utilisant des mesures d'intensité de la fluorescence émise dans le bleu par la zone d'observation utile en réponse au faisceau d'excitation.

1/5

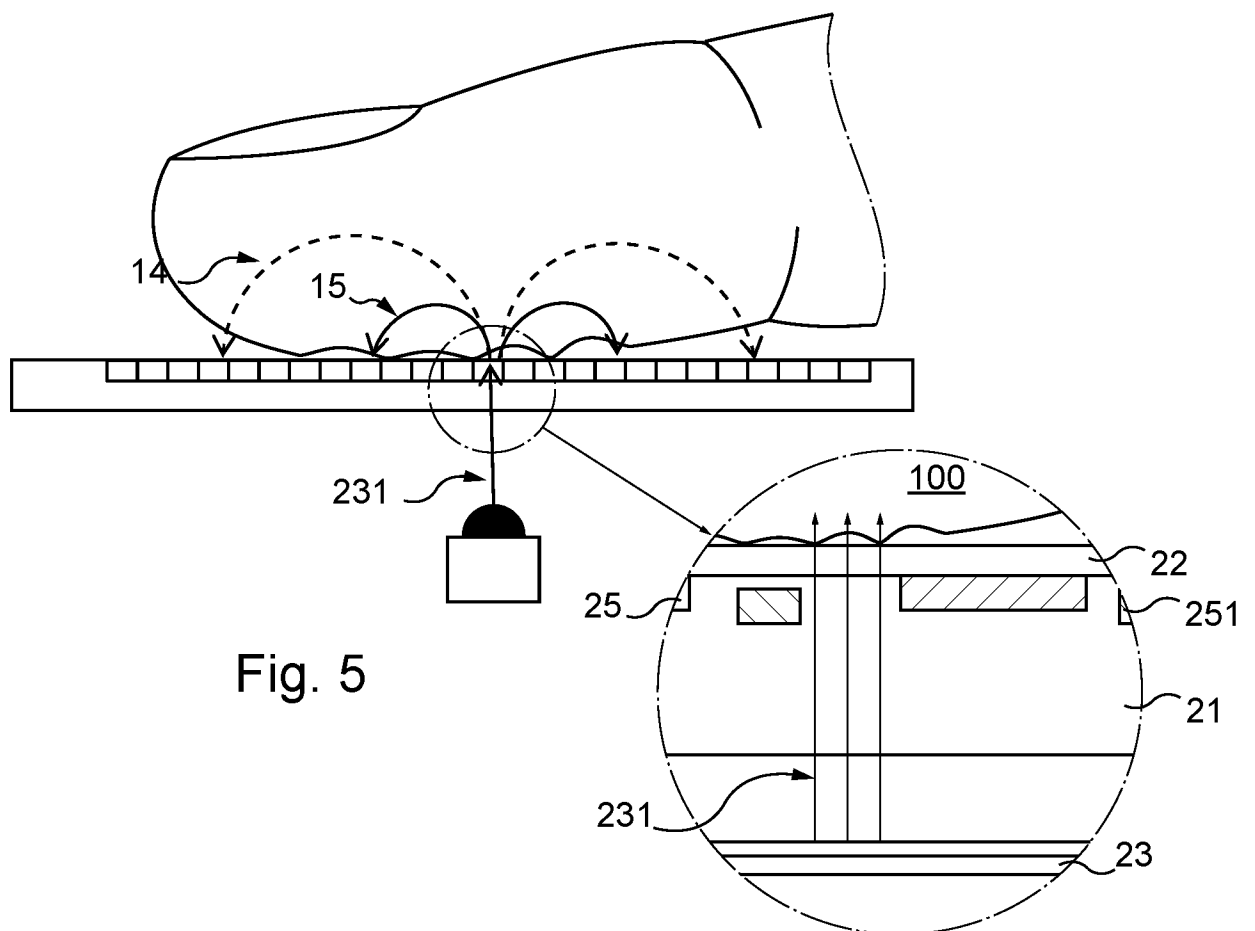
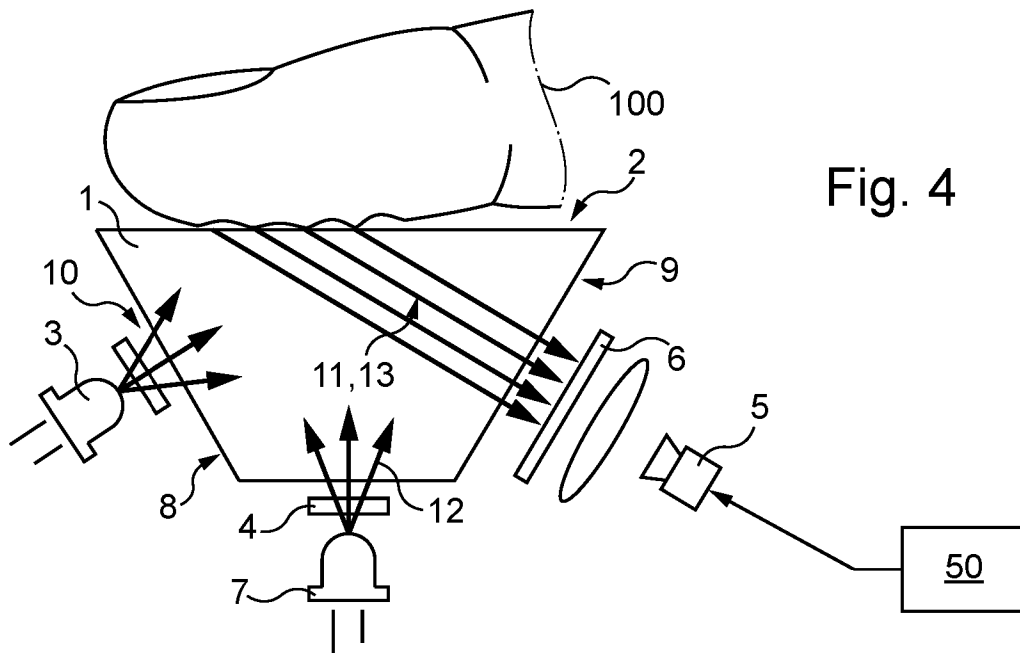
Fig. 1



