



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) BR 102020008930-7 A2



(22) Data do Depósito: 05/05/2020

(43) Data da Publicação Nacional: 16/11/2021

(54) **Título:** MÉTODO E SISTEMA DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA

(51) **Int. Cl.:** G06K 9/00.

(52) **CPC:** G06K 9/00.

(71) **Depositante(es):** UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANA.

(72) **Inventor(es):** HENRIQUE SÉRGIO GUTIERREZ DA COSTA; LUCIANO SILVA.

(57) **Resumo:** MÉTODO E SISTEMA DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA. A presente invenção é compreendida por um método e sistema de escaneamento inclusivo e anti-fraude de impressões digitais por tomografia de coerência ótica capaz de resolver problemas complexos de biometria com impressões digitais, tais como o escaneamento das impressões digitais de usuários difíceis de escanear e a detecção de fraudes por alteração de pele e impressões digitais falsas. A presente invenção é composta por subsistemas que compõem o scanner biométrico com tecnologia de tomografia de coerência ótica, compreendendo um subsistema colimador e dimensionador (2), um subsistema de formatação da linha de varredura e escaneamento (3), um interferômetro de Michelson (4), um subsistema de eliminação de crosstalk (5), um espectrômetro multilinhas (6), um subsistema de processamento (7), e um subsistema de geração de imagens (8). Em especial, o subsistema de processamento (7) executa etapas de pré-processamento das imagens da câmera, subtração do nível DC, apodização de sinal, transformada rápida de Fourier, linearização do sinal, reamostragem do sinal, compensação de dispersão, e correção radial.

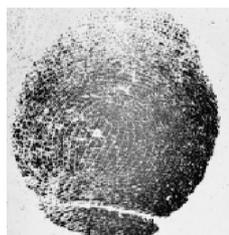


Fig. 1A

MÉTODO E SISTEMA DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E
ANTIFRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE
COERÊNCIA ÓTICA

[001] A presente invenção é compreendida por um método e sistema de escaneamento inclusivo e anti-fraude de impressões digitais por tomografia de coerência ótica capaz de resolver problemas complexos de biometria com impressões digitais, tais como o escaneamento das impressões digitais de usuários difíceis de escanear, e a detecção de fraudes por alteração de pele e impressões digitais falsas.

[002] Soluções para a aquisição e construção de impressões digitais 3D vem sendo propostas na literatura, sendo em sua maioria baseadas em múltiplas vistas ou em luz estruturada. Predominam duas categorias de métodos: Métodos baseados em múltiplas vistas e Métodos baseados em Luz Estruturada.

[003] Nos métodos baseados em múltiplas vistas, a imagem é capturada utilizando múltiplas câmeras e/ou múltiplas fontes de luz (normalmente LEDs) orientadas em ângulos diferentes. Uma das soluções deste tipo, desenvolvida por Lu et al. (Lu, B., Liu, Y. & Wang, X., 2016. Compact Three-dimensional Fingerprint Acquisition System based on a Single Camera with a Biprism. Acta Photonica Sinica, (7), pp.1–6) utiliza um bi-prisma, uma câmera CCD (charged-coupled device) e um anel com LEDs (diodos emissores de luz) para capturar duas imagens simultaneamente. Os pontos comuns às duas imagens são localizados através de uma técnica de correspondência de blocos e a reconstrução das imagens 3D ocorre usando um modelo de estéreo-visão.

[004] Outro dispositivo, proposto por Parziale et al. (Parziale, G., Diazsantana, E. & Hauke, R., 2005. The Surround Imager: a multi-camera touchless device to acquire 3D rolled-equivalent fingerprints. International Conference on Advances in Biometrics, ICB 2006, LNCS 3832, pp.244–250) consiste em cinco câmeras e dezesseis LEDs que geram impressões digitais 3D com um algoritmo baseado em estéreo-visão, fotogrametria e a técnica de forma através da silhueta. O sistema

proposto por Labati et al. (Labati, R.D. et al., 2016. Toward Unconstrained Fingerprint Recognition: A Fully Touchless 3-D System Based on Two Views on the Move. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, 46(2), pp.202–219), que permite capturar imagens com os dedos em movimento, modela a forma [005] do dedo através da triangulação de duas imagens ópticas por diferentes câmeras.

[006] Outro sistema proposto por Kumar et al. (Kumar, A. & Kwong, C., 2013. Towards contactless, low-cost and accurate 3D fingerprint identification. In Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. pp. 3438–3443) emprega uma única câmera e sete LEDs para obter as impressões digitais em 3D através da técnica da “forma através do sombreamento”, aproximando a curvatura do dedo através de uma superfície Lambertiana. Uma variante, desenvolvida por Liu et al. (Liu, F. & Zhang, D., 2014. 3D fingerprint reconstruction system using feature correspondences and prior estimated finger model. Pattern Recognition, 47(1), pp.178–193) utiliza três conjuntos câmera-LED e gera a impressão digital 3D utilizando características SIFT (características locais invariantes com a escala) e minúcias.

[007] Alguns dos problemas de sistemas baseados em múltiplas vistas incluem erros entre as dimensões verdadeiras e as da impressão digital 3D, variações na largura das cristas (protuberâncias da pele), da profundidade dos vales (depressões da pele) e da resolução da imagem conforme a localização do escaneamento seja no centro ou nas bordas da mesma. Também foram reportadas oclusões (imagens que não puderam ser capturadas por estarem sobrepostas por partes do dedo) e imagens borradas.

[008] A maioria destes métodos usam aproximações para reconstruir as imagens como curvas geométricas conhecidas (em 3D), usadas na maioria dos métodos, tendem a produzir impressões digitais 3D não realistas, arredondadas e com poucos detalhes, tais como os vincos naturais da pele e suas ondulações irregulares. Além disso, métodos que se baseiam em múltiplas imagens 2D tendem ser

limitados pelo baixo contraste das imagens (que dificulta a reconstrução das ondulações) e pela falta de informação de cristas e vales, não disponível neste caso.

[009] Nos métodos que utilizam luz estruturada, padrões de iluminação (geralmente, linhas verticais ou horizontais com intensidade variando de forma senoidal), são projetados por um dispositivo de processamento digital de luz (DLP).

[010] O padrão projetado é alterado pela forma do objeto sobre o qual se está projetando, permitindo o cálculo das coordenadas de cada ponto no espaço pela detecção da mudança da fase do padrão senoidal projetado. Este método foi usado por Wang et al. (Wang, Y. et al., 2010. Data Acquisition and Processing of 3-D Fingerprints. IEEE Transactions on Information Forensics and Security, 5(4), pp.750–760) e Huang et al. (Huang, S. et al., 2014. 3D fingerprint imaging system based on fullfield fringe projection profilometry. Optics and Lasers in Engineering, 52, pp.123–130) para gerar impressões digitais 3D.

[011] Uma desvantagem deste tipo de sistema é a necessidade de o usuário ficar com os dedos estáticos durante a coleta das imagens e de ter, se não puder obter imagens das partes laterais do dedo devido à oclusão, o efeito da curvatura do dedo sobre a frequência das cristas (cristas aparecem com largura menor que a real).

[012] Uma limitação importante das tecnologias anteriores é que se baseiam em imagens superficiais da pele, sendo que quando a pele está alterada (desgastada, cortada, queimada ou sofreu cirurgia plástica) a impressão digital 3D não pode ser obtida. Além disso, a qualidade das imagens adquiridas é diretamente influenciada pela qualidade das imagens da amostra, sendo prejudicada por umidade (água e outros líquidos), sujeira, iluminação inadequada (muita luz, pouca luz), baixo contraste das cristas e vales (ondulações da pele).

[013] Alguns exemplos dos métodos do estado da técnica são apresentados pelos documentos de patente WO2003069555A2, que apresenta um sistema e um método para capturar e comparar dados biométricos, US9454791, que apresenta um método e equipamento para gerar uma impressão digital e identificar um

modelo tridimensional, e US7609865, que apresenta um método e sistema para identificação biométrica utilizando uma luz estruturada.

[014] O documento de literatura não patentária publicado em 29/06/2016 pelo inventor da presente invenção (Henrique Sérgio Gutierrez da Costa, “Biometric identification with 3d fingerprints acquired through optical coherence tomography” PhD Thesis, UFPR), assim como o documento de patente BR102018006514-9 também do mesmo inventor, apresentam um dispositivo de escaneamento ótico que compreende um sistema ótico, um sistema embarcado e um sistema mecânico, e está configurado para obter impressões digitais 3D da derme e da epiderme e de outras amostras biológicas.

[015] A maior parte dos scanners 3D atuais apresentam diversas limitações: a) dependência direta da qualidade das imagens da amostra, sendo prejudicada por umidade (água e outros líquidos), sujeira, iluminação inadequada (muita luz, pouca luz), baixo contraste das cristas e vales (ondulações da pele); b) variações na largura das cristas (protuberâncias da pele), da profundidade dos vales (depressões da pele) e/ou da resolução da imagem conforme a localização do escaneamento seja no centro ou nas bordas do dedo; c) erros de cálculo nas dimensões devido aos métodos usados para a obtenção de imagens 3D a partir de múltiplas imagens 2D (planas); d) imagens não realistas baseadas em curvas geométricas conhecidas, ocasionando erros entre as dimensões verdadeiras e as da impressão digital 3D; e) oclusões de partes laterais do dedo (imagens que não podem ser capturadas por estarem sobrepostas por partes do dedo); e f) dificuldade de identificar indivíduos na presença de alterações, podendo ser: alterações intencionais, como no caso de queimaduras com ácido, cortes, transplante de pele com o objetivo de burlar os sistemas de identificação digitais ou não intencionais, tais como cortes, arranhões e desgaste, geralmente associados ao trabalho manual; e adicionalmente, pode ocorrer condição inadequada da pele para o escaneamento (ausência de impressão digital devido a condição genética ou tratamentos de câncer) e dificuldades para escanear a pele, como é o caso de bebês recém-nascidos (umidade muito grande,

pele muito deformável, tamanho das cristas e vales muito pequenos, sujeira, dificuldade prática de escaneamento devido à fragilidade da criança e falta de prática de colaboradores de hospitais e maternidades).

[016] Apesar do documento de literatura não-patentária Henrique Sérgio Gutierrez da Costa, “Biometric identification with 3d fingerprints acquired through optical coherence tomography” PhD Thesis, UFPR, assim como o documento de patente BR102018006514-9 introduzirem um dispositivo de escaneamento ótico, o qual apresenta princípios elementares da tecnologia de escaneamento ótico, carece de maiores detalhamentos de um sistema e método para o alcance do efeito surpreendente de um escaneamento que resolva os problemas de escaneamento encontrados no estado da técnica e ainda possibilite a obtenção de maior qualidade em seu resultado final, o que motivou ao desenvolvimento de todas as características técnicas que resultaram na presente invenção.

[017] Em especial, a leitura de impressões digitais de algumas categorias de usuários é de difícil leitura devido às particularidades das características da pele.

[018] Dentre essas categorias incluem-se bebês recém-nascidos, idosos, pessoas com pele danificada pelo uso intensivo das mãos no dia a dia e pessoas que não apresentam impressões digitais.

[019] No que se refere aos bebês recém-nascidos, eles têm a leitura de suas impressões digitais bastante dificultada devido a maciez excessiva da pele, a qual deforma quando em contato com o leitor, prejudicando a qualidade das impressões digitais lidas, tornando-as inviáveis para a identificação e verificação biométricos, conforme exemplificado nas Figuras 1A e 1B que apresentam a impressão digital de um bebê com um dia de vida. Outro fator que prejudica a leitura de suas impressões digitais, são as dimensões reduzidas das impressões digitais e das ondulações da pele, sendo que em alguns casos, são até três vezes menores do que as de um adulto, conforme exemplificado pela Figura 2, que apresenta a comparação das dimensões entre as impressões digitais de um recém-nascido com as de um adulto. A presença de umidade e sujeira também prejudica a leitura das

impressões digitais dos bebês, pois se houver necessidade de fazer a leitura das impressões digitais em ambiente hospitalar, é frequente a presença de umidade e sujeira na pele dos bebês, conforme exemplificado na Figura 3, que apresenta o efeito da umidade nas impressões digitais, o que altera negativamente a qualidade das impressões digitais. Por fim, em alguns casos, como o de bebês prematuros, as impressões digitais sequer são visíveis ou presentes na epiderme (parte visível da pele).

[020] No que se refere aos idosos, à medida que a idade avança, a elasticidade da pele se altera, provocando maiores dificuldades para leitura da impressão digital. Tal dificuldade vem impactando idosos em atividades corriqueiras tais como o acesso a caixas em bancos, votação com biometria em eleições, acesso a serviços públicos e o comprometimento do uso efetivo da biometria digital de idosos em transportes públicos.

[021] No que se refere a pessoas com pele danificada pelo uso intensivo das mãos no dia a dia, algumas profissões, como a dos trabalhadores da construção civil, cirurgiões e músicos que trabalham com instrumentos de corda, demandam o uso intensivo das mãos, o que em vários casos ocasionam a degradação da pele dos dedos, conforme ilustrado na Figura 4. Essa degradação das digitais afeta a coleta das impressões digitais, tornando-a, muitas vezes, inviáveis.

[022] Ainda, pessoas que não apresentam impressões digitais, tais como aquelas sujeitas a alguns tratamentos de câncer baseados no medicamento Capecitabina, os quais resultam em perda temporária das impressões digitais, conforme visto na Figura 5.

[023] Por fim, há ainda a necessidade de detecção de fraudes por impressão digital falsa e alterações da pele, isto porque com a disseminação da identificação biométrica nas atividades quotidianas, tais como o uso de caixas automáticos, de acesso a prédios, a instalações e a serviços públicos, o uso de fraudes vem aumentando.

[024] Dois tipos de fraudes, em especial, vêm sendo correntemente divulgadas: fraudes pelo uso de impressões digitais falsas e fraudes por alterações na pele.

[025] Atualmente existem artigos científicos e receitas práticas para a fabricação de impressões digitais falsas, tais como de silicone, cola e outros materiais, a partir do próprio dedo ou de imagens da impressão digital, conforme visto na Figura 6.

[026] Outro tipo de fraude que vem sendo observada com frequência crescente é realizada pela alteração da pele por abrasão, queimadura, cortes ou mesmo cirurgia plástica. Este tipo de fraude tem por objetivo enganar os sistemas biométricos e permitir acesso a locais controlados ou se evadir de sistemas de identificação de criminosos ou terroristas, conforme exemplificado nas Figuras 7A a 7D, em que a Figura 7A apresente uma alteração de digital devido a cirurgia plástica, a Figura 7B apresente uma alteração de digital devido a pele danificada por mordida, a Figura 7C apresente uma alteração de digital devido a pele queimada, e a Figura 7D apresente uma alteração de digital devido a pele cortada e partes remanescentes costuradas.

[027] No que se refere ao problema de escaneamento de impressões digitais de usuários difíceis, o método e sistema proposto pela presente invenção é capaz de resolver problemas complexos de biometria com impressões digitais, tais como o escaneamento das impressões digitais de usuários difíceis de escanear, e a detecção de fraudes por alteração de pele e impressões digitais falsas.

[028] O método e sistema proposto é capaz de extrair as impressões digitais a partir da epiderme (camada externa e visível da pele) e derme (camada interna da pele), resolvendo os problemas dos usuários difíceis da seguinte forma:

- da pele deformável dos bebês por meio de uma leitura sem contato com o scanner;
- das dimensões reduzidas das ondulações da pele do bebê por meio de uma leitura de alta resolução;
- da umidade e sujeira por meio do uso de luz que não seja absorvida ou espalhada pela umidade e sujeira;

- das impressões digitais não visíveis em prematuros por meio de um escaneamento a partir da derme;
- da perda da elasticidade da pele por meio de um escaneamento a partir da epiderme ou derme e/ou sem contato com o scanner; e
- da pele danificada (por trabalho ou tratamento de câncer) por meio de um escaneamento a partir da derme.

