República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

(21) **PI 0712707-3 A2**

BRPI0712707A2

(22) Data de Depósito: 11/06/2007
(43) Data da Publicação: 03/07/2012
(RPI 2165)

(51) Int.Cl.:
A61B 5/103

(54) Título: DISPOSITIVO DE MONITORAÇÃO DE PELE, MÉTODOS PARA MONITORAR A PELE, E PARA IRRADIAR A PELE, E, USO DE UM LED OU OLED

(30) Prioridade Unionista: 12/06/2006 EP 06115267.4

(73) Titular(es): Koninklijke Philips Electronics N. V.

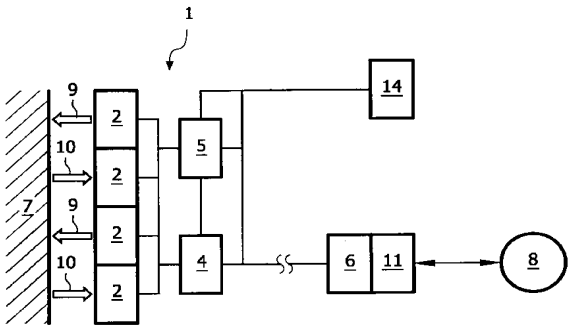
(72) Inventor(es): Bernardus H. W. Hendrinks, Gerhardus W. Lucassen, Jacqueline Van Driel, Liesbeth Van Pieterson, Margreet De Kok, Paul Van Sluis, Sima Asvadi

(74) Procurador(es): Momsen, Leonardos & CIA.

(86) Pedido Internacional: PCT IB2007052199 de 11/06/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2007/144817de 21/12/2007

(57) Resumo: DISPOSITIVO DE MOMTORAÇÃO DE PELE, MÉTODOS PARA MONITORAR A PELE, E PARA IRRADIAR A PELE, E, USO DE UM LED OU OLED. Dispositivo de monitoração de pele para aplicação próxima a pele, compreendendo uns meios de conexão de circuito de processamento e pelo menos, um foto-sensor configurado para detectar pelo menos, um aproximado comprimento de onda de luz refletida e / ou emitida por uma pele, onde um circuito de recepção de sinal é fornecido para receber sinais do pelo menos, um foto-sensor.



"DISPOSITIVO DE MONITORAÇÃO DE PELE, MÉTODOS PARA MONITORAR A PELE, E PARA IRRADIAR A PELE, E, USO DE UM LED OU OLED"

A invenção refere-se a um dispositivo de monitoração de pele.

A invenção também refere-se a um método de monitorar a cor da pele.

Ainda mais, a invenção refere-se a um dispositivo de monitoração de cor.

Luz, particularmente luz de IV e / ou vermelha, é conhecida por ter efeitos benéficos no corpo humano tal como, mas não limitado à, alívio efetivo de dores musculares e da rigidez de juntas; remoção e / ou redução de bactéria, por exemplo em úlceras ou aceleração de reparo de feridas; estimulo do fibroblasto na produção de colágeno para estabilizara cicatrização de tecidos e cura de feridas, por exemplo, profundidades necrosadas em queimaduras; dilatação de vasos sanguíneos e de vasos linfáticos por luz induzida para possível auxílio em tratamento de celulite, acne e / ou rugas; prevenção e / ou cura de inflamação como eczema; cura de doenças de pele particulares; e mais. A aplicação de luz, i. e., fototerapia, pode encurtar uma internação no hospital após um acidente ou cirurgia, e a recuperação, por exemplo em casa, pode ser acelerada. Terapia estética, por exemplo possível melhoramento da pele, pode também se aproveitar da fototerapia. Dispositivos benéficos de fototerapia fornecidos com LEDs (Diodos de Emissão de Luz) para emitir luz para a pele são conhecidos.

Cicatrização de feridas assim como outros processos de cicatrização são freqüentemente processos delicados e que consomem tempo, onde monitoração cuidadosa é necessária. Tal um processo pode se beneficiar de fototerapia dedicada onde diferentes tipos de parâmetros de luz como comprimento de onda, duração de pulso, intensidade, etc. são aplicados à ferida durante estágios diferentes do processo de cicatrização no tempo. Um

comprimento de onda específico ou outro parâmetro pode induzir simulação ótima de células especificas que estão ativas em um certo tempo no processo de cicatrização. Por exemplo, estágios diferentes na cicatrização de ferida podem consistir de produção de colágeno, regeneração de vasos, e formação de epiderme, que podem ser estimulados através de comprimentos de onda especificados ou outros parâmetros especificados.

Exemplos de intensidades benéficas e / ou outros parâmetros para estágios particulares no processo de cicatrização são conhecidas na arte da fototerapia.

Um objeto da invenção é fornecer um conveniente e eficiente método de monitorar o estado da pele como uma preparação para aplicar fototerapia.

Este objeto e outros objetos são alcançados através de um dispositivo de monitoração de pele para uso próximo à pele, compreendendo um meio de conexão de circuito de processamento e pelo menos, um foto-sensor, onde o pelo menos, um foto-sensor é configurado para detectar pelo menos, um aproximado comprimento de onda de luz refletida e / ou emitida pela pele, e onde um circuito de recepção de sinal é fornecido para receber sinais provenientes do pelo menos, um foto-sensor.

A invenção identificou o fato que a informação sobre o processo de cicatrização da pele pode ser encontrada na refletividade e em alguns casos a emissividade de luz visível e não visível da pele. Também, especialistas podem convenientemente gastar menos tempo monitorando o paciente graças a invenção.

Em uma modalidade vantajosa, intervalos de comprimentos de onda, i. e. comprimentos de onda aproximados, são detectados com LEDs e / ou OLEDs que função como foto sensores. A refletividade pode ser convenientemente medida medindo o sinal que é emitido pelos LEDs e / ou OLEDs, onde o grau de refletividade é correlacionado à potência do sinal

medido.

Em uma outra modalidade, comprimentos de onda aproximados são detectados com sensores à laser, compreendendo lasers e foto sensores, o laser sendo adaptado para permitir uma parte do feixe para re-entrar no laser, e o foto-sensor para medir a luz emitida proveniente do laser, assim sendo obtendo um sinal que varia de acordo com a interferência entre o feixe de laser original e o feixe de laser refletido. Tal um sensor à laser 19 é descrito na aplicação de patente internacional WO2006/085278, por exemplo. Um sensor à laser pode permitir medição de bem perto da ferida e monitoração mais precisa da cicatrização da ferida.

Em uma modalidade na qual a invenção é integrada com ou colocada, por exemplo, na ou abaixo de uma cobertura de ferida, a última não tem de ser mudada freqüentemente para monitorar a ferida.

Em modalidades específicas, o estado de uma certa área da pele é monitorado enquanto um foto-tratamento está sendo aplicado à pele. Após monitoração, dados da pele são distribuídos e parâmetros específicos de luz, por exemplo, a intensidade dela, pode se ajustada localmente. Isto pode ser feito automaticamente, usando um algoritmo programado, ou através de uma especialista e de acordo com os dados da pele medidos. Intensidades específicas e / ou outro parâmetros podem ser aplicados em um tempo específico.