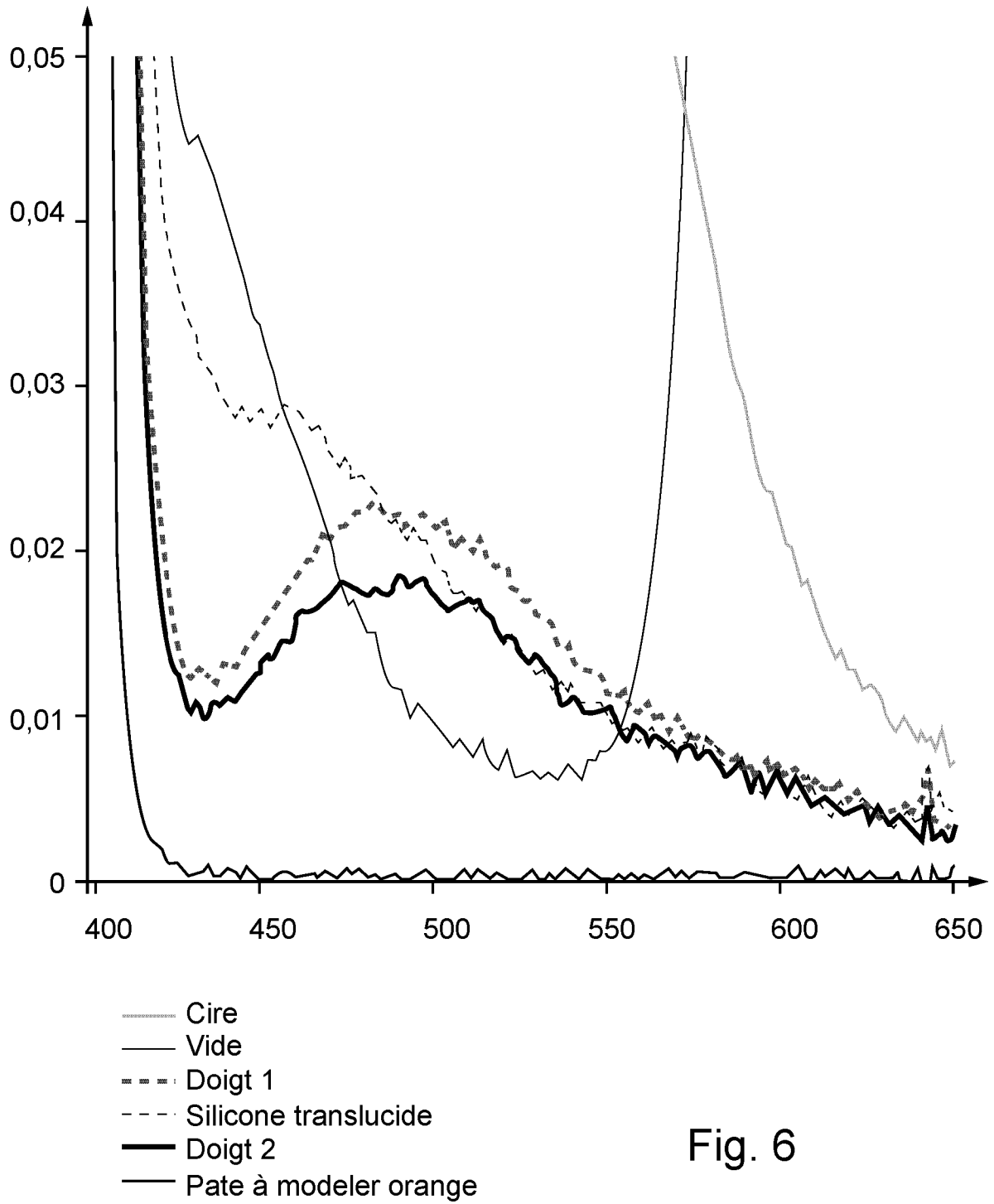
2/5



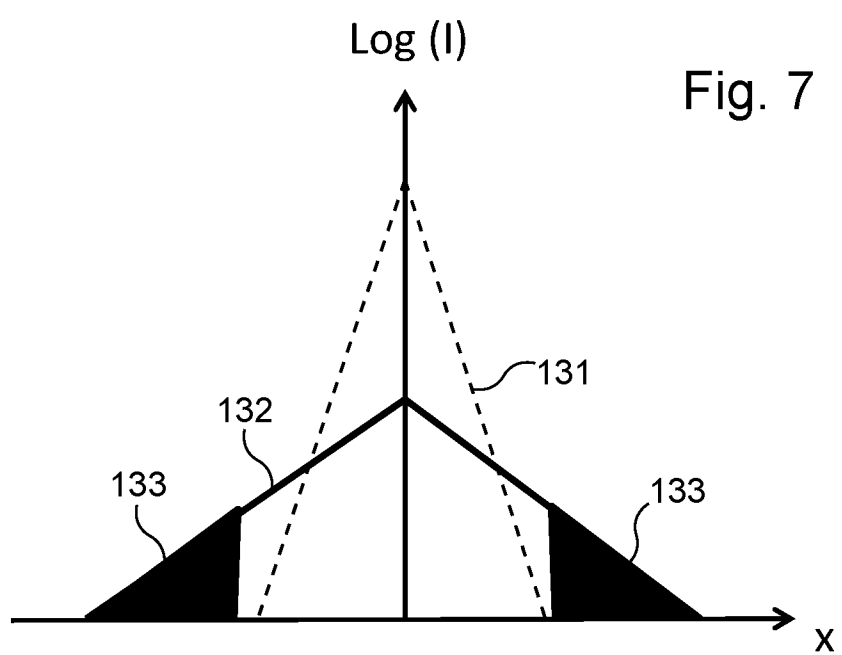
3/5



4/5



5/5



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2015/053643

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G06K9/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G06K

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2014/037158 A1 (MCNULTY SCOTT [US]) 6 February 2014 (2014-02-06) paragraph [0044] - paragraph [0061] -----	1,2,5,6, 11
Y	US 2008/253625 A1 (SCHUCKERS STEPHANIE [US] ET AL) 16 October 2008 (2008-10-16) paragraph [0087]; figures 8,9 -----	1,2,5,6, 11



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

29 February 2016

Date of mailing of the international search report

08/03/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Chateau, Jean-Pierre

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/FR2015/053643

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014037158	A1	06-02-2014	NONE

US 2008253625	A1	16-10-2008	US 2008253625 A1 16-10-2008
			US 2008253626 A1 16-10-2008
			US 2012087553 A1 12-04-2012
			US 2013294663 A1 07-11-2013
			US 2014270419 A1 18-09-2014

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2015/053643

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
INV. G06K9/00
ADD.

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)
G06K

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)
EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	US 2014/037158 A1 (MCNULTY SCOTT [US]) 6 février 2014 (2014-02-06) alinéa [0044] - alinéa [0061] -----	1,2,5,6, 11
Y	US 2008/253625 A1 (SCHUCKERS STEPHANIE [US] ET AL) 16 octobre 2008 (2008-10-16) alinéa [0087]; figures 8,9 -----	1,2,5,6, 11



Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents



Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent

"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date

"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)

"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens

"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

"&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

29 février 2016

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

08/03/2016

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale

Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Chateau, Jean-Pierre

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2015/053643

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2014037158	A1	06-02-2014	AUCUN

US 2008253625	A1	16-10-2008	US 2008253625 A1 16-10-2008
			US 2008253626 A1 16-10-2008
			US 2012087553 A1 12-04-2012
			US 2013294663 A1 07-11-2013
			US 2014270419 A1 18-09-2014