[029] No que se refere ao problema de detecção de fraudes por impressão digital falsa e alterações da pele, o método e sistema é capaz de detectar a fraude por impressões digitais falsas acessando uma profundidade maior da amostra biológica, e detectando a ausência da impressão digital da derme, ou avaliando a assinatura de intensidade, já que essa é bastante diferente da pele se comparada com outros materiais.

[030] No caso das fraudes por alteração da pele, o sistema detecta a impressão digital das camadas mais profundas da pele (impressão dermal) ou através de indicadores das partes remanescentes da pele após a alteração (identificando através de padrões de curvaturas).

[031] Alternativamente, pode-se também treinar um sistema com inteligência artificial para reconhecer impressões verdadeiras e alteradas a partir das características do método e sistema de acordo com a presente invenção.

[032] As Figuras 1A e 1B apresentam exemplos de impressões digitais de um bebê com um dia de vida.

[033] A Figura 2 apresenta a comparação das dimensões entre as impressões digitais de um recém-nascido com a de um adulto.

[034] A Figura 3 apresenta o efeito da umidade nas impressões digitais.

[035] A Figura 4 apresenta a pele dos dedos degradada por fatores relacionados a trabalho.

[036] A Figura 5 apresenta os dedos com ausência de impressão digital devido a tratamento com o medicamento Capecitabina.

[037] A Figura 6 apresenta uma impressão digital falsa.

[038] As Figuras 7A a 7D apresentam exemplos de fraudes por alteração da pele.

[039] A Figura 8 apresenta um diagrama esquemático de um sistema scanner biométrico baseado na tecnologia de tomografia de coerência ótica (OCT), de acordo com a presente invenção.

[040] A Figura 9 apresenta um espectro de potência da fonte de luz (diodo superluminescente).

[041] A Figura 10 apresenta um diagrama com os subsistemas que compõem o scanner biométrico com tecnologia de tomografia de coerência ótica de acordo com a presente invenção.

[042] A Figura 11 apresenta uma imagem da linha de varredura de 16 mm de comprimento sobre um dedo.

[043] As Figuras 12A e 12B apresentam um espelho giratório refletindo um feixe de luz no dedo, e a forma de um feixe de varredura.

[044] A Figura 13 apresenta uma leitura do sinal de um ponto da linha de varredura.

[045] A Figura 14 apresenta um sistema multicanais que permite a leitura de vários pontos da amostra simultaneamente pelo sistema multilinhas.

[046] A Figura 15 apresenta uma imagem correspondente a uma seção transversal do dedo obtida após o processamento matemático do sinal obtido através do espectrômetro multilinha.

[047] A Figura 16 apresenta um diagrama das etapas de processamento das imagens provenientes do espectrômetro multilinhas até a obtenção de imagens 2D e 3D de uma amostra biológica.

[048] As Figuras 17A e 17B apresentam gráficos de aspecto da linha original e suavizado.

[049] A Figura 18 apresenta um gráfico da janela de Hann usada no processo de apodização.

[050] A Figura 19 apresenta uma imagem da amostra biológica após a transformada inversa rápida de Fourier.

[051] A Figura 20 apresenta uma imagem da amostra biológica corrigida pelo processo de linearização.

[052] A Figura 21 apresenta um gráfico do espectro de potência da fonte de luz.

[053] A Figura 22 apresenta um gráfico do espectro de potência em quatro partes a serem representadas através de seus respectivos modelos matemáticos.

[054] A Figura 23 apresenta um gráfico do aspecto original da transformada de Fourier de uma linha, ou fatia, da imagem da amostra biológica.

[055] A Figura 24 apresenta um gráfico da aplicação da transformada de Fourier com preenchimento com zeros.

[056] A Figura 25 apresenta uma imagem após a aplicação da transformada inversa de Fourier.

[057] A Figura 26 apresenta um sistema com lâmina de vidro para apoio do dedo.

[058] As Figuras 27A a 27C apresentam a realização de uma varredura radial e imagens real e distorcida (pela varredura radial) de uma lâmina de vidro.

[059] As Figuras 28A e 28B apresentam as distâncias usadas no cálculo e reposicionamento das fatias.

[060] As Figuras 29A e 29B apresentam imagens das impressões digitais 3D extraída da epiderme e da derme.

[061] A Figura 30 apresenta uma imagem de uma fatia tomográfica também chamada de B-scan.

[062] As Figuras 31A a 31F apresentam imagens obtidas em cada passo do método para gerar as impressões digitais 3D.

[063] As Figuras 32A a 32C apresentam exemplos de imagens de refatiamentos transversais do volume 3D.

[064] As Figuras 33A e 33B apresentam um B-scan com sinal de intensidade A-scan amostrado e seu respectivo gráfico de intensidade.

[065] As Figuras 34A a 34I apresentam imagens obtidas em cada passo da construção da impressão digital 3D dermal usando B-scans fatiados segundo uma direção X.

[066] A Figura 35 apresenta um gráfico do método para medir o erro máximo de posicionamento da derme e epiderme.

[067] A Figura 36 apresenta uma imagem do alinhamento da impressão digital 3D com um eixo Z.

[068] A Figura 37 apresenta uma imagem do fatiamento da nuvem segundo um eixo Z, e segundo arcos de circunferência e ajuste de curva.

[069] A Figura 38 apresenta um gráfico de cálculo de coordenada para cada ponto L.

[070] A Figura 39 apresenta uma imagem das ondulações da pele dos dedos compreendendo cristas e vales.

[071] A Figura 40 apresenta tipos-curvatura obtidos pelos sinais das curvaturas gaussiana e média.

[072] As Figuras 41A e 41B apresentam imagens de impressões digitais 2D obtidas a partir das impressões digitais 3D.

[073] De acordo com a presente invenção, o sistema de escaneamento inclusivo e anti-fraude de impressões digitais por tomografia de coerência ótica, é apresentado no diagrama esquemático conforme a Figura 8, o qual funciona como descrito a seguir.

[074] O sistema de escaneamento inclusivo e anti-fraude de impressões digitais consiste de uma fonte de luz (1) que é um diodo superluminescente com comprimento de onda próximo de 830 nm e banda de sinal de 35 nm, ou seja, a faixa de comprimentos de onda emitidos pela fonte de luz (1) vão de 817,5 nm a 852,5 nm, sendo que a escolha deste comprimento de onda e banda ocorre porque neste comprimento de onda a absorção de sinal de luz pela água, um dos principais componentes da pele humana, é mínima.

[075] A escolha de uma fonte de luz de comprimentos de onda próximos do citado (830 a 850nm) e banda de largura semelhante não afeta o desempenho do sistema.

[076] A faixa de comprimentos de onda da fonte de luz (35 nm) é selecionada porque permite obter uma resolução axial de cerca de 10 μm (microns), já que em

tomografia de coerência ótica (OCT), tecnologia usada neste sistema, a resolução axial é governada pelo comprimento de onda central e a largura da faixa banda, da fonte, conforme Equação 1 abaixo.

$$r_{axial} = \frac{2Ln(2)}{\pi} \cdot \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}$$

(Equação 1)

[077] Também foi selecionado um diodo superluminescente, com um espectro de potência com somente um máximo, e com uma forma aproximadamente gaussiana, conforme apresentado na Figura 9, para que os modelos matemáticos sejam válidos (comportamento do feixe) resulte em um desempenho correto, como projetado.

[078] A potência escolhida da fonte é de 12 mW, de modo a obter, conforme os parâmetros do sistema ótico projetado, uma potência mínima na amostra de 3mW, suficiente para obter imagens da pele humana e ainda segura.

[079] A luz então percorre um subsistema ótico que, de acordo com a presente invenção e conforme visto na Figura 10, é composto por subsistemas que compõem o scanner biométrico com tecnologia de tomografia de coerência ótica, compreendendo um subsistema colimador e dimensionador (2), um subsistema de formatação da linha de varredura e escaneamento (3), um interferômetro de Michelson (4), um subsistema de eliminação de crosstalk (5), um espectrômetro multilinhas (6), um subsistema de processamento (7) e um subsistema de geração de imagens (8).

[080] O subsistema colimador e dimensionador (2) executa as etapas de colimar o feixe, garantindo que as frentes de onda sejam o mais próximas de planos paralelos, e de redimensionar o tamanho do feixe, que sai da fibra ótica segundo um cone, e precisa ser redimensionado de modo a cobrir toda a extensão transversal do dedo, que mede em média 16 mm, conforme visto na Figura 11, que apresenta a varredura do dedo com uma linha de varredura de 16 mm de comprimento, atendendo uma padronização internacional, por exemplo, conforme

exigência para a certificação pelo Federal Bureau International (FBI) dos Estados Unido da América.

[081] A fonte de luz (1) tem sua saída através de uma fibra óptica “single mode” a qual é acoplada ao sistema através de um sistema de colimação e redimensionamento do feixe formado pelas lentes (9, 10 e 11) (formados por lentes dubletos acromáticos) as quais tem a função de fazer com que se obtenha um feixe colimado (os raios do feixe de luz são paralelos), e ao mesmo tempo que se possa redimensionar o tamanho do feixe para que chegue na amostra com cerca de 16 mm de comprimento, diâmetro do feixe que sai da lente (11).

[082] O subsistema de formatação de linha de varredura e escaneamento (3) faz com que o feixe de luz, que sai com diâmetro aproximadamente circular do subsistema colimador e dimensionador (2), seja reformatado como uma linha de varredura na amostra de 16 mm de comprimento, e uma espessura de cerca de 10 μm (obtido com a lente cilíndrica (12) e a lente objetiva (13)), conforme visto na Figura 12B, que apresenta a forma do feixe de varredura. A lente objetiva (13) é especialmente projetada para obter uma linha focada com espessura 10 μm , uma profundidade de foco de ao menos 500 μm na amostra (para que seja possível escanear a derme e a epiderme), e um campo de visão de pelo menos 16 mm de diâmetro. A distância focal da lente objetiva (13) é grande o suficiente para que se permita inserir um espelho rotatório (14) entre a lente e a amostra, de modo a controlar o posicionamento (varredura) do feixe de luz (15) (vindo da objetiva) na amostra biológica (16), tal como um dedo, através da rotação do espelho, conforme visto na Figura 12A, que apresenta o espelho rotatório (14) refletindo o feixe de luz (15) (vindo da objetiva) na amostra biológica (16), tal como um dedo, o qual assume a forma de uma linha na dita amostra biológica (16). Esta rotação é realizada através de um atuador galvanométrico de alta precisão, capaz de executar rotações muito pequenas de modo a garantir que a resolução lateral seja obtida.

[083] A informação sobre as características da lente objetiva (13), influenciam a magnificação da imagem a ser coletada pela câmera (17), a resolução lateral do

sistema, a profundidade de foco e o campo de visão (área da amostra a ser coletada).

[084] A título exemplificativo, na presente invenção é usada uma lente tipo dubleto com distância focal de 75mm modelo AC-254-75B (Thorlabs), contudo, no melhor modo de execução, é utilizada uma lente que permita obter:

- resolução lateral de 10 μm (suficiente para imagear impressões digitais de bebês recém-nascidos;
- profundidade de foco (DOF) de 500 μm para coletar imagens da epiderme e derme simultaneamente;
- campo de visão de 16 mm x 25,4 mm;
- funcionamento no comprimento de onda desejado (830 nm a 850 nm); e
- profundidade de escaneamento de ao menos 500 μm .

[085] Por meio da varredura em linha, vários pontos (centenas ou até milhares) da amostra (sob a linha de luz de varredura) são lidos simultaneamente em paralelo, o que aumenta significativamente a velocidade de varredura do sistema, principalmente se comparada à velocidade de sistemas com varredura ponto a ponto.

[086] No que se refere ao interferômetro de Michelson (4), a potência luz que vem da lente cilíndrica (12), é dividida em dois feixes idênticos por um divisor de feixe (18), em que a fração de potência que sai nas faces do cubo pode ser ajustada conforme se escolha um divisor de feixe 50:50, que divide a intensidade pela metade, ou 90:10 que direciona 90% da intensidade à amostra e 10% ao restante do sistema, estando estes feixes em fase, já que se originam de um mesmo feixe. Um desses feixes é dirigido a um espelho (19) de alta refletividade e se reflete de volta ao divisor de feixe (18), o outro penetra a amostra biológica (16) no plano de foco e reflete o sinal de volta ao divisor de feixe (18).

[087] Esses feixes vão interferir se os caminhos óticos percorridos pelo feixe que bate no espelho (19) e na amostra biológica (16), forem os mesmos, o que reforça o sinal proveniente da amostra, que penetra na pele humana e se reflete, à

profundidade desejada, determinada pela posição do espelho (19), sendo este reforço ocasionado por um fenômeno chamado de interferência, segundo o qual duas ondas eletromagnéticas se somam se estiverem em fase. Com isso, determina-se a profundidade em que se deseja escanear dentro da pele, desde que o plano em que se está escaneando na pele esteja dentro de foco da lente objetiva (13), permitindo recolher luz refletida de todas as profundidades compreendidas dentro da profundidade de foco (DOF) de 500 μm , que contempla a epiderme e a derme. É importante ressaltar que o feixe de varredura é composto de uma soma de comprimentos de onda (dentro da largura de banda de luz), e que esses comprimentos de onda se refletem de profundidades ligeiramente diferentes trazendo, quando refletidos, informação dessas profundidades, ou seja, a informação de cada profundidade vem embutida em cada sub-faixa de comprimento de onda, em que cada sub-faixa tem uma fração muito estreita de nanômetros.

[088] Os dois feixes atravessam o divisor de feixe (18) e se dirigem ao subsistema de eliminação de crosstalk (5).

[089] No que se refere ao subsistema de eliminação de crosstalk (5), por mais estreita que seja a linha de varredura, a luz refletida na pele (amostra biológica) também compreende a luz dos pontos que estão sobre a linha de varredura, e também dos pontos vizinhos desses pontos da amostra (lateralmente), fenômeno que se chama de “crosstalk”. Tal subsistema compreende um filtro físico que consiste em uma primeira lente (20), uma segunda lente (21) e uma fenda (22) de dimensões ajustáveis entre essas duas lentes. A lente (20) faz com que o feixe que vem do divisor de feixe (18) seja focado na entrada da fenda (22), cuja abertura é ajustada para rejeitar o sinal proveniente dos pontos vizinhos da porção da pele sob da linha de varredura, e a lente (21) restitui o feixe ao tamanho e colimação originais para que seja dirigido à grade de difração (23). A fenda (22) ainda determina a quantidade de luz a entrar no espectrômetro multilinhas (6), para onde a luz que sai deste subsistema é dirigida em seguida.

[090] No que se refere ao espectrômetro multilinhas (6), é constituído pela fenda (22), pela grade de difração (23), por uma lente (24) e pela câmera (17), e tem a função de separar as sub-faixas de comprimento de onda de luz de cada um dos pontos da amostra lidos e obter a informação refletida das profundidades da amostra de modo que obtenham imagens correspondentes à epiderme até o interior da derme, após o processamento matemático. O espectrômetro multilinhas (6) da presente invenção difere dos espectrômetros tradicionais pela possibilidade de se obter o espectro de vários pontos da amostra simultaneamente, o que é possibilitado pela leitura de uma linha da amostra biológica (16), uma grade de difração (23) extensa o suficiente e de alta resolução, e cerca de 1200 pares de linha por mm, para que a linha de luz passe inteira e seja difratada, sendo esse feixe focado no sensor da câmera de modo que o sinal ótico cubra quase todo o sensor, o que se dá pela relação entre as distâncias focais entre a lente objetiva (13) e da lente (24) da câmera (17), que determina a magnificação do sistema.

[091] Conforme visto na Figura 13, que está representado o sinal de leitura de um ponto da linha de varredura, proveniente de apenas um ponto lido (25) da amostra biológica (16), no caso um dedo, o qual tem as sub-faixas, representadas por cores separadas pela grade de difração (23) que passam pela lente (24), relacionadas a um espectro de cores (28) de um ponto da amostra biológica (16), e focadas em uma linha do sensor (29) da câmera (17).