Em uma outra modalidade, o dispositivo de monitoração de pele é fornecido com LEDs para emitir comprimentos de onda aproximados de luz, particularmente para aplicar fototerapia. Esses LEDs podem também ser configurados para converte um comprimento de onda aproximado de luz em um sinal. Nesta modalidade, um dispositivo de fototerapia e um dispositivo de monitoração de pele são integrados em uma maneira conveniente.

O objeto mencionado e outros objetos são também alcançados

através de um método de monitorar a pele por meio de pelo menos, um foto-sensor que recebe luz que é refletida e / ou emitida pela pele, onde pelo menos um, preferencialmente pelo menos dois, comprimentos de onda aproximados de luz que são refletido se / ou emitidos pela pele são convertidos em pelo menos, um sinal, e onde o pelo menos, um sinal é convertido em dados da pele.

Ainda mais, objeto mencionado e outros objetos são alcançados através de um dispositivo de monitoração compreendendo meios de conexão de fonte de energia, pelo menos, um LED (Diodo de Emissão de Luz) ou OLED (Diodo de Emissão de Luz Orgânico) para emitir assim como detectar pelo menos, um comprimento de onda aproximado, e um circuito de detecção de sinal, onde o LED ou OLED é configurado para ter um modo de detecção e onde o circuito de detecção de sinal é configurado para detectar sinais que fluem através do LED ou OLED quando o LED ou OLED está no modo de detecção.

Ainda mais, o objeto mencionado e outros objetos são alcançados através de um método de irradiar a pele aplicando à pele mencionada um dispositivo de monitoração que monitora reflexão e / ou emissão de luz da pele mencionada por meio de pelo menos, um foto-sensor, e emitir luz para a pele mencionada através de pelo menos, um LED ou OLED, onde o LED ou OLED é controlado com base dos sinais provenientes do pelo menos mencionado, um foto-sensor.

O objeto mencionado e outros objetos são também alcançados através do uso de um LED ou OLED para registrar a luz refletida ou emitida pela em uma distância de entre 0 e 5 mm.

Fig. 1 é um diagrama de uma modalidade de um dispositivo de monitoração de pele;

Fig. IA é um diagrama de uma outra modalidade de um dispositivo de monitoração de pele;

Figs. 2 A e 2B são elevações laterais esquemáticas de um LED de acordo com uma modalidade de um dispositivo de monitoração de pele;

Figs. 3A, 3B e 3C são vistas planas de grades de LEDs de acordo com uma modalidade de um dispositivo de monitoração de pele;

Fig. 3D é uma vista plana de uma grade de LEDs e sensores à laser de acordo com uma modalidade de um dispositivo de monitoração de pele;

Fig. 3E é uma vista plana de uma grade de sensores à laser de acordo com uma modalidade de um dispositivo de monitoração de pele;

Fig. 4 mostra duas curves onde o comprimento de onda é uma função da refletividade;

Fig. 5 mostra um desenho de uma modalidade de um dispositivo de monitoração de pele que é integrado em um gesso; e

Fig. 6 mostra um desenho de uma modalidade de um dispositivo de monitoração de pele que é integrado em um cobertor.

Nesta descrição, partes idênticas ou correspondentes têm idênticos ou correspondentes numerais de referência. As modalidades exemplares mostradas não devem ser interpretadas para serem limitantes em qualquer maneira e servem meramente para ilustrar os conceitos inventivos.

Um dispositivo de monitoração de pele 1 de acordo com a invenção é mostrado na Fig. 1. O dispositivo de monitoração de pele 1 é fornecido com LEDs (nesta descrição: LEDs e / ou OLEDs) 2 para medir a refletividade e / ou emissividade da pele 7. Os LEDs 2 convertem a luz 10 de um comprimento de onda aproximado / comprimento de que é emitido e / ou refletido pela pele 7 em um sinal. O comprimento de onda " aproximado " mencionado tem de ser entendido como um intervalo de comprimentos de onda, já que nem um LED nem um fotodiodo emite e / ou detecta um comprimento de onda exato, mas mais propriamente dentro de um intervalo de comprimentos de onda que pode variar. O comprimento de onda

aproximado pode variar, por exemplo, dentro de um intervalo curto de comprimento de onda de cerca de 1 nm, várias nm ou dezenas de nm, por exemplo 50 nm. Usualmente um LED em um intervalo de comprimento de onda de emissão e / ou detecção de uns poucos a umas dezenas de nanômetros. Uma fonte de energia 5 é fornecida para fornecer os LEDs 2 com energia. Também, um circuito de regulação de freqüência 14 é fornecido para pulsar os LEDs 2 com uma certa freqüência para controle de intensidade e / ou de ruído. A fonte de energia 5 pode também ser conectado a um circuito de recepção de sinal 4, que captura os sinais e envia os sinais para um circuito de processamento 6. Em uma modalidade, o circuito de processamento 6 lê os sinais a partir de uma distância, por exemplo com a ajuda de um arranjo de comunicação sem fio. O circuito de processamento 6 converte os sinais recebidos em dados da pele que são inteligíveis para um especialista 8 e / ou pode ser lido por um computador com o uso de uma interface 11. Por exemplo, inspecionando os dados da pele recuperados específicos em uma interface de usuário 11, o especialista 8 determina se um ajuste no processo de cicatrização é necessário. Em um outro exemplo, um computador aplica um algoritmo comparando os dados da pele com dados pré-determinados e envia um sinal para o dispositivo de emissão de luz.

LEDs (Diodos de Emissão de Luz) e / ou OLEDs (Diodos de Emissão de Luz Orgânicos) podem ser configurados para serem fontes de luz com certa temperatura e propriedades de construção. Eles podem ser construídos a fim de ser relativamente fino e livre na forma. Isto é em particular vantajoso para obter uma fonte de luz flexível que pode cobrir uma parte de um corpo de paciente com relativamente pequena ou nenhuma perda na liberdade de movimento para o paciente. Ainda mais, LEDs assim como OLEDs podem ser construídos para ter propriedades de controle para variar parâmetros tal como comprimento de onda, luminosidade, cor, duração de pulso, intensidade, emissão de calor, tempo de resposta, etc, e podem ser

feitos adequados para ser alimentado por fontes de energia de corrente elétrica portátil. Essas propriedades, tal como uma emissão baixa de calor, tornam ambos LEDs e OLEDs adequados como fontes de luz para propósitos de fototerapia próximo à pele. Por exemplo, LEDs podem ser integrados em materiais flexíveis tal como, por exemplo, tecidos e não tecidos têxteis, polímeros, matérias de borracha, folhas, etc. para fornecer energia para e / ou controlar os LEDs, esses materiais podem ser fornecidos com linhas de condução de um circuito elétrico.

OLEDs são fontes eletroluminescentes que podem ser configurados para serem flexíveis e / ou transparentes. OLEDs podem ou ser OLEDs de pequenas moléculas e OLEDs de polímero (poliLEDs). Um OLED pode cobrir uma área larga do corpo sem ser interrompido enquanto mantendo a flexibilidade. O OLED cobrindo a área larga mencionada pode ser operado por apenas um conjunto de eletrodos. Obviamente, vários OLEDs podem ser combinados em um dispositivo de iluminação. Para ambas aplicações de LED e OLED, camadas extras podem ser adicionadas para difusão de luz, arrefecimento, proteção da fonte de luz, etc. Na descrição dada abaixo, qualquer referência aos LEDs pode ser interpretada como relacionando aos LEDs e / ou OLEDs, ao menos que especificado ao contrário.