[092] Como são lidos vários pontos da amostra biológica (16) simultaneamente pelo subsistema do espectrômetro multilinhas (6), obtém-se centenas ou milhares de linhas de espectro, conforme visto na Figura 14 de um sistema multicanais, as quais formarão a imagem da seção transversal, ou fatia, da amostra biológica (16), no caso um dedo, conforme apresentado na linha da Figura 15, que apresenta uma imagem correspondente a uma seção transversal da amostra biológica (16), incluindo a derme, epiderme, stratum corneum e dutos de suor, obtida após o processamento matemático do sinal obtido através do espectrômetro multilinha (6).

[093] Na presente invenção é utilizada uma grade de difração (23) transmissiva, mas uma grade de difração reflexiva também pode ser alternativamente utilizada.

[094] As dimensões da fenda (22), resolução da grade de difração (23), e distâncias focais da lente, são projetadas para permitir a resolução espectral (em nanômetros) do espectrômetro, necessária para a obtenção das resoluções pretendidas.

[095] Essencial à execução da presente invenção, o subsistema de processamento (7) compreende um módulo computacional de alto desempenho, que executa um grande volume de operações matemáticas em poucos segundos, em que as imagens obtidas do espectrômetro multilinhas (6) são processadas.

[096] As imagens geradas pelo espectrômetro multilinhas (6) representam intensidades lidas da amostra no domínio da frequência, e dependem de um processamento matemático para que representem imagens no domínio físico espacial. Essa conversão de domínio da frequência para o domínio espacial ocorre pelo processamento matemático realizado pelo módulo computacional de alto desempenho, que executa as etapas de processamento das imagens provenientes do espectrômetro multilinhas (6) até a obtenção de imagens 2D e 3D da amostra biológica (16), conforme apresentado na Figura 16, compreendendo as etapas de pré-processamento das imagens da câmera, subtração do nível DC, apodização de sinal, transformada rápida de Fourier, linearização do sinal, reamostragem do sinal, compensação de dispersão, e correção radial.

[097] No pré-processamento das imagens da câmera, dois conjuntos de imagens são lidos através de um scanner OCT, sendo um conjunto pequeno de imagens do background, obtidos sem amostra nenhuma no scanner, e imagens de amostras representadas por 5 (cinco) fatias. Este conjunto é necessário para se obter informação de fundo (background), especialmente sinal de nível fixo (DC) o qual será subtraído das informações da amostra biológica (16) posteriormente.

[098] Nesta etapa, são lidas aproximadamente 5 imagens da câmera (17), as quais são usadas para o cálculo de uma imagem média, somando pixel a pixel e dividindo pelo número de imagens.

[099] Assim, cada pixel da imagem média (de fundo) será gerado como expresso pela Equação 2:

$$P_{med}(x, y) = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 P_i(x, y)$$

(Equação 2)

onde $P_{med}(x,y)$ é a imagem “média” obtida pela Equação 2 nos pontos x e y , e P_i são as imagens de fundo.

[100] Para imagens com “L” linhas e “C” colunas, os valores de x e y variam de 1 até L, e de 1 até C, respectivamente.

[101] Cada linha da imagem P_{med} , representada na Figura 17A, é suavizada, para eliminar pequenas ondulações usando um método de regressão local usando mínimos quadrados ponderados, e um modelo polinomial de primeiro grau, resultando na curva apresentada na Figura 17B (resultando no sinal $P(x,y)$).

[102] Estas linhas de P_{med} têm um aspecto similar ao espectro de potência da fonte de luz.

[103] Em seguida, em uma etapa de subtração do nível DC, as linhas de cada fatia da imagem da amostra biológica (16) são subtraídas da correspondente linha da imagem P_{med} , ponderada com um peso 0,99, resultando em uma imagem R em que a componente DC é bastante reduzida, como na Equação 3 a seguir:

$$R(x,y) = S(x,y) - 0,99 \cdot P(x,y)$$

(Equação 3)

[104] Em seguida uma etapa denominada como apodização de sinal é aplicada para suavizar discontinuidades nos extremos de cada linha do sinal $R(x,y)$, multiplicando-o linha a linha por um padrão, chamado de janela de Hann, com

comprimento igual ao do número de colunas C da imagem, conforme mostrado na Figura 18, o que resulta na imagem $Rap(x,y)=R(x,y).H(x,y)$.

[105] Na etapa de transformada rápida inversa de Fourier (FFT), é executado o cálculo linha a linha sobre a imagem (Rap), a qual já contém as informações das estruturas internas da amostra biológica (16), conforme apresentado na Figura 19.

[106] Esta imagem $FR(x,y)$, apresentada na Figura 19, compreende as intensidades correspondentes à estrutura interna da amostra biológica (16), porém as profundidades não correspondem às profundidades reais da amostra biológica (16), pelo fato de que a transformada rápida inversa de Fourier retorna a informação da intensidade da amostra biológica (16) como função do comprimento de onda. Assim, uma estrutura que, na amostra está a $100\ \mu\text{m}$ de profundidade, aparece em uma profundidade diferente na imagem. Essa imagem é corrigida por uma etapa de linearização do sinal, que torna a profundidade da imagem linear, ou seja, corrigida em relação a imagem anterior. Após a execução desta etapa de linearização do sinal, obtém-se imagens mais nítidas e menos ruidosas, conforme apresentado na Figura 20.

[107] A etapa de linearização do sinal compreende inicialmente um mapeamento de cada comprimento de onda em cada linha de imagem da amostra biológica, usando uma linearização por partes baseada no perfil do espectro de potência da fonte de luz do scanner (SLD Power Spectrum), que tipicamente tem o aspecto aproximadamente gaussiano, conforme visto na Figura 21, cujo espectro de potência da fonte de luz (diodo superluminescente) é fornecido pelo fabricante.

[108] Além disso, nesta etapa de linearização do sinal, dois parâmetros importantes são usados, sendo o comprimento de onda central, que corresponde ao pico do gráfico da Figura 21, e a banda da fonte de luz, cujo intervalo é calculado na metade da máxima potência, conforme visto na Figura 21.

[109] A partir do espectro de potência, são construídos ao menos quatro modelos matemáticos que representam o espectro de potência em quatro partes, conforme visto na Figura 22.

[110] Esses modelos são utilizados para interpolar os pontos do espectro que correspondem a intervalos regulares do k-number, os quais são lineares na profundidade.

[111] O número de onda (k) é calculado, para cada linha do espectro S(x,y), a partir dos comprimentos de onda do espectro de potência λ , através da Equação 4:

$$k = \frac{2\pi}{\lambda}$$

(Equação 4)

[112] Em seguida, monta-se a uma tabela de correspondência, para todo o espectro, conforme Tabela 1 abaixo, que apresenta um exemplo de tabela com comprimentos de onda (λ) e seus correspondentes números de onda (k)

λ	822	828	830	832	834	836	838	839	841	844	845
k	7,64 E-03	7,59 E-03	7,57 E-03	7,55 E-03	7,53 E-03	7,52 E-03	7,50 E-03	7,49 E-03	7,47 E-03	7,44 E-03	7,44 E-03

[113] Em seguida, calcula-se uma sequência de números de onda (k) a intervalos regulares, tal como exemplificado na Tabela 2 abaixo, com valores de k linearizados a intervalos regulares de $1,876 \times 10^{-5}$, e interpola-se os valores da onda linha a linha, utilizando os quatro modelos, de modo a se obter os valores de sinal correspondentes a cada novo k (linear), obtendo assim Slinear(x,y), sinal no domínio da frequência linear em k.

K	7,644	7,625	7,606	7,587	7,569	7,550	7,531	7,512	7,494	7,475	7,456
(linear)	E-03										

Por sua vez, frequentemente é necessária uma imagem com um nível de detalhe mais fino do que a obtida na etapa de linearização do sinal. Para se obter esse nível de detalhe, executa-se usa a etapa de reamostragem do sinal, uma com zero-padding, que significa preencher com zeros, aqui implementada partindo-se da

transformada de Fourier $FS_{\text{linear}}(x,y)$, calculada a partir do sinal linearizado em k , $S_{\text{linear}}(x,y)$, em que a transformada de Fourier de cada linha tem tipicamente o aspecto do gráfico da Figura 23, que apresenta o aspecto original da transformada de Fourier de uma linha da imagem (fatia) da amostra biológica (16).

[114] Na etapa de reamostragem do sinal, executa-se linha a linha as etapas de preencher cada linha $FS_{\text{linear}}(x,y)$ com uma quantidade de zeros que resulta no tamanho desejado, conforme visto na Figura 24 que apresenta a transformada de Fourier com zero-padding (preenchimento com zeros), calcular a transformada inversa de Fourier, e obter a imagem resultante de tamanho maior e com mais detalhes, conforme visto na Figura 25, que apresenta a imagem após a transformada inversa de Fourier

[115] De acordo com a presente invenção, também pode ser executada (se necessário) uma etapa de compensação de dispersão, a qual se faz necessária de ocorrer a inserção de uma lâmina de vidro (26) no scanner para que a amostra biológica (16), no caso um dedo, fique em posição fixa, para recepção do feixe de luz (15) vindo da objetiva, e refletido pelo espelho rotatório (14), conforme visto na Figura 26, já que movimentos de poucas dezenas de microns (μm) podem afetar a sensibilidade do sistema. Esta lâmina pode introduzir dispersão no sinal de luz dirigido à amostra.

[116] A passagem da luz por outros meios que não o ar, faz com que a velocidade desta mude (fenômeno conhecido como dispersão) conforme o material, alterando a fase da onda que vem da amostra biológica (16) e é coletada na câmera (17), o que pode afetar a sensibilidade e a resolução em profundidade (axial) do sistema.

[117] Uma forma de corrigir o problema de dispersão é realizada por meio da etapa de introduzir uma mudança de fase através de equações matemáticas, levando em conta a espessura do vidro e a mudança de fase do sinal, o que é feito multiplicando o sinal por uma exponencial elevada à mudança de fase com sinal trocado (positivo pelo negativo e vice-versa) para se compensar a dispersão. Outra

forma é introduzir uma lâmina de vidro idêntica no braço de referência do interferômetro de Michelson.

[118] Também ocorre o fenômeno da dispersão, quando a luz penetra a pele da amostra biológica (16), o que pode ser modelado de forma aproximada, sendo o modelo mais complexo, já que a cada camada da pele, muda o índice de refração, e compensado da forma descrita.

[119] Uma varredura radial (30) do sistema Line Field-OCT é realizada a partir do espelho rotatório (14) do Galvo (ou outro dispositivo rotatório, como por exemplo um MEMS) sobre a amostra biológica (16), sendo coletadas regiões em profundidades e ângulos, conforme visto na Figura 27A, ligeiramente diferentes a cada fatia “slice” lida, resultando em uma distorção geométrica que deve ser corrigida na montagem do volume, caso contrário as imagens dos volumes 3D obtidas terão uma forte distorção, tal como exemplificado pela lâmina de vidro (32) da Figura 27B, que tem uma forma plana, e que ficaria distorcida como na Figura 27C, se a correção não for feita.

[120] A etapa de correção radial da imagem é realizada criando-se através de processamento de imagens que inicia com um cubo vazio, representado por uma matriz tridimensional CB, e o cálculo da posição espacial de cada fatia, sua rotação e adição ao cubo. A posição geométrica de cada fatia é calculada por uma equação que considera a distância do centro espelho rotativo até o plano de foco na amostra e o passo de rotação α , ou seja, o ângulo mínimo de rotação entre varreduras sucessivas, utilizado na varredura, conforme visto na Figura 28A, que apresenta distâncias usadas no cálculo. O reposicionamento de cada fatia, obtido pela rotação espacial através de processamento de imagens, é ilustrado na Figura 28B.

[121] Por fim, o subsistema ótico apresentado pela presente invenção, apresenta o subsistema de geração das imagens (8), em que, após obtidas as imagens da amostra através das etapas de método anteriormente descritas, executa-se a extração das nuvens de pontos correspondentes à epiderme e derme, chamadas respectivamente de impressões digitais 3D da derme e da epiderme, conforme

apresentado na Figura 29A, que apresenta uma impressão digital 3D extraída da epiderme, e na Figura 29B, que apresenta uma impressão digital 3D extraída da derme.

[122] A extração das impressões digitais da derme e da epiderme seguem estratégias distintas de processamento de imagem, como descrito a seguir.

[123] A extração das impressões digitais 3D da Epiderme parte das imagens das fatias tomográficas, conforme apresentado na Figura 30, que representa uma fatia tomográfica (também chamada de B-Scan), onde se enxerga a parte mais externa da epiderme (EPI), chamada de Stratum Corneum (SC), a epiderme (EPI) se estende mais um pouco em uma região de menor intensidade, e a uma profundidade maior encontra-se a derme (DER), onde a intensidade volta a subir e aparece como uma zona cinzenta, conforme visto na Figura 30. Na interface EPI-DER, ocorre o mesmo padrão de ondulações da epiderme (Figura 30). Isso se deve ao fato de que a impressão digital se origina na interface entre a epiderme e a derme, sendo que as células migram para fora, mantendo o padrão morfológico, que forma a impressão digital.

[124] Inicialmente é realizado um processamento fatia a fatia, conforme mostrado nas Figuras 31A a 31F. A imagem inicialmente sofre uma operação de limiarização, em que ocorre a conversão de cada ponto para preto ou branco baseado em um limiar de intensidade, acima do qual se considera um ponto da imagem branco ou preto, conforme visto na Figura 31A. Em seguida, melhora-se a imagem (redução de ruído) com um filtro de imagem chamado de “filtro de mediana”, onde o valor atribuído a um ponto (pixel) é a mediana das intensidades de seus vizinhos, conforme visto na Figura 31B. Após é aplicado um detector de bordas, que detecta uma transição do claro para o escuro, o qual detecta tipicamente duas bordas devido à transição do ar para o Stratum Corneum (AR-SC) e do Stratum Corneum para a parte interna da epiderme, SC-EPI (onde a intensidade cai). Somente a borda mais externa a partir do topo para baixo é selecionada, conforme visto nas Figuras 31C e 31D. O mesmo processo é repetido

com um refatiamento na direção transversal, conforme visto nas Figuras 32A a 32C, que apresentam refatiamentos do volume 3D, primeiro segundo o plano X-Z (Figura 32B) e depois na direção transversal, plano Y-Z (Figura 32C), o que gera uma segunda nuvem, conforme visto na Figura 31E, que é combinada com a primeira nuvem, aumentando significativamente a densidade de pontos na nuvem final apresentada na Figura 31F.

[125] A Figura 33A apresenta um B-Scan que tem seu sinal de intensidade (A-scan) amostrado, enquanto a Figura 33B apresenta um gráfico de intensidade correspondente ao sinal de intensidade (A-scan) amostrado.

[126] Neste gráfico da Figura 33B pode-se visualizar uma região à profundidade de 0 a 200 microns (μm) com intensidade muito baixa, correspondente ao ar (AR), entre 200 e 300 microns (Sector I) temos um pico de alta intensidade, correspondente à interface entre o ar e o Stratum Corneum (AR-SC), entre 400 e 500 microns encontramos outro pico de intensidade (Sector II), que corresponde à interface entre a epiderme e a derme (EPI-DER).

[127] As distâncias apresentadas podem variar de pessoa para pessoa, mas o sistema pode facilmente se adaptar detectando os máximos da curva do gráfico da Figura 33B.

[128] O processo de geração da impressão digital 3D da derme, mostrado nas Figuras 34A a 34I, consiste em:

- equalizar o histograma (de intensidades) do B-scan para aumentar o contraste entre a epiderme e a derme; e
- em seguida aplicar um filtro de mediana (descrito pela equação 5 abaixo):

$$I_{mod_median}(i,j) = 1/7.[I(i,j-1) + I(i-1,j-1) + I(i-1,j) + I(i-1,j+1) + I(i,j+1) + 2.I(i,j)]$$

(Equação 5)

onde, $I(i,j)$ é uma matriz representando a imagem do B-scan. Os índices “i e j” representam as coordenadas em relação aos eixos horizontal (X ou Y) e vertical (Z) de cada B-Scan, respectivamente. Realiza-se então um re-mapeamento de

intensidades de modo a melhorar o contraste na interface entre a derme e a epiderme, seguido de uma detecção de bordas e uma operação morfológica conhecida como “dilatação” nas direções horizontal e vertical usando um elemento estruturante linear de tamanho 1 x 2-pixels seguido por um afinamento das linhas (“thinning”).

[129] A região AR-SC (primeiro pico do gráfico da Figura 34B, (correspondente ao Setor I) é mascarada com zeros para que fique aparente somente a região EPIDERM. Uma imagem binária (preta e branca somente com zeros e uns) $I_{peak}(i,j)$ é construída a partir dos A-scans sendo uma intensidade “1” (nível branco) atribuída aos pontos que são máximos locais do gráfico e “0” (preto) caso contrário. A imagem $I_{acc_col}(i,j)$ é formada pela acumulação (soma) de pontos vizinhos da imagem $I_{peak}(i,j)$ segundo as colunas, conforme visto na Equação 6, sendo essa usada para construir a imagem $I_{acc}(i,j)$ pela acumulação de pontos vizinhos segundo as linhas, como expresso na Equação 7. Finalmente, é utilizado um valor ($thr = 0,45$) para construir a imagem final $I_{acc_th}(i,j)$, a qual é atribuído para cada pixel o valor 255 (correspondente aos pontos em 1) ou 0, respectivamente para pontos acima ou abaixo do limiar, como descrito na Equação 8. O valor de limiar ($thr = 0,45$) é determinado empiricamente através de testes em uma base de dados de imagens.

$$I_{acc_col}(i,j) = \sum_{m=j-5}^{m=j+5} [I_{peak_col}(i,m)]$$

(Equação 6)

$$I_{acc}(i,j) = \sum_{n=i-5}^{n=i+5} I_{acc_col}(n,j)$$

(Equação 7)

$$I_{acc_th} = \begin{cases} 255 & \text{if } I_{acc} > thr \cdot \max(I_{acc}) \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

(Equação 8)

[130] Após a acumulação anterior, os pontos mais acima de cada coluna são selecionados como os pontos da nuvem que representa a impressão digital da derme, conforme visto na Figura 34G. Finalmente, o processo é repetido refatiando as colunas segundo uma direção transversal (como no processo anterior, para a Epiderme), obtendo-se assim uma segunda nuvem de pontos que é juntada à primeira, formando a impressão digital 3D da derme final.

[131] As Figuras 34A a 34I ilustram os limiares, onde primeiro são acumuladas intensidades de pico na vizinhança. As Figuras 34A a 34I apresentam a construção da impressão digital 3D dermal usando B-scans fatiados segundo a direção X, em que: A Figura 34A apresenta a imagem após equalização de histograma; a Figura 34B apresenta a imagem após a aplicação do filtro de mediana modificado; a Figura 34C apresenta a imagem após o re-mapeamento de intensidade; as Figuras 34D e 34E apresentam as imagens após a detecção de bordas (em que a representação em amarelo se refere a derme) e a dilatação e afinamento (“thinning”); a Figura 34F apresenta a acumulação de picos; a Figura 34G apresenta os pontos selecionados mais acima de cada coluna da borda da derme, a Figura 34H apresenta as nuvens 3D segundo duas orientações transversais; e a Figura 34I apresenta uma nuvem 3D final.

[132] Ademais, a presente invenção também possibilita avaliar o erro máximo de posicionamento da derme e epiderme, por meio da posição dos picos das interfaces SC-EPI e EPI-DER construindo um gráfico conforme apresentado na Figura 35 e determinando a largura que equivale a 50% do pico, delimitada como “peak width 1” e “peak width 2”, sendo esses os erros máximos.

[133] Aplicando o erro a uma base de dados de pesquisa, obtém-se a Tabela 3 abaixo, com o erro máximo medido.

Tabela 3		
Interface	Largura média de pico (μm)	Desvio padrão (μm)
Ar-Stratum Corneum	118,00	30,40
Epiderme-Derme	236,00	70,00

Tabela 3

[134] Por compatibilidade com as bases de dados atuais AFIS (automated fingerprint identification systems), que representa o padrão mais aceito em impressões digitais, é necessário que seja gerada a impressão digital em 2D, assim, a presente invenção também apresenta um método para a conversão das impressões digitais de 3D para 2D, compreendendo as etapas de:

- inicialmente alinhar a impressão digital 3D (construída na etapa anterior) com o eixo Z, conforme visto na Figura 36;
- depois, a impressão é fatiada segundo planos paralelos ao plano X-Y, tendo uma fatia para cada unidade de Z, conforme apresentado na Figura 37 (fatiamento da nuvem em planos paralelos a X-Y em alturas segundo o eixo Z segundo os arcos de circunferência e ajuste de curva para um círculo com o raio R e centro C) e os pontos de cada fatia são aproximados por meio de um ajuste de curva (“curve fitting”) a um arco de circunferência, determinando-se o raio médio do círculo (R) que mais se aproxima aos pontos da fatia e de seu centro geométrico (C).
- em seguida, são calculadas as coordenadas de cada ponto em relação ao seu centro geométrico C, fatia a fatia, por meio do cálculo do comprimento do arco L entre a origem e a coordenada do ponto, conforme apresentado na Figura 38, sendo que isso é realizado convertendo as coordenadas de cada ponto da fatia para coordenadas polares e calculando L segundo a Equação 9, onde L é o comprimento do arco L, R é o raio do centro do círculo a cada ponto da fatia, e Θ é o ângulo em radianos

$$L=R.\Theta$$

(Equação 9)

- para cada ponto da imagem das ondulações da pele do dedo, determina-se se pertence a uma crista (ondulação da pele para cima) ou vale (ondulação para baixo) conforme visto na Figura 39, sendo que a determinação se cada ponto pertence a uma crista ou vale é realizada interpolando a nuvem de pontos a intervalos regulares e calculando o tipo-curvatura de cada ponto da nuvem através de geometria diferencial, calculando os sinais as curvaturas média (H) e gaussiana (K), de modo que se possa classificar a curvatura do ponto em diversos tipos, conforme visto na Figura 40.

[135] Em uma impressão digital típica os pontos da crista que tocam a superfície do sensor (se este for baseado em toque) tem um nível de intensidade escuro, próximo do preto, e os que não tocam tem o valor claro, mais próximo do branco. Assim, os pontos classificados como sela-vale, vale ou cova será atribuído o valor “1” (branco) e aos pontos classificados em outros tipos-curvaturas serão classificados como “0” (preto), resultando em uma imagem de impressão digital 2D original, conforme vista na Figura 41A, a qual pode ser suavizada com filtros direcionais (filtros de Gabor) para se obter uma imagem de impressão digital 2D, tal como apresentada na Figura 41B.

[136] Em síntese, o novo método, por meio do preciso ajuste do comprimento de onda de cerca de 850nm e banda de 35nm, resolve o problema da mínima absorção de luz pela pele humana; também, o espectro aproximadamente Gaussiano, otimiza a calibração e linearização do dispositivo no qual o método é executado; ainda, a potenciação em 12 mW compensa as perdas de sinal dentro do sistema ótico e permite coletar uma potência de sinal aumentando a segurança do usuário; também provê um acréscimo na profundidade de foco necessário para leitura com a curvatura natural do dedo, o condicionamento do sinal ótico reduz as frentes de onda a aproximadamente planas e paralelas após colimação, reduz a interferência

na parte externa do campo de visão, mitiga o impacto de fontes parasitas de luz e reflexões de sinal indesejadas e realiza o processamento em alto desempenho para a obtenção de imagens em tempos compatíveis com o scanner biométrico.

[137] Em especial, a concepção da formação do feixe e geração das imagens dos espectrogramas, na saída do espectrômetro, resulta em desempenho muito superior ao que se obteria com a aquisição de lentes comerciais, como por exemplo lentes objetivas de abertura numérica inadequada, que não possuem campo de visão suficiente para varrer toda a área necessária, lentes com a abertura numérica muito baixa, que comprometem a resolução e profundidade de foco necessários para escanear a derme e a epiderme simultaneamente, lentes com distância focal muito pequena que impedem a colocação de espelhos rotativos entre a objetiva e a amostra de modo a realizar a varredura do feixe, lentes com distância focal muito grande que comprometem a seletividade da faixa de profundidade que se pretende amostrar e dispersa fótons em volumes muito extensos.

[138] Ainda, a divisão em dois feixes idênticos por um divisor de feixe traz as vantagens de permitir que se obtenha dois feixes idênticos e em fase, condição para que a interferência da luz ocorra e permita a obtenção da informação refletida das estruturas da pele na faixa de profundidades desejada.

[139] Também, a obtenção do sinal do espectro de potência com milhares de pontos distanciados de 10 a 20 μm (microns), possibilita uma quantidade de pontos muito acima de quaisquer espectrômetros comercialmente disponíveis processados com muito maior rapidez. Além disso, substitui o uso de múltiplas fibras dispostas em uma linha, que inviabiliza o funcionamento do dispositivo no qual o método é aplicado, pois a espessura das fibras, mesmo se usados feixes de fibras (fiber bundles) ultrapassa o limite da resolução necessária, além de demandar um posicionamento físico muito preciso; também, a eliminação de crosstalk e o controle da admissão de sinal na entrada do espectrômetro, determinam também a resolução espectral do mesmo; ainda, a reformatação da linha de varredura na

amostra e a otimização do desempenho, ocorre por meio do equilíbrio do sistema de eliminação de crosstalk com o espectrômetro multilinhas.

[140] A varredura radial do sistema Line Field-OCT resolve o problema da velocidade necessária para varrer toda a extensão do dedo, porém causa distorção geométrica na imagem 3D do dedo pela coleta em posições em ângulos diferentes, o que distorce a imagem 3D. Este problema, corrigido pelo cálculo da correção radial com parâmetros geométricos e óticos do sistema opto-mecânico de varredura, permite o posicionamento correto de cada fatia, eliminando a distorção.

[141] A etapa de linearização do sinal permite que se corrija a informação de profundidade de cada ponto de imagem, distorcida pela transformada de Fourier, por meio da linearização por partes, que usa o perfil do espectro de potência da fonte de luz e o pico do gráfico do espectro de potência da fonte de luz, resultando em quatro modelos matemáticos que permitem uma interpolação mais precisa das posições corretas dos pontos em cada profundidade.

[142] A etapa da compensação de dispersão reduz o impacto negativo na sensibilidade do sistema e na resolução em profundidade do mesmo.

[143] O método também permite que se obtenha, a partir das imagens 3D da derme e da epiderme, impressões digitais 2D pelo refatiamento das impressões digitais 3D, ajuste de curva (fatia a fatia) das ondulações de cada dedo em cada altura segundo o círculo mais próximo e determinação das coordenadas de cada linha no plano 2D. Assim, o scanner é capaz de escanear e obter simultaneamente impressões digitais 2D e 3D.

[144] Por fim, o método proposto detecta de fraudes por alteração da pele com dano intencional e impressões digitais falsas, feitas de materiais como o silicone. Também permite que sejam escaneadas impressões digitais de usuários difíceis de escanear. Em ambos os casos o método dispensa a necessidade de toque e usa a impressão digital da derme, quando necessário.

REIVINDICAÇÕES

1.) “MÉTODO DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA”, caracterizado por compreender as etapas de:

colimar um feixe de luz, e redimensionar o tamanho do feixe de luz, que sai da fibra ótica segundo um cone, redimensionando-o por meio de um subsistema colimador e dimensionador (2), compreendendo lentes (9, 10 e 11), de modo a cobrir toda a extensão transversal de uma amostra biológica (16), tal como um dedo;

reformatar o feixe de luz, que sai do subsistema colimador e dimensionador (2), como uma linha de varredura na amostra biológica (16), por meio de um subsistema de formatação de linha de varredura e escaneamento (3), compreendendo o dito subsistema colimador e dimensionador (2), uma lente cilíndrica (12) e uma lente objetiva (13), cuja dita lente objetiva (13) obtêm uma linha focada com espessura 10 μm , uma profundidade de foco de ao menos 500 μm na amostra biológica (16), e um campo de visão de ao menos 16mm de diâmetro, e cuja distância focal da lente objetiva (13) permite inserir um espelho rotatório (14) entre a dita lente (13) e a amostra biológica (16), de modo que se controle o posicionamento e varredura em linha do feixe de luz (15) vindo da lente objetiva (16) sobre uma pluralidade de pontos lidos simultaneamente em paralelo da amostra biológica (16), tal como um dedo, e rotacionar dito espelho rotatório (14) por meio de um atuador galvanométrico;

dividir a potência luz que vem da lente cilíndrica (12) em dois feixes idênticos por meio de um divisor de feixe (18) de um interferômetro de Michelson (4), ajustar a fração de potência que sai nas faces do cubo conforme um divisor de feixe, direcionar um desses feixes a um espelho (19) de alta refletividade, refleti-lo de volta ao divisor de feixe (18), penetrar o outro desses feixes na amostra biológica (16) no plano de foco, e refletir o sinal de volta ao divisor de feixe (18), sendo que os dois feixes atravessam o divisor de feixe (18) e se dirigem ao subsistema de eliminação de “crosstalk” (5);

direcionar o foco do feixe que vem do divisor de feixe (18) na entrada da fenda (22), por meio de um subsistema de eliminação de “crosstalk” (5) que compreende um filtro físico que consiste em uma primeira lente (20), uma segunda lente (21), e uma fenda (22) de dimensões ajustáveis entre essas duas lentes, ajustar dita abertura da dita fenda (22) para rejeitar o sinal proveniente dos pontos vizinhos da porção da pele sob a linha de varredura, focar o feixe que vem do divisor de feixe (18) na entrada da fenda (22) por meio da lente (20), restituir o feixe ao tamanho e colimação originais por meio da lente (21) para que seja dirigido à grade de difração (23), e determinar a quantidade de luz a ser direcionada a um espectrômetro multilinhas (6) por meio da fenda (22);

separar as sub-faixas de comprimento de onda de luz de cada um dos pontos lidos da amostra biológica (16) por meio de um espectrômetro multilinhas (6) que compreende uma fenda (22), uma grade de difração (23), uma lente (24), e uma câmera (17), e obter a informação refletida das profundidades da pele de modo que se obtenham imagens do espectro de vários pontos da amostra simultaneamente, por meio de um sistema (espectrômetro) multicanais, os quais formarão a imagem da seção transversal da amostra biológica (16), incluindo a derme, epiderme, stratum corneum e dutos de suor, obtida após um processamento matemático;

executar operações matemáticas por meio de um subsistema de processamento (7) compreendendo um módulo computacional, processar as imagens obtidas do espectrômetro multilinhas (6) e convertê-las do domínio da frequência para o domínio espacial até a obtenção de imagens 2D e 3D da amostra biológica (16);

executar a extração de nuvens segundo orientações transversais de pontos correspondentes à epiderme e derme após obtidas as imagens das fatias tomográficas da amostra biológica (16), compreendendo impressões digitais 3D da derme e da epiderme, por meio de um subsistema de geração das imagens (8), em que se executa as etapas de realizar um processamento fatia a fatia, em que a imagem inicialmente sofre uma operação de limiarização, e ocorre a conversão de cada ponto para preto ou branco baseado em um limiar de intensidade, acima do

qual se considera um ponto da imagem branco ou preto, melhorar a imagem com um filtro de imagem denominado filtro de mediana, onde o valor atribuído a um ponto é a mediana das intensidades de seus vizinhos, aplicar um detector de bordas, que detecta uma transição do claro para o escuro, o qual detecta tipicamente duas bordas devido à transição do ar para o Stratum Corneum, e do Stratum Corneum para a parte interna da epiderme, selecionar somente a borda mais externa a partir do topo para baixo, e repetir as mesmas etapas com um refatiamento na direção transversal, primeiro segundo o plano X-Z e depois na direção transversal, plano Y-Z, gerando uma segunda nuvem, a qual é combinada com a primeira nuvem, gerando uma nuvem final de maior densidade de pontos.