É sabido que pele e / ou elementos dela tem um tipo específico de refletividade / absorção em comprimentos de onda específicos que por sua vez correspondem aos dados da pele específicos. Neste contexto, os dados da pele são informações que representam um estado específico da pele tal como, por exemplo, o grau de oxigenação do sangue, a vermelhidão da pele, o conteúdo de melanina na epiderme, a quantidade de colágeno, a elasticidade e quantidade de elastina, e a quantidade de gordura. Pele é definida como uma estrutura em camada de epiderme (com espessura de 200 micrometro), cório ou derme (com espessura de 1-2 milímetros), gordura hipoderme ou subcutânea (da ordem de mms-cms), músculos, cartilagem, e osso. Conteúdo

de água ou umidade, conteúdo de sangue, e grau de oxigenação do sangue são parâmetros importantes para medir o estado da pele. Isto pode ser opticamente determinado medindo, por exemplo, um e / ou uma combinação da absorção dependente do comprimento de onda de cromóforos de pele, tal como sangue, melanina, carotenóides, flavinas, etc; o espalhamento difusão dependente do comprimento de onda induzido por mudanças de índice de refração nas fronteiras e da membrana da célula ou em fibras de colágeno na derme; a anisotropia de espalhamento dependente do comprimento de onda (grau de dependência angular do espalhamento); o índice de refração dependente do comprimento de onda, e a espessura das camadas. Por conseguinte esses estados específicos da pelo podem ser determinados através de uma medida da refletividade da pele, que fornece informação sobre a absorção e espalhamento de volta da pele, em pelo menos um, preferencialmente dois ou mais, comprimento(s) de onda para certos elementos da pele em localizações específicas. Também, a pele emite radiação térmica no intervalo espectral de meio infravermelho (com um comprimento de onda de 3 à 8 micrometros) que pode servir como uma medida para a temperatura da pele com base na relação com bandas de absorção de água neste intervalo de comprimento de onda.

Conforme é conhecido da arte e ilustrado na Fig. 2A, LEDs 2 emitem luz 9 em um comprimento de onda aproximado quando elétrons se movem de uma banda de condução 12 em uma banda de valência 13. O comprimento de onda aproximado varia, por exemplo dentro de uma banda de espectro de um nanômetro (?), por vários nanômetros ou várias dezenas de nanômetros.Como é ilustrado na Fig. 2B, as funções do LED 2como um foto-sensor na direção reversa, i.e. luz 10 de um intervalo específico de comprimento de onda excita elétrons da banda de valência entrando na banda de condução , produzindo uma corrente quando a voltagem é aplicada. Assim sendo, LEDs 2 são adequados para emitir luz 9 por meio de uma corrente

assim como para receber luz 10 tal que uma corrente é fornecida. A alta refletividade e / ou emissividade de pela pele normalmente vai causar uma corrente maior. Durante o uso, o circuito de recepção de sinal 4 detecta a quantidade decorrente que é ativada por um LED 2 de recepção de luz específico tal que a refletividade e / ou emissividade podem ser determinada, pelo menos, aproximadamente, das características do LED 2.

Em princípio, foto sensores 2 outros do que LEDs 2 são também adequados para detectar luz, por exemplo fotodiodos e / ou lasers. Esses foto sensores alternativos são, preferencialmente, fornecidos em um dispositivo de monitoração substancialmente plano e / ou flexível para uso próximo à pele. Exemplos de campos de aplicação para os foto sensores 2 incluem, mas são, não limitados à, detecção da idade da contusão, viabilidade de retalho cutâneo, micro-circulação, monitoração de tratamento de remoção de mancha de vinho do porto, monitoração de desordem dermatológica, e eficácia de terapia foto-dinâmica.

Embora a qualidade e função dos LEDs 2 são considerados como menos preferíveis na prática do que aquelas dos foto sensores tal como, por exemplo, lasers e / ou fotodiodos, as características dos LEDs 2, tal como o fato que eles podem ser configurados para serem flexíveis, tornam sua aplicação conveniente nos campos tal como inter alia aplicações de fototerapia e / ou de fonte de luz flexível. Mais ainda, os LEDs 2 pode ser configurados para funcionar função ambos como emissores e como detectores de luz.

De acordo com uma modalidade, a pele 7 reflete a luz 10 originando da fonte de luz, de volta como luz 9. Em modalidades diferentes, a fonte de luz pode compreender em vez dos LEDs 2, por exemplo, luz natural, uma fonte de luz de laser e / ou outras fontes de luz que são conhecidas, especificamente no campo da fototerapia.

Em modalidades vantajosas, a luz 9 é emitida assim como

detectada através dos LEDs 2. A construção de tal um dispositivo de monitoração de pele 1 pode ser mantida relativamente simples e flexível. Ainda mais, é possível mapear a refletividade da pele, já que o uso de múltiplos LEDs 2 permite a refletividade da pele ser medida em localizações diferentes, onde graus diferentes de refletividade podem ser medidos. A refletividade pode ser medida para localizações e / ou áreas da pele diferentes e seqüencialmente no tempo, tal que a luz emitida é ajustada no tempo, se assim for requerida. Isto também é ilustrado nas Figs. 3 A to 3C.

Fig. 3 A mostra uma grade dos LEDs 2A que são ligados para estimular cicatrização de ferida. Como é ilustrado na Fig. 3B, a refletividade da pele é medida em certos intervalos de tempo, usando os LEDs 2B que estão em um modo de detecção de luz para detectar a refletividade, enquanto os LEDS 2B funcionam como foto sensores gerando uma foto-corrente e LEDs 2A funcionam como emissores de luz. A corrente excitada através da luz recebida pelo LED 2B é recebida através de um circuito de recepção de sinal 4 e processada para ser convertida em dados da pele. Já que o dispositivo de monitoração de pele 1 pode ser configurado tal que os LEDs 2 estão próximos à pele 7, a refletividade pode ser medida como uma função da localização. A princípio, os LEDs 2 podem ser estabelecidos contra a pele 7. Em outras modalidades, os LEDs 2 emitem e / ou detectam a luz em uma pequena distância da pele 7, por exemplo de cerca de vários mm.

Se, por exemplo, uma inflamação da pele é concluída a partir de um avermelhamento local da pele e uma correspondente diferença local na refletividade dos contornos da pele, o circuito de processamento 6 vai fornecer um sinal, por exemplo para um circuito de computador, uma interface de usuário 11 , e / ou um especialista 8 . Este procedimento de medida pode ser repetido ligando os LEDs 2A e detectando os LEDs 2B em várias posições. Desta maneira um mapeamento da pele 7 pode ser feito na forma de dados da pele, que podem ser usados para estimular a cicatrização

de ferida mais efetivamente, como mostrado na Fig. 3C. Por exemplo, a intensidade dos LEDs 2C é ajustada como uma função de sua localização acima da pele 7. aqui, todos os LEDs 2 A, 2C estão emitindo luz, mas os LEDs 2C têm uma outra intensidade do que os LEDs 2A. É claro que, um gradiente de intensidades de luz pode ser aplicado através da grade dos LEDs 2, onde a intensidade varia gradualmente através da grade.

Em uma modalidade vantajosa, os LEDs 2A, 2C emitem luz em uma freqüência pulsada fornecida através de um circuito de regulação de freqüência14. A freqüência pulsada liga e desliga a luz emitida, possibilitando ruído tal como espalhamento de ser filtrado pelo circuito de processamento 6 e por um algoritmo. Uma proporção maior de sinal para ruído pode ser obtida com ouso do circuito de regulação de freqüência 14.

Em uma modalidade da invenção, em princípio todos ou a maioria dos LEDs 2 que são incorporados no dispositivo de monitoração de pele 1 são configurados para emitir, assim como para detectar luz. Nesta modalidade, uns LEDs 2 são configurados para ter um modo de detecção de luz em intervalos de tempo específicos e o modo de emissão de luz em outros intervalos de tempo. Em uma outra modalidade, LEDs 2 específicos são configurados para emitir e outros LEDs são configurados para detectar luz.

Em uma modalidade, em vez dose / ou próximo dos LEDs 2, lasers 16 são usados para irradiar a pele 7. A luz irradiada pode penetrar relativamente fundo sob a superfície da7, e. g. até vários mms e / ou cms, e. g. para monitorar perfusão de sangue em tecidos abaixo da pele. Um foto-sensor 17 detecta a luz que é espalhada pele 7 e / ou pelo tecido abaixo da superfície da pele, e. g. células de sangue. Um sensor compreendendo ambos, laser mencionado 16 e foto-sensor 17, é referido como sensor de laser 19 nesta descrição. Em uma modalidade o sensor de laser 19 é fornecido com uma lente18 para focar a luz do laser mencionado 16.

Uma modalidade tendo um sensor de laser 19 é ilustrada na

Fig. 1A, onde o laser 16 é arrumado para iluminar o tecido 7 em tal uma maneira que uma porção de feixe de luz 10 que é espalhado pelo tecido re-entra no laser 16 de modo a obter um efeito próprio de mistura. Tal um sensor de laser 19 é descrito na aplicação de patente internacional WO2006/085278, o conteúdo da qual é aqui incorporado para referência. Um tipo mais geral de sensor de laser de mistura própria compreendendo um laser e um foto-sensor é descrito na WO02/37410. A luz 10 que é refletida pelo tecido e registrado como um sinal elétrico pelo foto-sensor 17 contém um sinal que varia de acordo com a interferência entre o feixe de laser original e o feixe de laser espalhado. Já que cada célula de sangue única vai produzir um sinal com um deslocamento de Doppler com relação ao feixe de laser de saída, cujo deslocamento depende da velocidade das células de sangue em direção ao feixe de laser , este sinal pode ser usado para monitorar tecido e é particularmente útil para medir dados tais como a quantidade relativa de células de sangue, a velocidade média da células de sangue, a perfusão de sangue e / ou características do sangue relacionadas. O deslocamento de Doppler vai produzir um padrão salpico, que é a soma de um grande número de funções senoidal.Preferencialmente, o circuito de processamento 6 é adaptado para aplicar uma transformada de Fourier para o sinal mencionado de modo a fornecer o espectro do sinal, e para aplicar uma adaptação exponencial para o espectro mencionado, e por meio disso, obter parâmetros correspondendo à velocidade média da célula de sangue no tecido e a quantidade de sangue no tecido.

O sensor de laser 19 é, parecido com os LEDs 2 adequados para miniaturização e podem e. g. ser integrados em materiais flexíveis tal como, por exemplo, bandagem, tecidos e não tecido têxteis, polímeros, materiais de borracha, folhas, etc. Em uso, a distância entre o sensor de laser 19 e a pele 7 pode ser mantida pequena de forma vantajosa, e. g. entre 0 e 2 mms, em particular quando uma lente 18 é fornecida no dispositivo, a lente 18

pode estar em contato direto com a pele 7. Por causa da coerência melhorada da luz de laser com relação aos LEDs 2, e. g. em um intervalo de comprimento de onda de entre um (ou menos) e uns poucos nms, sua luz é particularmente útil para medir e comparar a luz espalhada com a luz irradiada. Ainda mais, a modalidade compreendendo laser 16, foto-sensor 17 e / ou lente 18 mencionados, pode ser particularmente útil para medir fluxo de sangue, que é particularmente útil para monitorar a ferida, tal que medidas podem ser tomada para agilizar o processo de cicatrização. Mais ainda, a perfusão de sangue pode ser um parâmetro mais confiável para monitorar a recuperação de uma ferida do que refletividade da pele, tal que o sensor de laser 19 pode ser relativamente preciso, e. g. mais preciso do que os LEDs 2. Contudo, um sensor de laser 19 poderia também ser usado para medir a refletividade da pele ou um outro parâmetro, no qual caso por exemplo o comprimento focal da lente 18 pode ser adaptado.

Em uma modalidade prática de um dispositivo de monitoração 1, alguns ou todos os LEDs 2 são substituídos por sensores de laser 19. Uma primeira modalidade compreende uma grade de LEDs 2 (fig. 3D), onde vários LEDs 2 são substituídos por sensores de laser 19. Com este dispositivo de monitoração 1 combinado, por exemplo uma cor de pele assim como a perfusão de sangue pode ser medida, preferencialmente por meio dos LEDs 2 e o sensor de laser 19, respectivamente. Monitoração combinada pode fornecer informação relativamente detalhada sobre o processo de cicatrização da ferida, onde a informação local em várias localizações com relação ao tecido pode ser obtida. Ainda mais, os sensores de laser 19 podem ajudar na medição melhorada da luz espalhada e comparação da luz espalhada com a luz irradiada, porque da maior coerência da luz de laser com relação aos LEDs 2 em um modo de detecção, ao passo que a luz irradiada dos LEDs 2 pode ter o mesmo efeito de cicatrização como aquele dos lasers 16. Os lasers 16 podem também ajudar em irradiar tecido para cicatrização. Os lasers 16 e /

ou os LEDs 2 poderiam por exemplo se configurados para diferentes tipos de cicatrização dedicada, por exemplo os lasers 16 tendo diferentes freqüências e / ou comprimentos de onda do que os LEDs 2. Isto também pode ser alcançado adaptando o comprimento focal de diferentes lentes 18, por exemplo.

Na Fig. 3E uma modalidade é mostrada de um dispositivo de monitoração 1 com uma grade de sensores de laser sensores 19. Nesta modalidade, uma resolução de monitoração maior quando comparada com a modalidade da fig. 3D pode ser obtida, onde os lasers 16 podem também ser usados para cicatrização.

Dependendo do sinal local que é medido pelos diferentes LEDs 2 e / ou sensores de laser 19, a luz que é emitida pelos lasers 16 e / ou LEDs 2 pode ser ajustada localmente para otimizar o tratamento. Por exemplo, em uso, múltiplos sensores à laser 19 são fornecidos em localizações diferentes com relação à superfície de uma ferida tal que o sinal pode ser medido localmente e / ou a quantidade de radiação é ajustada localmente.