2.) “MÉTODOS DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA”, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por a etapa de geração da impressão digital 3D compreender adicionalmente as subetapas de:

equalizar um histograma de intensidades da fatia tomográfica (B-scan) de aumento do contraste entre a epiderme e a derme;

aplicar um filtro de mediana considerando uma matriz representando a imagem da fatia tomográfica e índices e que representam as coordenadas em relação aos eixos horizontal (X ou Y) e vertical (Z) de cada fatia tomográfica, respectivamente; e

executar um re-mapeamento de intensidades de modo a melhorar o contraste na interface entre a derme e a epiderme, seguido de uma detecção de bordas e uma operação morfológica de dilatação nas direções horizontal e vertical usando um elemento estruturante linear seguido por um afinamento das linhas.

3.) “MÉTODOS DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA”, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por a etapa de executar operações matemáticas por meio de um subsistema de processamento (7) compreendendo um módulo computacional, e processar as imagens obtidas do espectrômetro multilinhas (6) e convertê-las do domínio da frequência para o domínio espacial até

a obtenção de imagens 2D e 3D da amostra biológica (16), compreender adicionalmente as subetapas de:

pré-processamento das imagens da câmera, por meio de dois conjuntos de imagens que são lidos por meio de um scanner OCT, sendo um conjunto pequeno de imagens do background, obtidos sem amostra nenhuma no scanner, e imagens de amostras representadas por fatias, sendo que dito conjunto fornece uma informação de fundo, tal como sinal de nível fixo (DC) a ser subtraído das informações da amostra biológica (16) posteriormente, incluindo a leitura de imagens da câmera (17) as quais são usadas para o cálculo de uma imagem média, somando pixel a pixel e dividindo pelo número de imagens;

subtração do nível DC, em que as linhas de cada fatia da imagem da amostra biológica (16) são subtraídas da correspondente linha de uma imagem média ponderada com um peso 0,99, resultando em uma imagem em que a componente DC é reduzida;

apodização de sinal aplicada para suavizar descontinuidades nos extremos de cada linha do sinal $R(x,y)$, multiplicando-o linha a linha por um padrão de janela de Hann, com comprimento igual ao do número de colunas da imagem, resultando em uma imagem $R_{ap}(x,y)$;

execução da transformada rápida inversa de Fourier (FFT), sendo executado o cálculo linha a linha sobre a imagem, a qual já contém as informações das estruturas internas da amostra biológica (16), sendo que esta imagem compreende as intensidades correspondentes à estrutura interna da amostra biológica (16) e é corrigida por uma etapa subsequente de linearização do sinal, tornando a profundidade da imagem linear corrigida em relação a imagem anterior;

linearização do sinal compreendendo inicialmente mapear cada comprimento de onda em cada linha de imagem da amostra biológica (16) usando uma linearização por partes baseada no perfil do espectro de potência da fonte de luz do scanner (SLD Power Spectrum), parametrizar o comprimento de onda central de acordo com a máxima potência, e a banda da fonte de luz cujo intervalo é calculado na metade da máxima potência, construir ao menos quatro modelos matemáticos

que representam o espectro de potência em quatro partes, interpolar os pontos do espectro que correspondem a intervalos regulares utilizando os quatro modelos matemáticos, calcular o número de onda para cada linha do espectro, a partir dos comprimentos de onda do espectro de potência, calcular uma sequência de números de onda a intervalos regulares e interpolar os valores da onda linha a linha, utilizando os quatro modelos matemáticos, de modo a se obter novos valores de sinal correspondentes no domínio da frequência linear;

reamostragem do sinal compreendendo executar e preencher com zeros cada linha, partindo-se da transformada de Fourier calculada a partir do sinal linearizado, em que a transformada de Fourier de cada linha apresenta o aspecto original da transformada de Fourier de uma linha da imagem da amostra biológica (16), calcular a transformada inversa de Fourier, e obter a imagem resultante;

compensação de dispersão, no caso em que seja necessário inserir uma lâmina de vidro (26) no scanner para que a amostra biológica (16), no caso um dedo, fique em posição fixa, para recepção do feixe de luz (15) vindo da objetiva, e refletido pelo espelho rotatório (14), introduzir uma mudança de fase através de equações matemáticas, levando em conta a espessura do vidro e a mudança de fase do sinal, multiplicando o sinal por uma exponencial elevada à mudança de fase com sinal trocado, positivo pelo negativo e vice-versa;

correção radial da imagem, compreendendo realizar um processamento de imagens que inicia com um cubo vazio, representado por uma matriz tridimensional, calcular a posição espacial de cada fatia, sua rotação e adição ao cubo, em que a posição geométrica de cada fatia é calculada e reposicionada considerando a distância do centro espelho rotativo até o plano de foco na amostra e o passo de rotação, sendo o ângulo mínimo de rotação entre varreduras sucessivas, utilizado na varredura.

4.) “MÉTODOS DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA”, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por a conversão das impressões digitais de 3D para 2D, compreender as etapas de:

alinhar inicialmente uma impressão digital 3D com um eixo Z;

fatiar a impressão segundo o eixo Z, tendo uma fatia para cada unidade de Z, compreendendo um fatiamento da nuvem de acordo com o eixo Z, segundo os arcos de circunferência e ajuste de curva para um círculo com o raio R e centro C, em que os pontos de cada fatia são aproximados por meio de um ajuste de curva a arco de circunferência, determinando-se o raio médio do círculo R que mais se aproxima aos pontos da fatia e de seu centro geométrico C;

executar o cálculo das coordenadas de cada ponto em relação ao seu centro geométrico C, fatia a fatia, por meio do cálculo do comprimento do arco L entre a origem e a coordenada do ponto, convertendo as coordenadas de cada ponto da fatia para coordenadas polares;

determinar para cada ponto da imagem das ondulações da pele de uma amostra biológica, se tal ponto pertence a uma crista de acordo com a ondulação da pele para cima, ou vale de acordo com a ondulação para baixo, sendo que a determinação se cada ponto pertence a uma crista ou vale é realizada interpolando a nuvem de pontos a intervalos regulares, e calculando o tipo-curvatura de cada ponto da nuvem através de geometria diferencial, calculando os sinais as curvaturas média e gaussiana, de modo que se possa classificar a curvatura do ponto em diversos tipos; e

classificar os pontos de crista que tocam a superfície do sensor em um nível de intensidade escuro, e os pontos que não tocam a superfície do sensor em um nível de intensidade claro, e atribuir aos pontos classificados como sela-vale, vale ou cova será o valor branco, e aos pontos classificados em outros tipos-curvaturas o valor preto, resultando em uma imagem de impressão digital 2D.

5.) “SISTEMA DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA”, caracterizado por compreender:

um subsistema colimador e dimensionador (2) compreendendo lentes (9, 10 e 11) de colimação do feixe de luz, e de redimensionamento do tamanho do feixe de luz, que sai da fibra ótica segundo um cone de modo a cobrir toda a extensão

transversal de uma amostra biológica (16), tal como um dedo;

um subsistema de formatação de linha de varredura e escaneamento (3) de reformatação do feixe de luz, que sai do subsistema colimador e dimensionador (2), como uma linha de varredura na amostra biológica (16), compreendendo dito subsistema colimador e dimensionador (2), lente cilíndrica (12) e lente objetiva (13), cuja dita lente objetiva (13) é projetada de modo a obter uma linha focada com espessura 10 μm , uma profundidade de foco de ao menos 500 μm na amostra biológica (16), e um campo de visão ao menos 16 mm de diâmetro, e cuja distância focal da lente objetiva (13) é dimensionada para que se permita a inserção de um espelho rotatório (14) entre a dita lente (16) e a dita amostra biológica (16), de modo que se controle o posicionamento e varredura em linha do feixe de luz (15) vindo da lente objetiva (13) sobre uma pluralidade de pontos lidos simultaneamente em paralelo da amostra biológica (16), tal como um dedo, e cuja rotação do dito espelho rotatório (14) é realizada através de um atuador galvanométrico;

um interferômetro de Michelson (4), em que a potência luz que vem da lente cilíndrica (12) é dividida em dois feixes idênticos por um divisor de feixe (18), em que a fração de potência que sai nas faces do cubo é ajustada por um divisor de feixe, e em que um dos feixes é direcionado a um espelho (19) de alta refletividade e se reflete de volta ao divisor de feixe (18), o outro dos feixes penetra a amostra biológica (16) no plano de foco, e reflete o sinal de volta ao divisor de feixe (18), sendo que os dois feixes atravessam o divisor de feixe (18) e se dirigem ao subsistema de eliminação de crosstalk (5);

um subsistema de eliminação de crosstalk (5), que compreende um filtro físico que consiste em uma primeira lente (20), uma segunda lente (21), e uma fenda (22) de dimensões ajustáveis entre essas duas lentes, sendo que a lente (20) faz com que o feixe que vem do divisor de feixe (18) seja focado na entrada da fenda (22), cuja abertura é ajustada para rejeitar o sinal proveniente dos pontos vizinhos da porção da pele sob a linha de varredura, a lente (21) restitui o feixe ao tamanho e colimação originais para que seja dirigido à grade de difração (23), e a fenda (22) determina a quantidade de luz a ser direcionada a um espectrômetro

multilinhas (6) em seguida;

um espectrômetro multilinhas (6), compreendendo uma fenda (22), uma grade de difração (23), uma lente (24), e uma câmera (17) que tem a função de separar as sub-faixas de comprimento de onda de luz de cada um dos pontos lidos da amostra biológica (16), e obter a informação refletida das profundidades da pele de modo que se obtenham imagens do espectro de vários pontos da amostra simultaneamente, por meio de um sistema multicanais, os quais formam a imagem da seção transversal da amostra biológica (16), incluindo a derme, epiderme, stratum corneum e dutos de suor, obtida após um processamento matemático;

um subsistema de processamento (7) compreendendo um módulo computacional que executa um volume de operações matemáticas, em que as imagens obtidas do espectrômetro multilinhas (6) são processadas e convertidas do domínio da frequência para o domínio espacial, em que dito subsistema de processamento (7) realiza o processamento das imagens provenientes do espectrômetro multilinhas (6) até a obtenção de imagens 2D e 3D da amostra biológica (16); e

um subsistema de geração das imagens (8) de extração de nuvens segundo orientações transversais de pontos correspondentes à epiderme e derme, e de geração de impressões digitais 3D da derme e da epiderme obtidas das imagens das fatias tomográficas da amostra biológica (16).

6.) “SISTEMA DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA”, de acordo com a reivindicação 5, caracterizado por o subsistema de processamento (7) compreender adicionalmente

um scanner OCT de leitura de dois conjuntos de imagens, sendo um conjunto pequeno de imagens do “background”, obtidos sem amostra nenhuma no “scanner”, e imagens das amostras representadas por fatias; e

uma lâmina de vidro (26) no scanner para que a amostra biológica (16), no caso um dedo, fique em posição fixa, para recepção do feixe de luz (15) vindo da objetiva, e refletido pelo espelho rotatório (14).

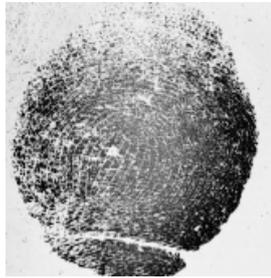


Fig. 1A

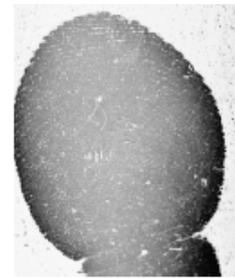


Fig. 1B



Fig. 2



Fig.3

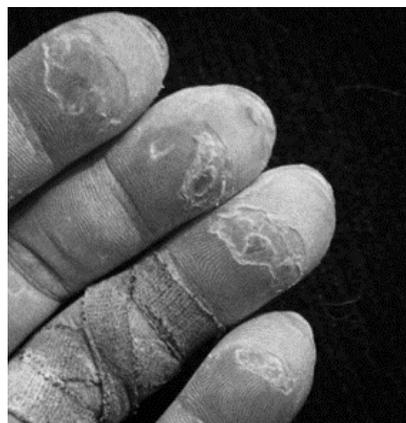


Fig. 4



Fig. 5



Fig. 6



Fig.7A



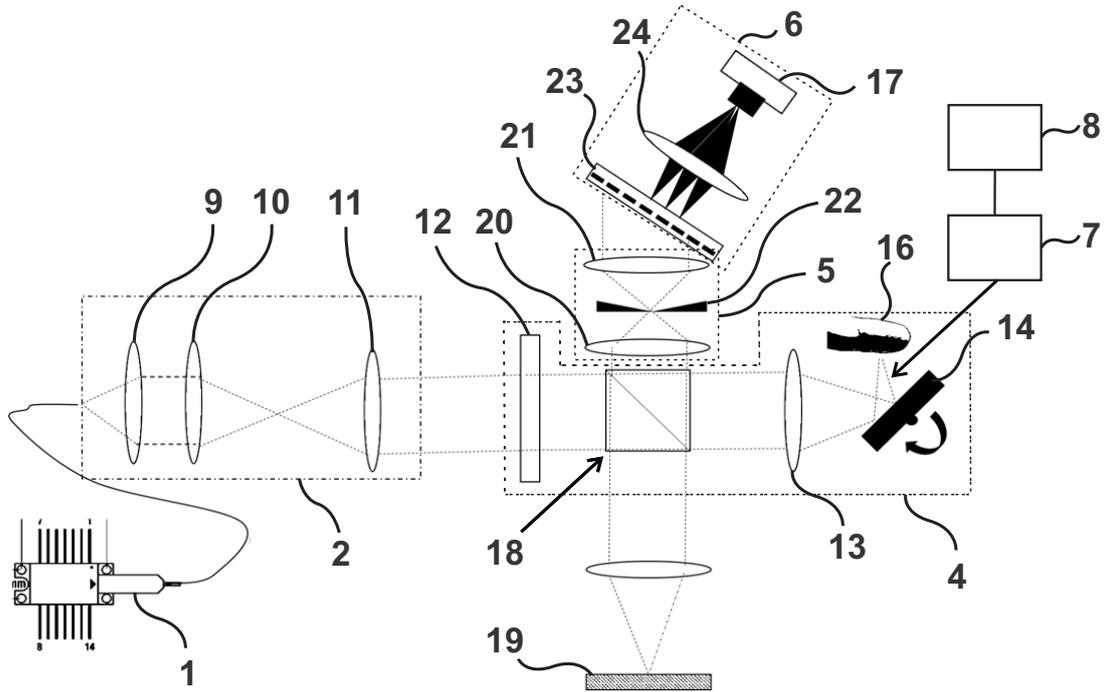
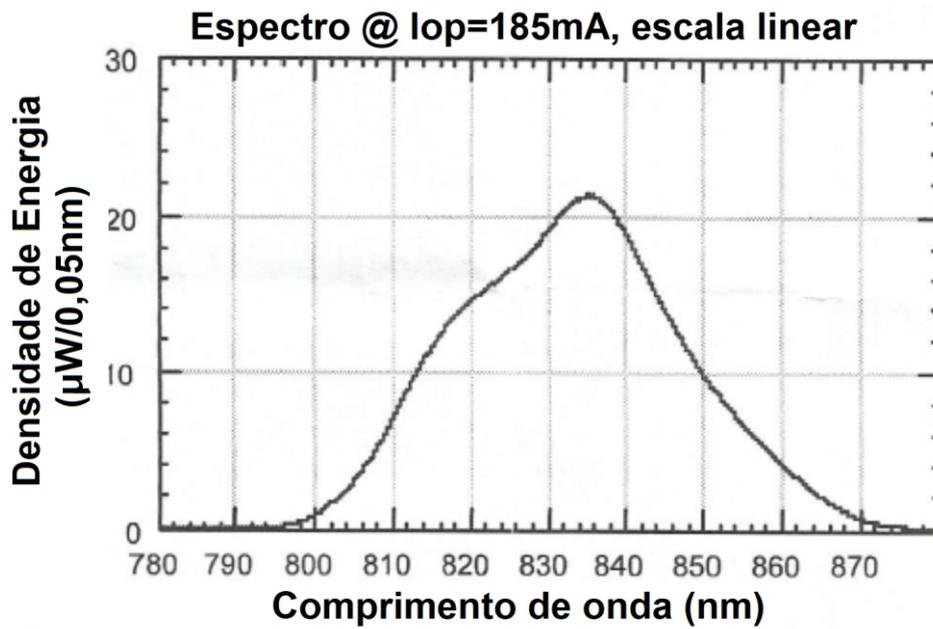
Fig.7B



Fig.7C



Fig.7D

**Fig. 8****Fig. 9**

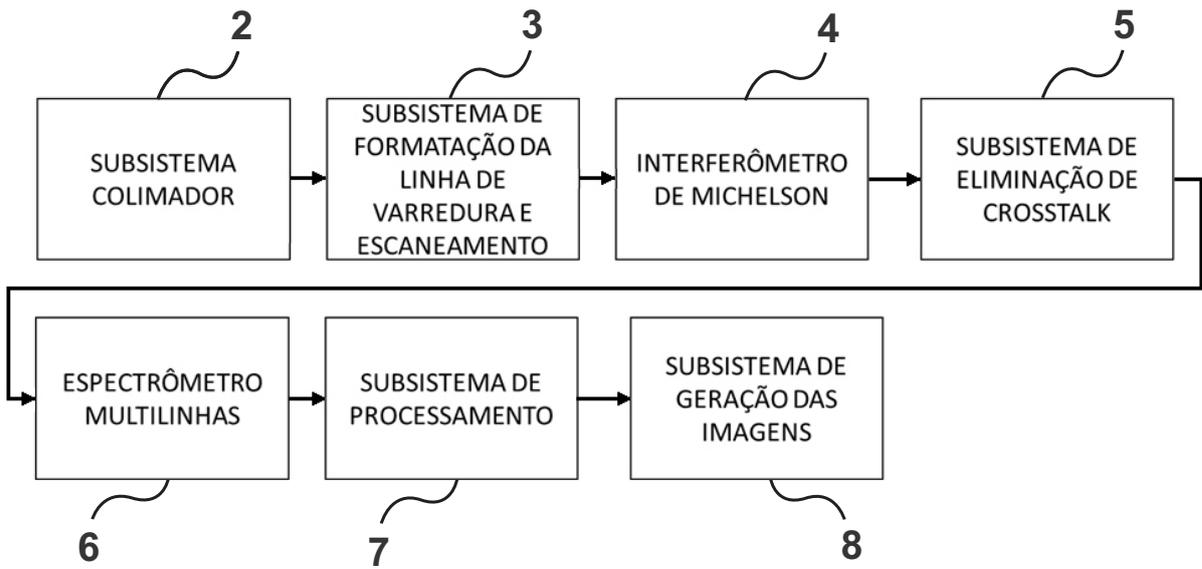


Fig. 10

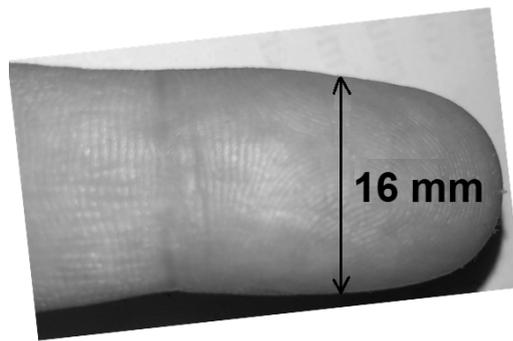


Fig.11

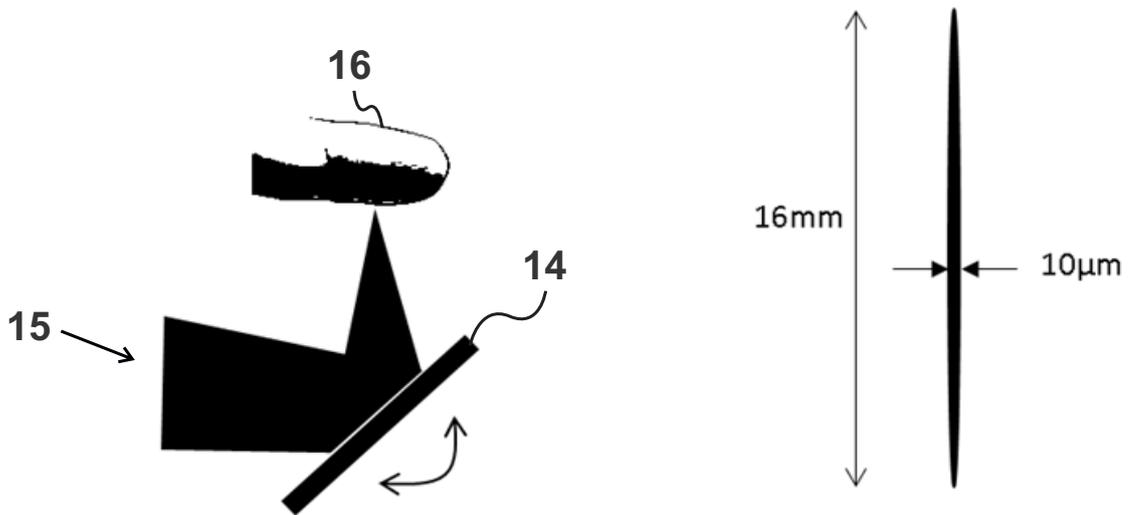


Fig.12A

Fig.12B

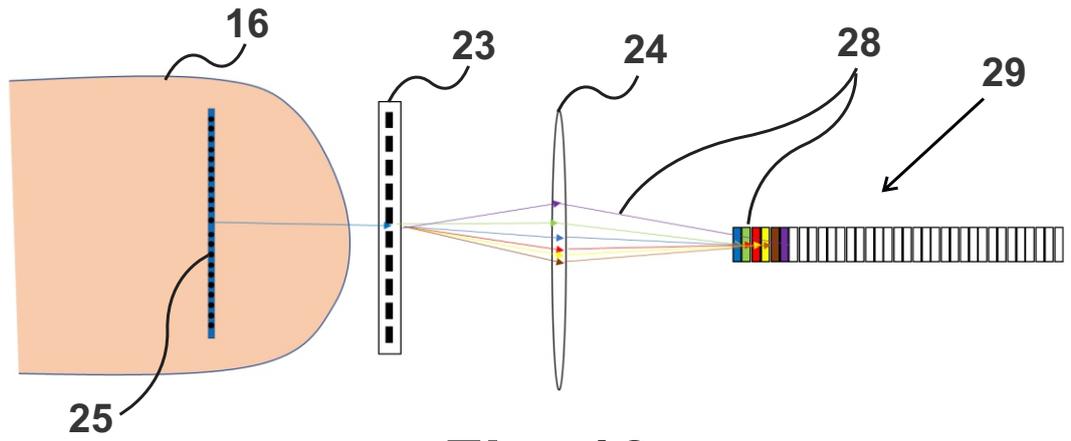


Fig. 13

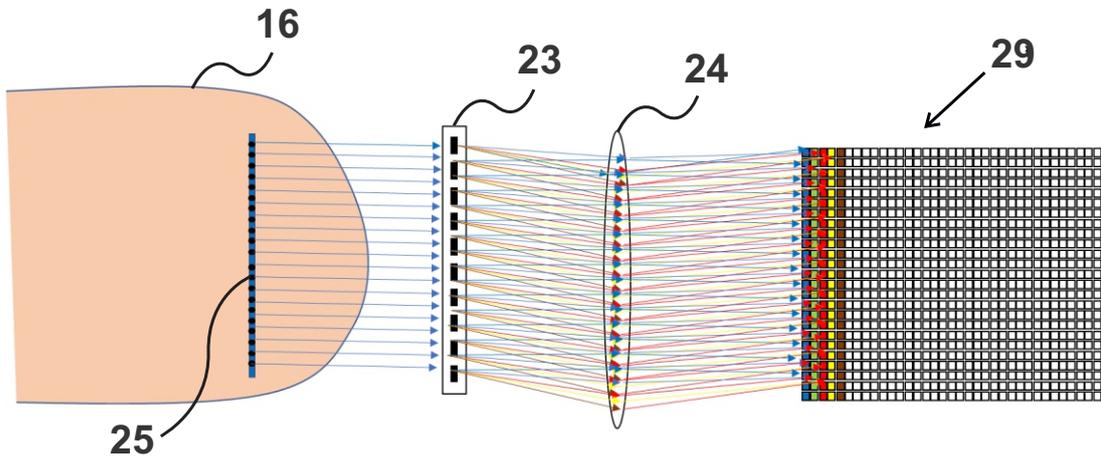


Fig. 14

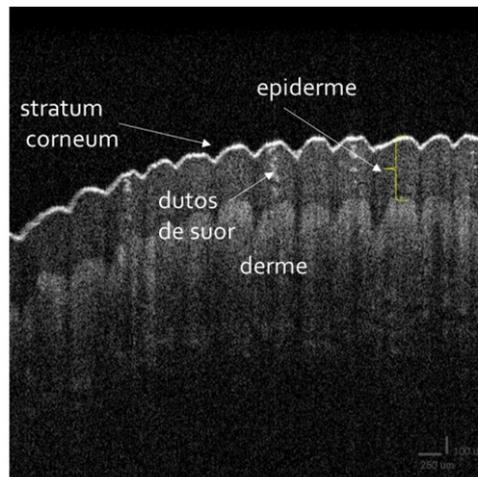


Fig. 15

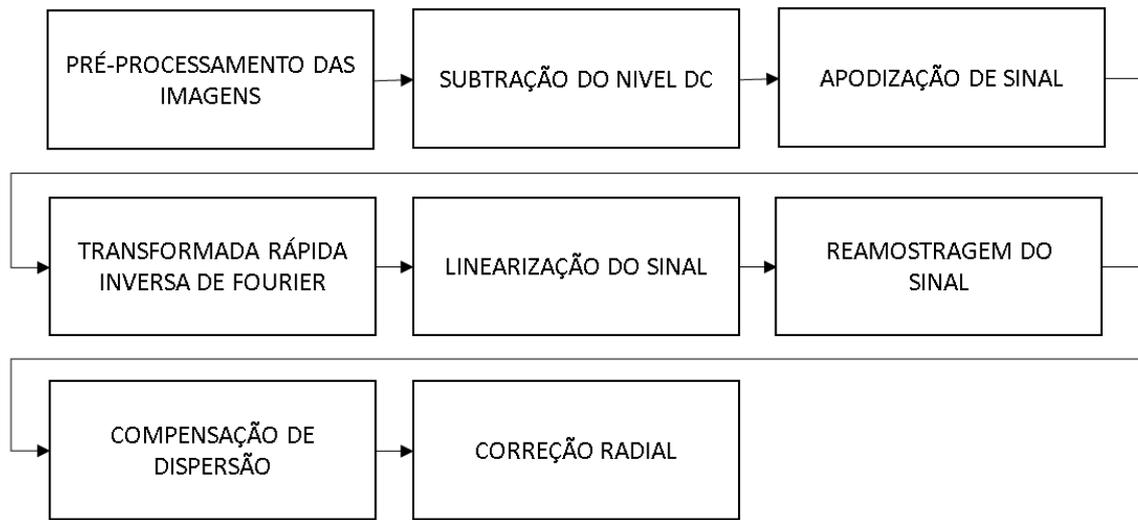


Fig. 16

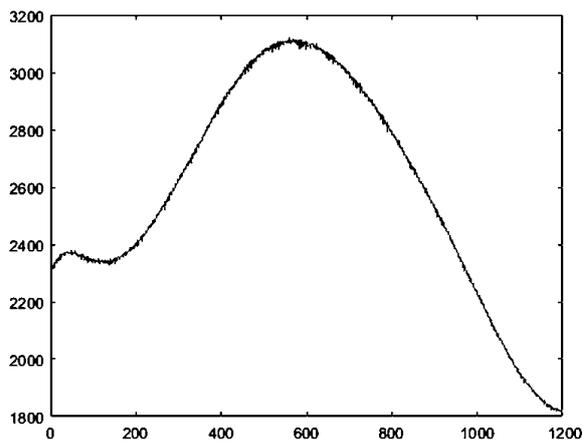


Fig. 17A

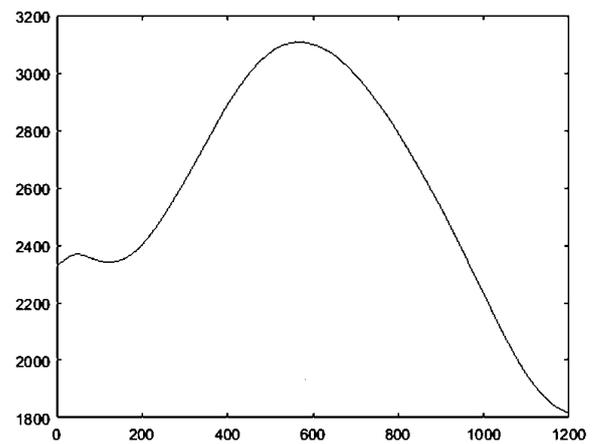


Fig.17B

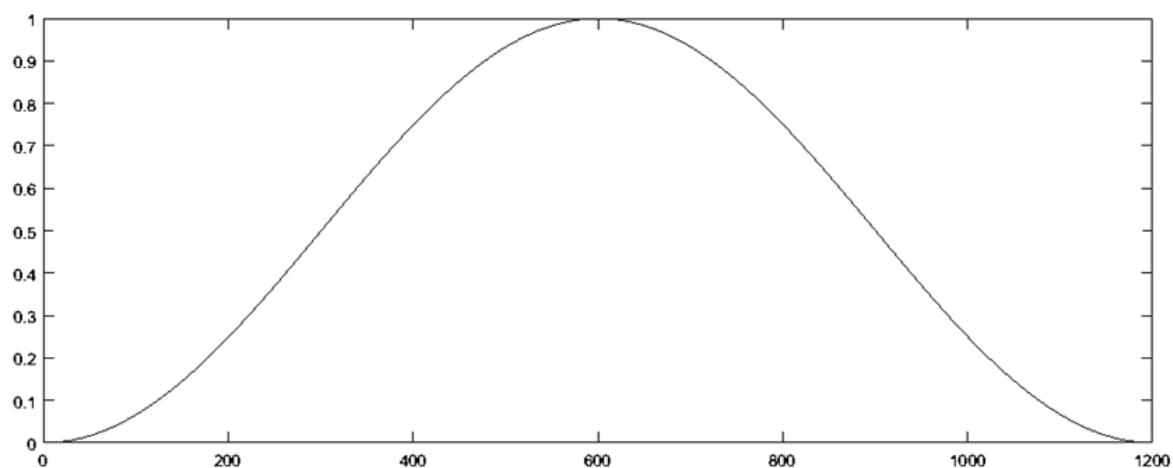


Fig. 18

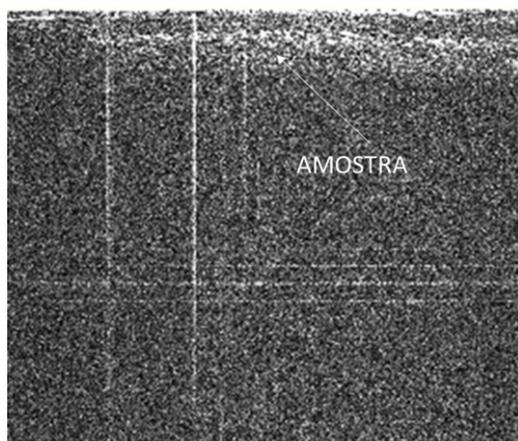


Fig. 19

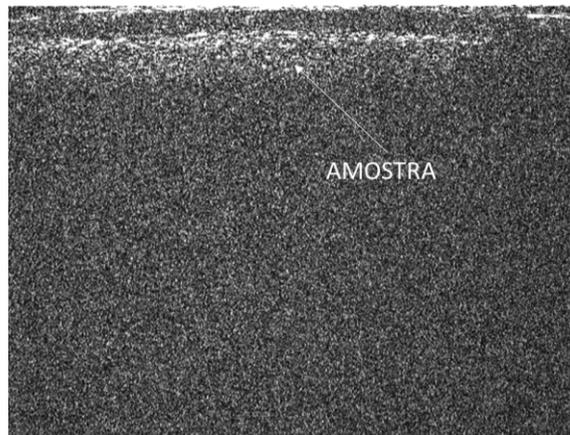


Fig. 20

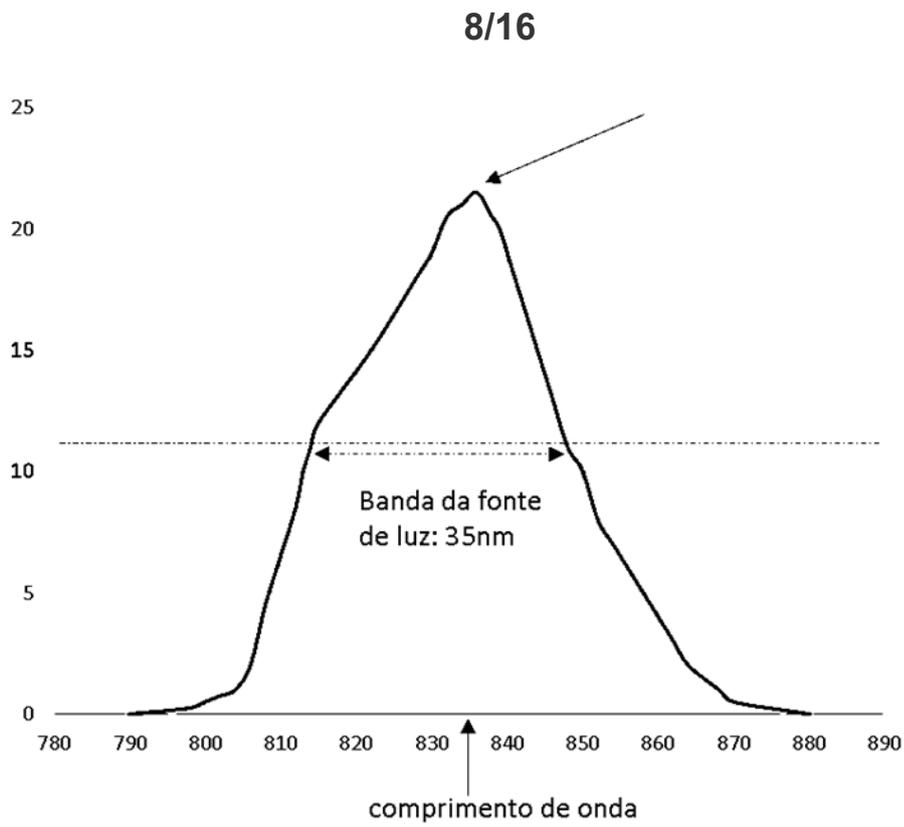


Fig. 21

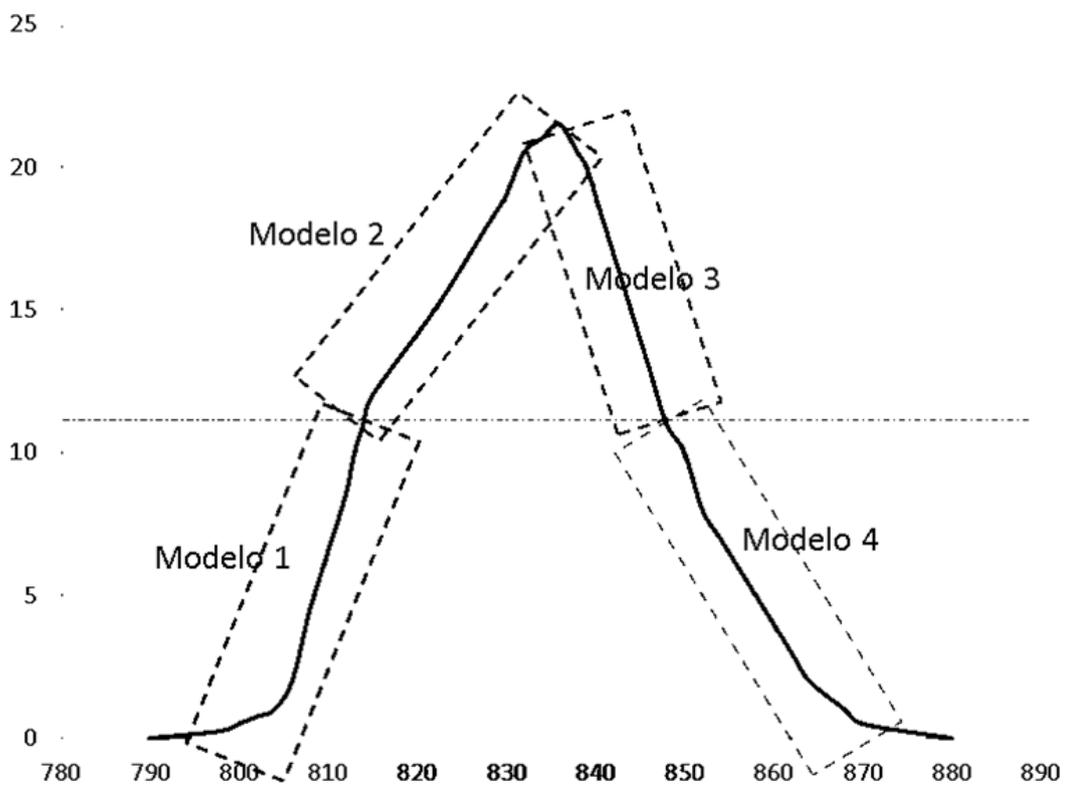


Fig. 22

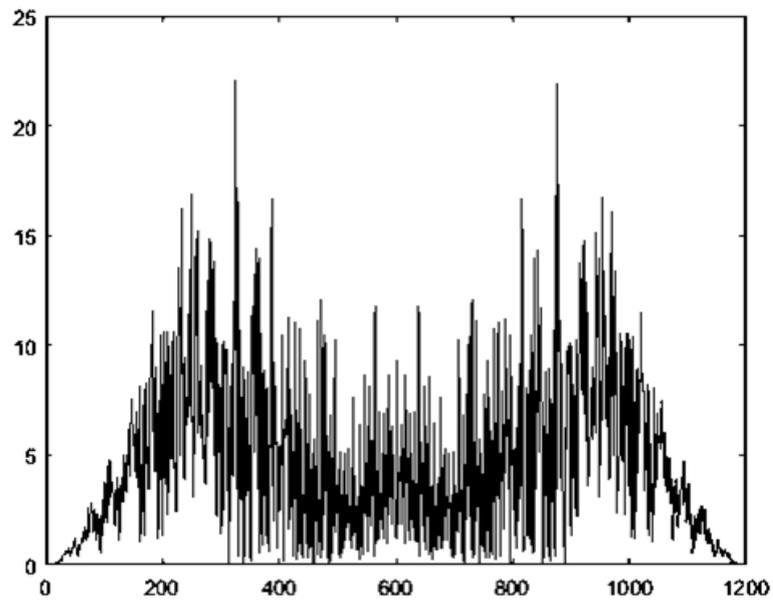


Fig. 23

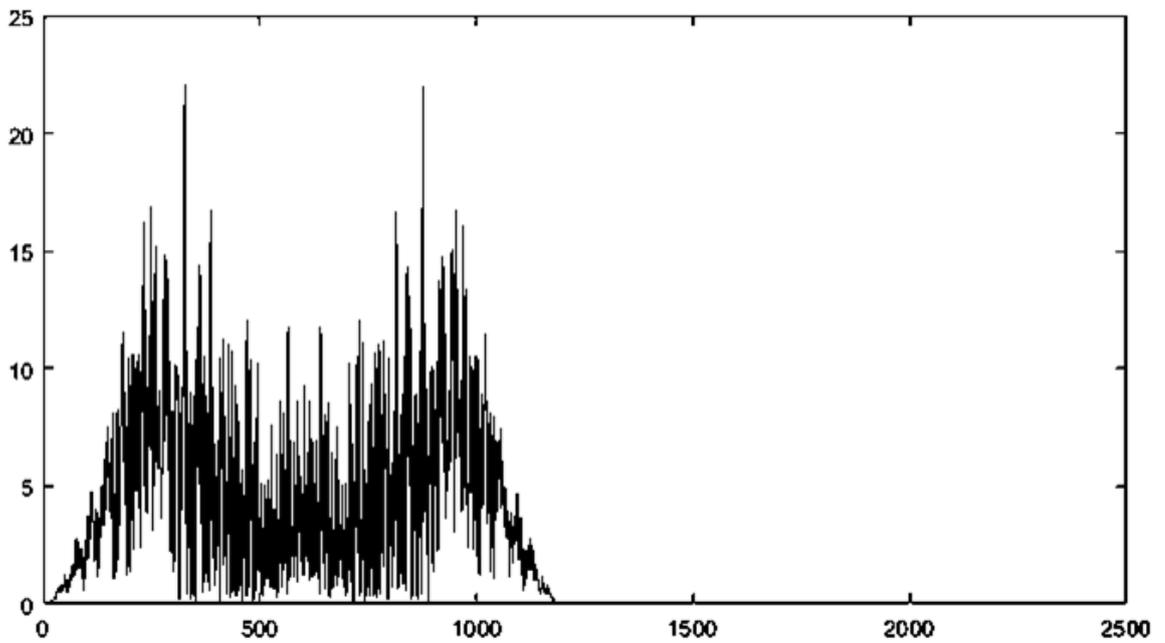


Fig. 24

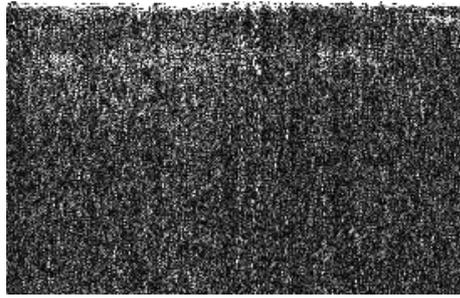


Fig. 25

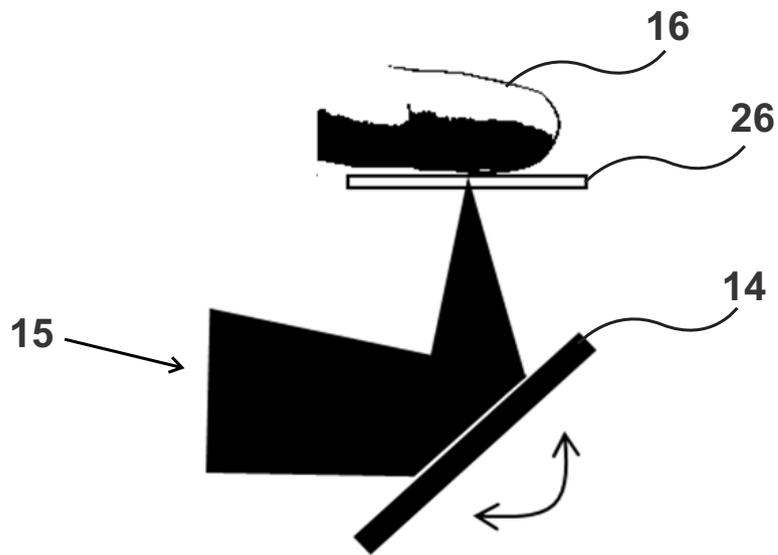


Fig. 26

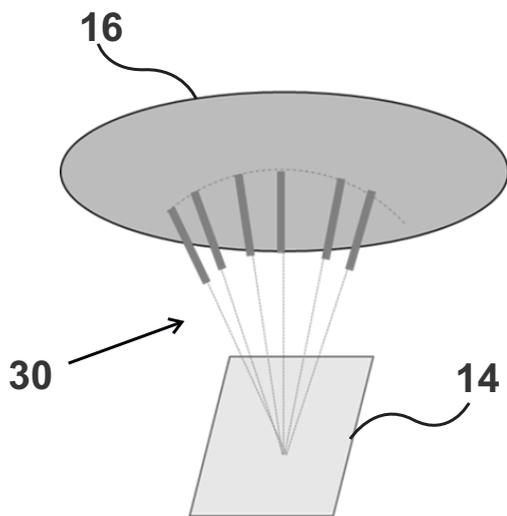


Fig.27A



Fig.27B



Fig.27C

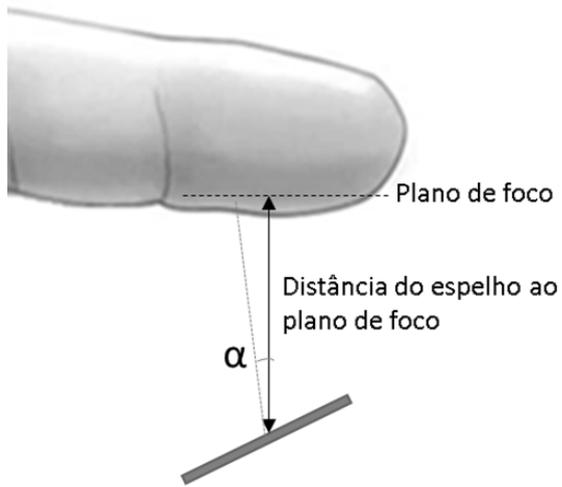


Fig. 28A

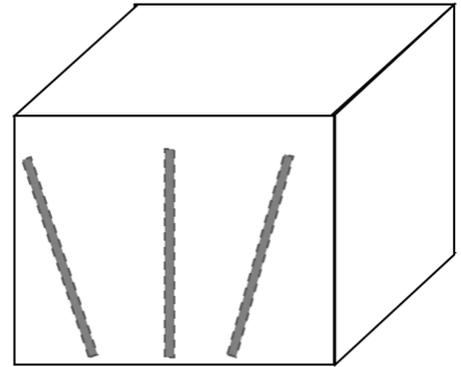


Fig. 28B



Fig.29A

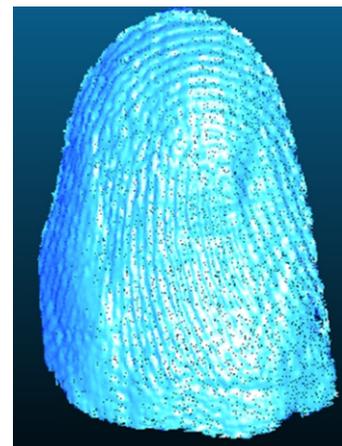


Fig.29B

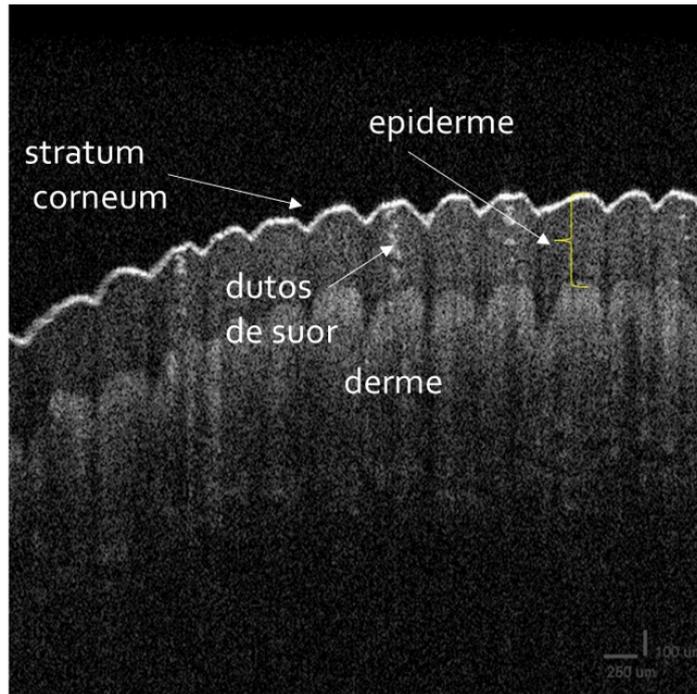


Fig. 30