A grade combinada, e. g. como mostrada na Fig. 3D, ou a grade de sensor de laser 19, e. g. como mostrada na Fig. 3E, pode por exemplo ser convenientemente embutida in material flexível tal como têxtil ou bandagem. Preferencialmente os sensores de laser 19 são embutidos em material que pode ser convenientemente desgastado próximo ao corpo, já que sensores de laser 19 podem estar situados próximo ao corpo, por exemplo 2 mms ou menos da pele, ou podem estar em contato com o corpo. Conectar um sensor de laser 19 à tal material flexível pode ser similar a conectar um LED 2 à tal material flexível.

Como mencionado acima, os sensores de laser 19 podem ser fornecidos com lentes 18. Na mesma maneira, as lentes 18 podem ser fornecidas para outras fontes de luz, tal como LEDs 2, e. g. em outras

modalidades da invenção. As lentes 18 podem ter um comprimento focal que é otimizado para um tratamento pré-específico. Por exemplo, quando características de célula de sangue estão para serem medidas,a lente pode ter um comprimento focal de 2 mm ou menos, e. g. 1 mm. Pode também ser conveniente aplicar diferentes lentes 18 tendo diferentes comprimentos focais, tal que em uso o tecido é monitorado em profundidades diferentes pelo mesmo dispositivo de monitoração 1.

Em uma modalidade vantajosa, a cor que é refletida por uma área da pele 7 é detectada no fato que a refletividade da área da pele é detectada em pelo menos, dois comprimentos de onda diferentes emitidos. Mais especificamente, uma detecção mais precisa da refletividade da pele 7 é alcançada no fato que a proporção é calculada entre os sinais obtidos que correspondem à dois correspondentes comprimentos de onda aproximados da luz de LED emitida. Na arte, tabelas pré-determinadas são conhecidas que plotam proporções de refletividade da pele em diferentes comprimentos de onda contra dados da pele específicos, por exemplo vermelhidão da pele, temperatura da pele, etc. As medidas podem mesmo ser mais precisa se mais do que duas medidas são usadas. Por motivo de clareza, esta descrição de forma geral, vai se referir a dois comprimentos de onda, embora mais do que dois comprimentos de onda podem também ser aplicados de acordo com a invenção.

Para medir a quantidade, perfusão e / ou velocidade do sangue, e. g. por meio de sensores de laser 19 ou outras fontes de luz, pode não ser necessário para medir a cor da pele. Por conseguinte emitindo em um comprimento de onda pode ser suficiente. Neste caso, os sinais espalhados diferentes de células de sangue diferentes são medidos e comparados com relação a uma localização. A partir do padrão salpico resultante, a informação sobre a quantidade, perfusão e / ou velocidade de sangue pode ser obtida.

Em uma modalidade exemplar, uma estimativa da vermelhidão

da pele pode ser determinada calculando a proporção acima mencionada da refletividade em dois comprimentos de onda diferentes, por exemplo no intervalo de comprimento de onda visível. A refletividade é detectada pelos LEDs 2 funcionando como foto sensores e convertida em um sinal. Na Fig. 4, a refletividade da pele de uma pessoa é pontuada em um eixo vertical Y, a refletividade aumentando em toda direção, indicado como uma seta A. Os comprimentos de onda que são emitidos para a pele dessa pessoa através do pelo menos, um LED 2 são pontuados em um eixo horizontal X in nanômetros. Uma curva C_1 é desenhada que indica as medidas de uma refletividade da pele em comprimentos de onda diferentes. Na Fig. 4 a curve é pontuada no intervalo visível de comprimento de onda, de cerca de 400 à cerca de 820 nm. Neste exemplo, a vermelhidão da pele pode ser determinada medindo a refletividade, ou os sinais deles, em um comprimento de onda de aproximadamente 580 nm e 620 nm, mostrado na Fig. 4 como pontos R_1 e R_2, respectivamente. Um declive entre os pontos R_1 e R_2 é indicado por uma linha S através dos pontos R_1 e R_2, cujo declive é definido pela refletividade R_2 menos a refletividade R_1 dividida pela diferença em comprimento de onda 620-580 nm = 40 nm. Aqui, a proporção R_1/R_2 é também uma medida para a vermelhidão, um valor mais baixo correspondendo a mais vermelhidão. A proporção entre os sinais é determinada tal que dados da pele específicos, neste exemplo a vermelhidão da pele 7, pode ser recuperada das tabelas pré-determinadas mencionadas ou outros dados pré-determinados, por exemplo com a ajuda de um circuito de processamento 6 ou por um doutor. Em uma modalidade menos sofisticada, um especialista 8 , ele mesmo, traduz os sinais detectados nos dados da pele , por exemplo com a ajuda de um livro de anotações.

Em uma modalidade exemplar, o grau de oxigenação do sangue,particularmente sangue capilar, também pode ser determinada detectando a refletividade da pele em dois ou mais comprimentos de onda.

Nesta modalidade é vantajoso detectar a refletividade em um comprimento de onda aproximado onde a refletividade, i. e. absorção de luz, de hemoglobina e oxigênio-hemoglobina é aproximadamente o mesmo, i.e. em um ponto isobéstico, e em pelo menos, um outro comprimento de onda aproximado onde os valores de refletividade de hemoglobina e oxigênio-hemoglobina são diferentes. Detecção da refletividade da pele 7 em um nível relativamente alto de oxigênio-hemoglobina e em um nível relativamente alto hemoglobina conduz à curva C1 e a curva pontilhada C2, respectivamente. As duas curvas se cruzam em um ponto isobéstico O_1, ao passo que diferentes refletividades são obtidas no ponto O_2. A proporção das duas refletividades em O_1 e O_2 é a medida para o grau de oxigenação. De forma geral, o grau de oxigenação nas feridas é menor do que em tecidos normais. Contudo, a micro-circulação pode diferir localmente, e a oxigenação da ferida pode varia de uma posição anatômica no corpo para uma outra, que pode ser levada em conta. A posição no corpo pode, por conseguinte, também servir como uma referência para a oxigenação da ferida.

Em uma modalidade exemplar adicional, o conteúdo de melanina na pele pode ser medida. A inclinação do espectro de refletância é uma medida para o conteúdo de melanina, i. e. a equidade ou escuridão da pele. Para pele clara a inclinação é relativamente alta, para a pele escura a inclinação é relativamente baixa. Por exemplo, um sinal de cerca de 450 e cerca de 660 nm pode ser medida, indicado na Fig. 4 com pontosM_1 e M_2, respectivamente. Por exemplo, a diferença relativa em potência de sinal nesses comprimentos de onda, normalizados para o sinal em 660 nm, é a medida para o conteúdo de melanina. Já que o conteúdo de melanina pode variar localmente (e. g. marcas de nascença) ou entre pessoas, o conteúdo de melanina medido pode ser usado para compensar à refletividade medida de outras características, por exemplo quando determinando a vermelhidão da pele.

Em uma outra modalidade exemplar, a refletividade da pele é dependente da umidade da pele. Esta pode ser medida na região próxima ao infravermelho, por exemplo em bandas de absorção de água de entre aproximadamente 1450 e / ou aproximadamente 2000 nm. A pele encharcada(umidade) pode dar uma indicação do estado de uma ferida, por exemplo se está aberta, i. e. relativamente molhada, ou fechada, i. e. relativamente seca.