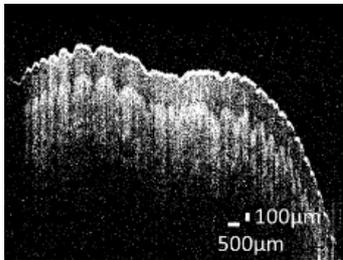


Fig. 31A

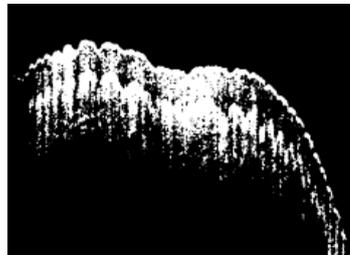


Fig. 31B

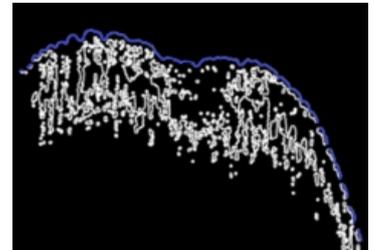


Fig. 31C

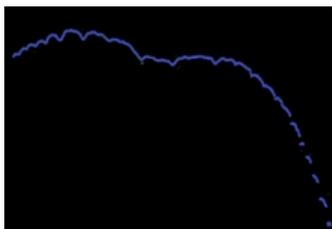


Fig. 31D

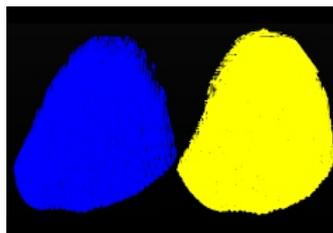


Fig. 31E

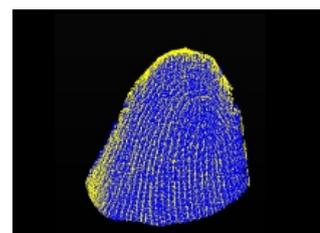


Fig. 31F

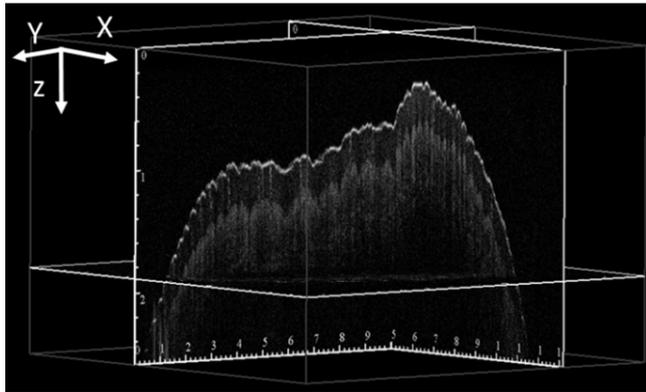


Fig. 32A

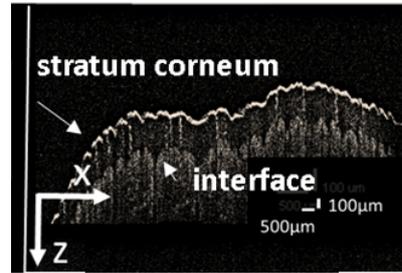


Fig. 32B

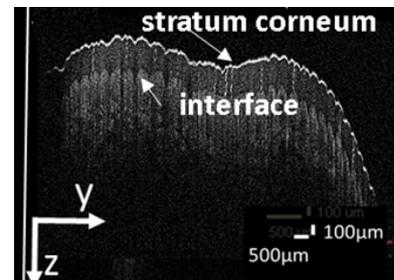


Fig. 32C

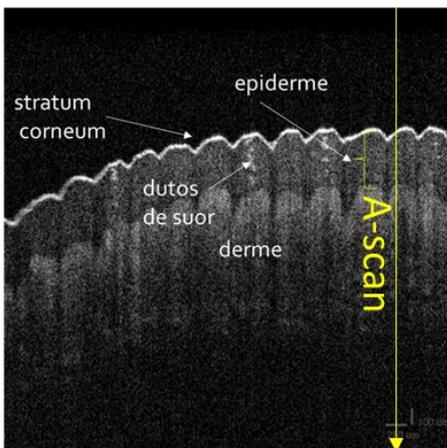


Fig. 33A

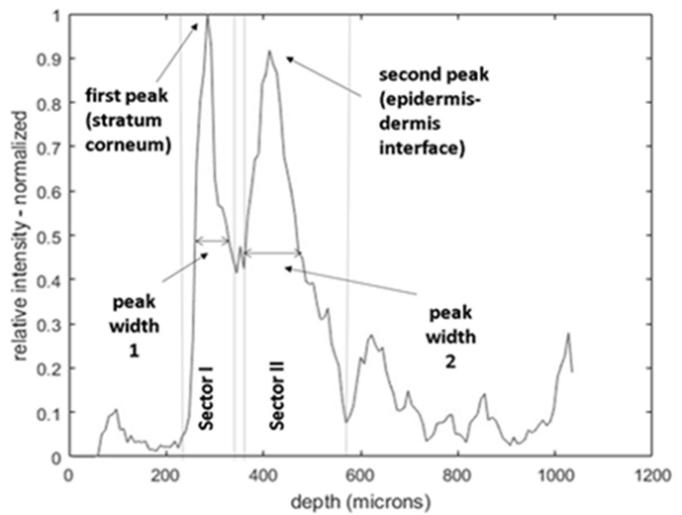


Fig. 33B

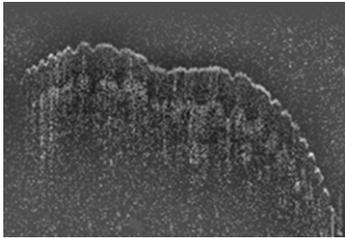


Fig. 34A

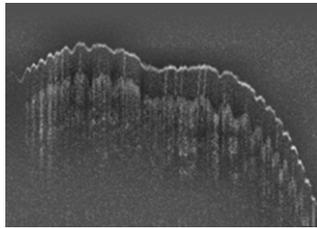


Fig. 34B

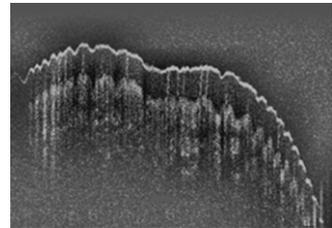


Fig. 34C

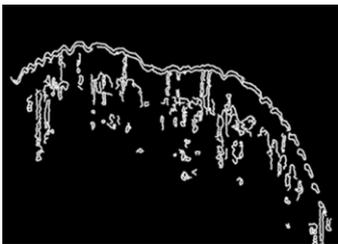


Fig. 34D

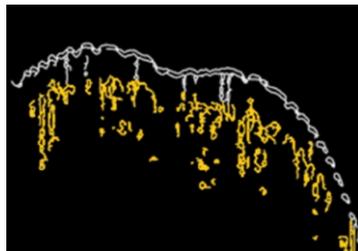


Fig. 34E



Fig. 34F

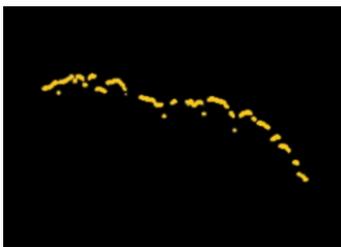


Fig. 34G

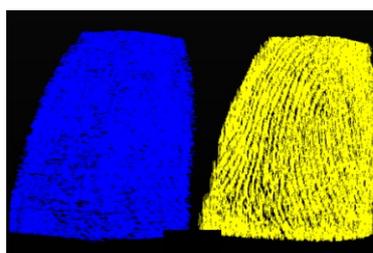


Fig. 34H

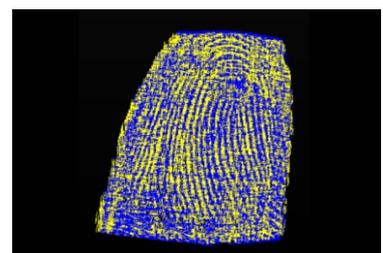


Fig. 34I

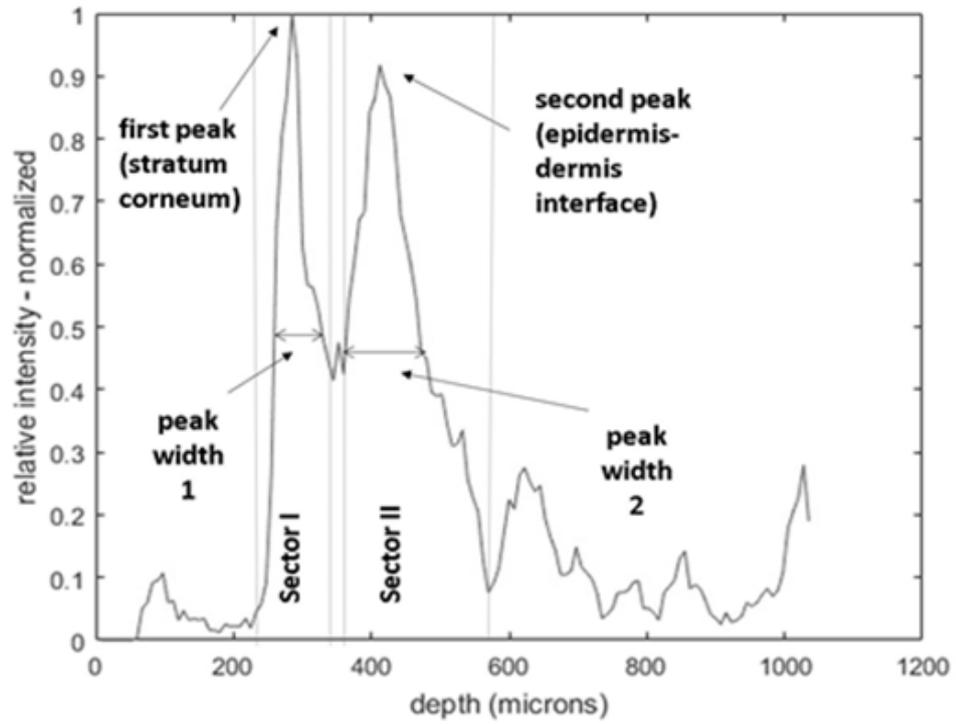


Fig. 35

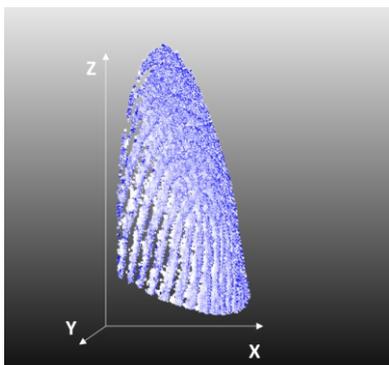


Fig. 36

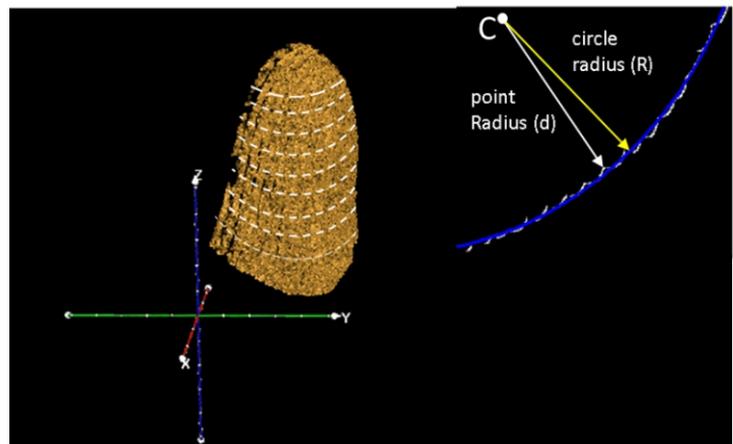


Fig. 37

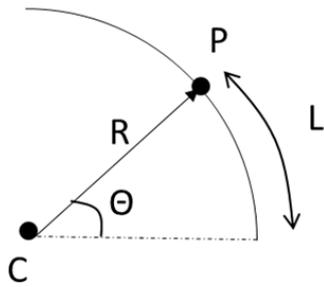


Fig. 38

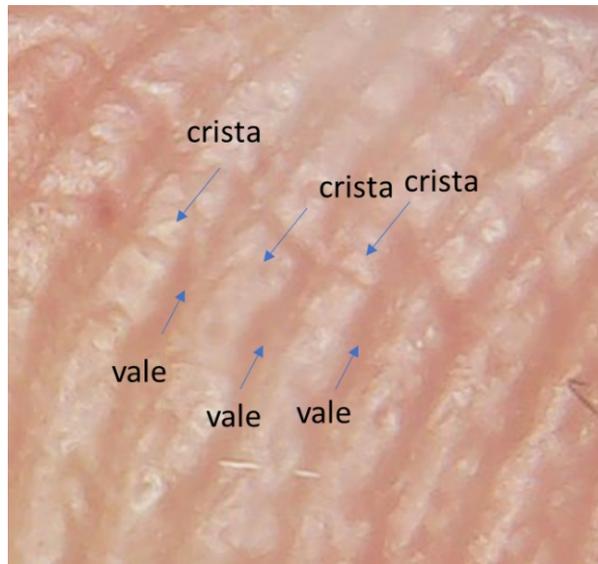


Fig. 39

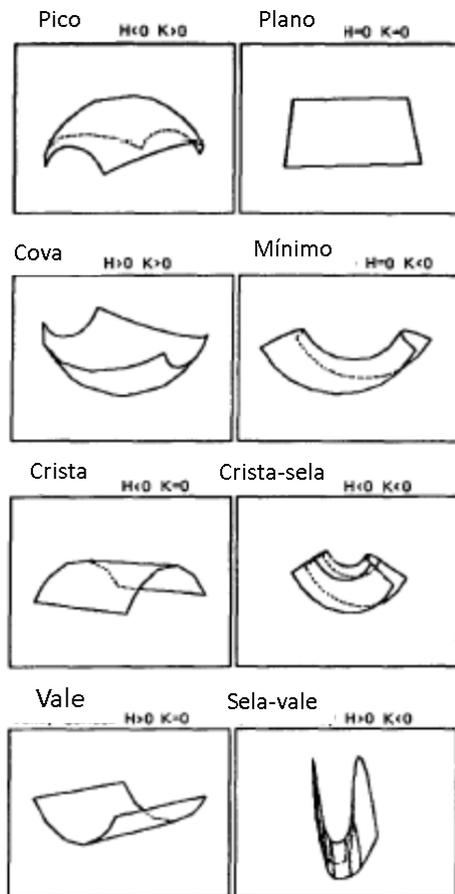


Fig. 40



Fig. 41A



Fig. 41B

RESUMO

“MÉTODO E SISTEMA DE ESCANEAMENTO INCLUSIVO E ANTI-FRAUDE DE IMPRESSÕES DIGITAIS POR TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA”.

A presente invenção é compreendida por um método e sistema de escaneamento inclusivo e anti-fraude de impressões digitais por tomografia de coerência ótica capaz de resolver problemas complexos de biometria com impressões digitais, tais como o escaneamento das impressões digitais de usuários difíceis de escanear e a detecção de fraudes por alteração de pele e impressões digitais falsas. A presente invenção é composta por subsistemas que compõem o scanner biométrico com tecnologia de tomografia de coerência ótica, compreendendo um subsistema colimador e dimensionador (2), um subsistema de formatação da linha de varredura e escaneamento (3), um interferômetro de Michelson (4), um subsistema de eliminação de “crosstalk” (5), um espectrômetro multilinhas (6), um subsistema de processamento (7), e um subsistema de geração de imagens (8). Em especial, o subsistema de processamento (7) executa etapas de pré-processamento das imagens da câmera, subtração do nível DC, apodização de sinal, transformada rápida de Fourier, linearização do sinal, reamostragem do sinal, compensação de dispersão, e correção radial.