Em uma outra modalidade exemplar, a emissividade da pele é medida, por exemplo detectando radiação de comprimento de onda mais longo na região de infravermelho, por exemplo em um intervalo de aproximadamente 2500 e 8500 nm. A emissividade, particularmente no intervalo mencionado, é relacionado à temperatura da pele e pode dar uma indicação de inflamação, já que a temperatura da pele é de forma geral, aumentada em uma área inflamada.

É claro que, em outras modalidades, a refletividade e / ou emissividade é detectada em comprimentos de onda diferentes do que os comprimentos de onda acima mencionados e para diferentes dados da pele do que nas modalidades exemplares mencionadas acima. Os números e intervalos de comprimentos de onda dados acima não são para serem considerados como limitando a invenção em qualquer maneira. Eles meramente servem como exemplos ilustrativos. Comprimentos de onda mais vantajosos podem ser conhecidos na arte e podem mudar na prática conforme pesquisa neste campo continua, enquanto dados pré-determinados usados nos algoritmos são para serem continuamente atualizados.

Em outras modalidades, o dispositivo de monitoração de pele é configurado para combinar as diferentes monitorações de pele mencionadas acima. O dispositivo de monitoração de pele 1 é configurado, por exemplo, para detectar características como conteúdo de melanina, vermelhidão da pele, temperatura, oxigenação, e umidade, ou pelo menos, duas daquelas,

onde as características podem ser interdependentes. Em tal uma modalidade é vantajoso se os LEDs 2 emitem e / ou detectam em mais do que dois comprimentos de onda.

Como mencionado acima, é vantajoso em particulares modalidades, ter o dispositivo de monitoração de pele 1 emitindo luz em pelo menos, dois diferentes comprimentos de onda em aproximadamente na mesma localização e / ou área. É vantajoso para este propósito ter os LEDs 2 emitindo em pelo menos, dois intervalos comprimento de onda diferentes. Por conseguinte, de forma vantajosa, diferentes tipos de LEDs 2 podem ser usados, cada tipo emitindo e detectando um intervalo de comprimento de onda específico. O comprimento de onda e / ou intensidade dos LEDs 2 pode ser controlado localmente, por exemplo individualmente e / ou em grupos de LEDs 2. O comprimento de onda pode ser variado, por exemplo, ligando e desligando diferentes LEDs 2 de diferentes comprimentos de onda. Diferentes LEDs 2 podem, por exemplo, estar situados próximos cada um do outro e / ou empilhados a fim de serem capazes de controlar e monitorar a luz do LED emitida relativamente de forma precisa em localizações específicas para diferentes comprimentos de onda aproximados que são emitidos e / ou refletidos pela pele 7. Técnicas são também conhecidas nas quais um único tipo de LED 2 emite e / ou detecta em comprimentos de onda diferentes.

Em uma modalidade vantajosa, o dispositivo de monitoração de pele 1 é flexível, ou pode pelo menos, se encaixa em uma parte de um corpo, para fornecer uma certa quantidade de liberdade de movimento. Em uma modalidade, os LEDs 2 são integrados em uma cobertura do corpo, como um gesso 1A, bandagem, roupas, cobertores 1B, etc., a fim de ser usado no e / ou em torno do corpo, ver Figs. 5 e 6. O dispositivo de monitoração de pele 1 pode ser substancialmente plano, por exemplo para usar embaixo de roupas e / ou cobertores. Fig. 5 mostra que uma fonte de energia 5portátil e / ou descartável é conectada ao dispositivo de monitoração de pele 1. Um

transmissor 15 ou alguma outra unidade de comunicação sem fio pode ser arrumada e configurada para transmitir sinais para o circuito de processamento 6. Fig. 6 mostra uma modalidade de um cobertor 1B com OLEDs 2 flexíveis.

Em uma outra modalidade, os LEDs 2 são mantidos em uma distância da ferida, i. e. sem tocar a ferida, para prevenir inflamação. Por exemplo, os LEDs 2 podem ser mantidos em uma distância de aproximadamente 0,1 mm até aproximadamente 50 mm da pele e / ou da ferida, preferencialmente entre aproximadamente2 e 30 mm, por exemplo para permitir que bastante ar passe pela ferida. Para as mesmas razões pelo menos, parte do material do dispositivo de monitoração de pele 1 pode ser configurada para ser respirável e absorvida. O dispositivo de monitoração de pele 2 pode compreender espaçadores para configurar esta distância. Esses espaçadores podem compreender, por exemplo, ponto de adesivo, uma camada porosa delicada, uma gaze, etc.

Em uma modalidade vantajosa, o dispositivo de monitoração de pele 1 compreende um arranjo de comunicação sem fio para se comunicar com um computador distante e / ou um especialista 8. O especialista 8 e / ou computador pode monitorar o processo de cicatrização a partir de uma distância e ajustar a intensidade e / ou comprimento de onda da luz de LED luz 9, se assim desejado. Em uma modalidade, o dispositivo de monitoração de pele 1 é configurado para ter o paciente monitorando o processo de cicatrização e manuseado o dispositivo de monitoração de pele 1 , tal que ele ou ela pode ele mesmo / ela mesma ajustar as configurações do dispositivo de monitoração de pele 1, por exemplo por meio de uma interface de usuário 11. O circuito de processamento 6 e a interface de usuário 11 podem ser configurados para interagir no processo de cicatrização automaticamente e / ou para avisar o paciente e / ou especialista se a interação é necessária.

Obviamente, em vez de um circuito separado de detecção de

sinal 4 e um circuito de regulação de freqüência 14, o circuito de processamento 6 pode ser configurado tal que ele engloba um circuito de detecção de sinal 4 e / ou um circuito de regulação de freqüência 14. Isto ou eles podem também ser diretamente conectados ao dispositivo de iluminação.

Ainda mais, o princípio da invenção pode ser aplicado fora do campo de fototerapia. Por exemplo, luz que é refletida da superfície em geral pode ser medida com um dispositivo de monitoração de pele 1 de acordo com a invenção. Isto poderia ser vantajoso para estudar, por exemplo, certos materiais e / ou formas de vida biológicas. Por exemplo, alguém pode medir a refletividade de superfícies com meios relativamente fáceis usando múltiplos LEDs 2 como emitindo luz assim como detectando fonte de luz.

Será óbvio que a invenção não é limitada em qualquer maneira para as modalidades exemplares apresentada na descrição e nos desenhos. Muitas variações são possíveis dentro do escopo da invenção como evidenciado pelas reivindicações. Um dispositivo de monitoração de pele 1 pode ser configurado, por exemplo, para qualquer tipo de fototerapia, não especificamente ou exclusivamente para as aplicações descritas no texto acima. Combinações de dois ou mais aspectos das modalidades ou combinações das modalidades são possíveis dentro do escopo da invenção. Todas as variações comparáveis são entendidas para estarem dentro do escopo da invenção como evidenciado pelas reivindicações.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de monitoração de pele para aplicação próximo à pele, caracterizado pelo fato de compreender um meio de conectar um circuito de processamento e pelo menos, um foto-sensor, onde o pelo menos, um foto-sensor é configurado para detectar pelo menos, um comprimento de onda aproximado de luz refletida e / ou emitida pela pele, e onde um circuito de recepção de sinal é fornecido para receber sinais do pelo menos, um foto-sensor.

2. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender pelo menos, uma fonte de luz que é configurada para emitir luz de pelo menos um, preferencialmente pelo menos dois, comprimentos de onda aproximados de luz.

3. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que a pelo menos, uma fonte de luz compreende um laser.

4. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que um sensor de laser é fornecido, compreendendo um laser como uma fonte de luz para iluminar tecido, o laser sendo adaptado para permitir uma parte do feixe de laser, espalhado pelo tecido, re-entrar no laser, e um foto-sensor para medir a luz emitida do laser, assim obtendo um sinal que varia de acordo com a interferência entre o feixe de laser original e o feixe espalhado.

5. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que o sensor de laser é fornecido com uma lente, configurada para ser arrumada entre o laser e a pele.

6. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com a reivindicação 4 ou 5, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de monitoração de pele é configurado para emitir e / ou detectar luz em uma

distância de entre 0 e 2 mms da pele.

7. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o pelo menos, um foto-sensor e / ou fonte de luz compreende pelo menos, um LED (Diodo de Emissão de Luz) e / ou OLED (Diodo de Emissão de Luz Orgânico).

8. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que pelo menos um, preferencialmente pelo menos dois, foto-sensor(s) é / são configurados para detectar luz de pelo menos, dois comprimentos de onda aproximados refletidos e / ou emitidos pela pele.

9. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que a pelo menos mencionada, uma fonte de luz é configurada para funcionar como o foto-sensor mencionado.

10. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações 7 - 9, caracterizado pelo fato de compreender LEDs e / ou OLEDs, e sensores de laser.

11. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de ser configurado para encaixar pelo menos, parcialmente na forma de um corpo humano, e preferencialmente é configurado para ser pelo menos, parcialmente flexível.

12. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de monitoração de pele compreende pelo menos, um espaçador tal que o dispositivo de monitoração de pele emite e / ou detecta luz em uma distância da pele de entre aproximadamente 0,1 e 50 mm, particularmente entre aproximadamente 2 e 30 mm.

13. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com

qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de compreender pelo menos, um circuito de processamento, um arranjo de armazenamento para armazenar dados da pele pré-determinados, e meios de conectar interface, em que o circuito de processamento é configurado para processar sinais mencionados, para converter os sinais mencionados, para converter sinais mencionados em dados da pele comparando os sinais mencionados com os dados da pele pré-determinados armazenados no arranjo de armazenamento, e para mapear os dados da pele mencionados através de uma interface.

14. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que pelo menos, um dos meios de conectar compreende um arranjo de comunicação sem fio.

15. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de compreender um circuito de regulação de freqüência para pulsar o pelo menos, uma fonte de luz com uma certa freqüência, e em que o circuito de processamento é configurado para processar os sinais mencionados de acordo com a freqüência mencionada.

16. Dispositivo de monitoração de pele de acordo com qualquer das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que a pelo menos, uma fonte de luz é configurada para ajustar sua intensidade localmente sobre parte da superfície(s) da pelo menos, uma fonte de luz.

17. Método para monitorar a pele, caracterizado pelo fato de usar pelo menos, um foto-sensor que recebe luz refletida e / ou emitida pela pele, em que luz de pelo menos um, preferencialmente pelo menos dois, comprimentos de onda aproximados refletidos e / ou emitidos pela pele é convertida em pelo menos, um sinal, e onde o pelo menos, um sinal é convertido em dados da pele.

18. Método de acordo com a reivindicação 17, caracterizado pelo fato de que a luz é emitida por uma fonte de luz em pelo menos um, preferencialmente pelo menos dois, comprimentos de onda de luz.

19. Método de acordo com a reivindicação 17 ou 18, caracterizado pelo fato de que a luz mencionada é emitida e / ou refletida através de pelo menos, um LED e / ou OLED.

20. Método de acordo com uma das reivindicações 17 - 19, caracterizado pelo fato de que a luz mencionada é emitida e recebida por um sensor de laser, compreendendo um laser como uma fonte de luz e um foto-sensor, onde o sensor de laser preferencialmente tem uma distância da pele de entre aproximadamente 0 e 2 mm.

21. Método de acordo com uma das reivindicações 17 - 20, caracterizado pelo fato de que a luz é emitida em uma distância da pele de entre aproximadamente 0,1 e 50 mm, particularmente entre aproximadamente 2 e 30 mm.

22. Método de acordo com uma das reivindicações 17 - 21, caracterizado pelo fato de que os dados de pele são determinados de pelo menos, a proporção de pelo menos, dois sinais que são convertidos em pelo menos, dois diferentes comprimentos de onda de luz .

23. Método de acordo com uma das reivindicações 17 - 22, caracterizado pelo fato de que a luz é convertida seqüencialmente em sinais relacionando várias localizações e / ou áreas da pele.

24. Método de acordo com uma das reivindicações 17 - 23, caracterizado pelo fato de que os dados da pele são mapeados e analisados em uma distância da pele por um especialista e / ou um circuito de processamento.

25. Dispositivo de monitoração, caracterizado pelo fato de compreender meios de conectar fonte de energia, pelo menos, um LED (Diodo de Emissão de Luz) ou OLED (Diodo de Emissão de Luz Orgânico)

para emitir assim como detectar pelo menos, um comprimento de onda aproximado, e um circuito de detecção de sinal, em que o LED ou OLED é configurado para ter um modo de detecção, e em que o circuito de detecção de sinal é configurado para detectar sinais que fluem através do LED ou OLED quando o LED ou OLED está no modo de detecção.

26. Dispositivo de acordo com a reivindicação 25, caracterizado pelo fato de que pelo menos, um LED ou OLED detecta luz emitida através de pelo menos, um outro LED ou OLED e refletido por uma superfície.

27. Método para irradiar a pele, caracterizado pelo fato de ser pela aplicação de um dispositivo de monitoração para a pele mencionada, cujo dispositivo monitora reflexão e / ou emissão de luz através da pele mencionada por meio de pelo menos, um foto-sensor, e emitindo luz para a pele mencionada através de pelo menos, um LED ou OLED, em que o LED ou OLED é controlado nas bases dos sinais do pelo menos mencionado, um foto-sensor.

28. Método de acordo com a reivindicação 27, caracterizado pelo fato de que pelo menos, um LED ou OLED é usado como foto-sensor.

29. Uso de um LED ou OLED, caracterizado pelo fato de ser para registrar a luz refletida ou emitida pela pele, a uma distância de entre 0 e 5 mm.

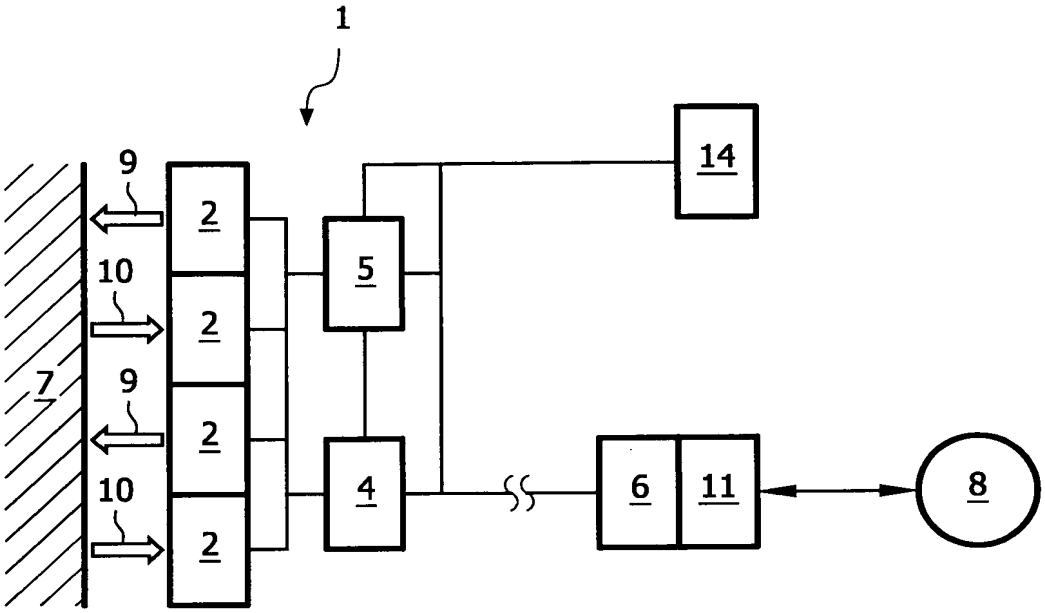

1
9
10
9
10
2
2
2
2
7
5
4
14
6
11
8

FIG. 1

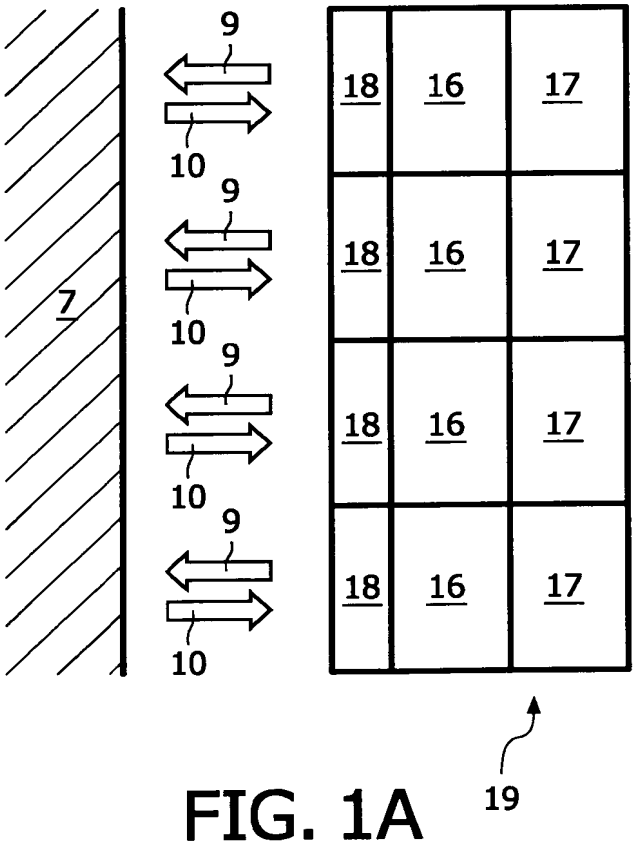

9
10
9
10
9
10
9
10
7
18
16
17
18
16
17
18
16
17
18
16
17
19

FIG. 1A

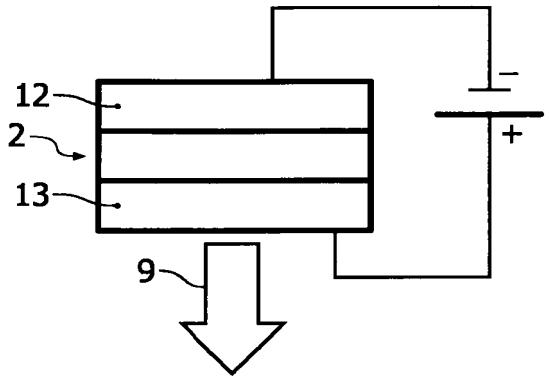


FIG. 2A

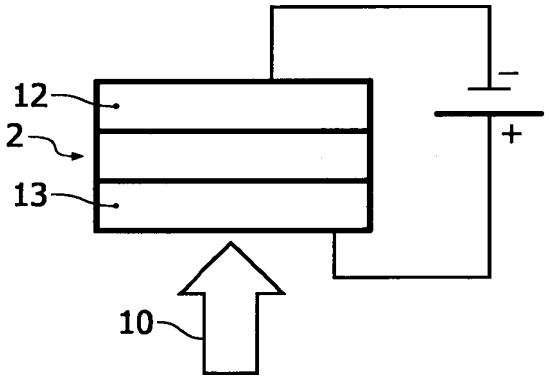


FIG. 2B

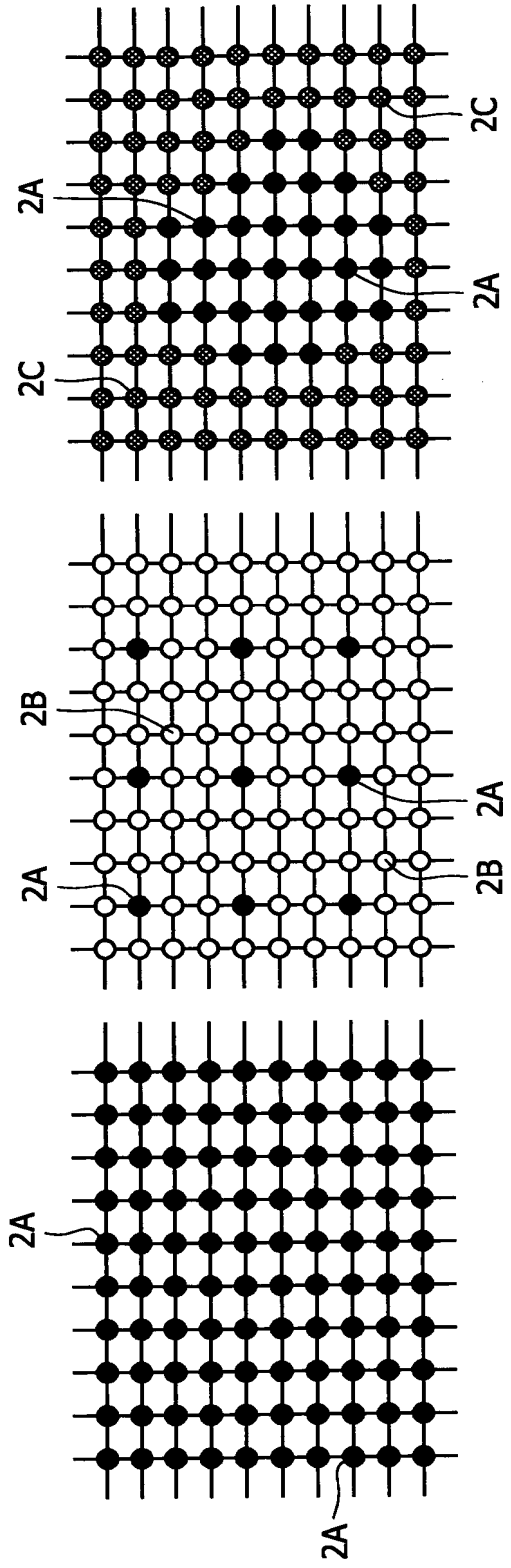


FIG. 3A FIG. 3B FIG. 3C

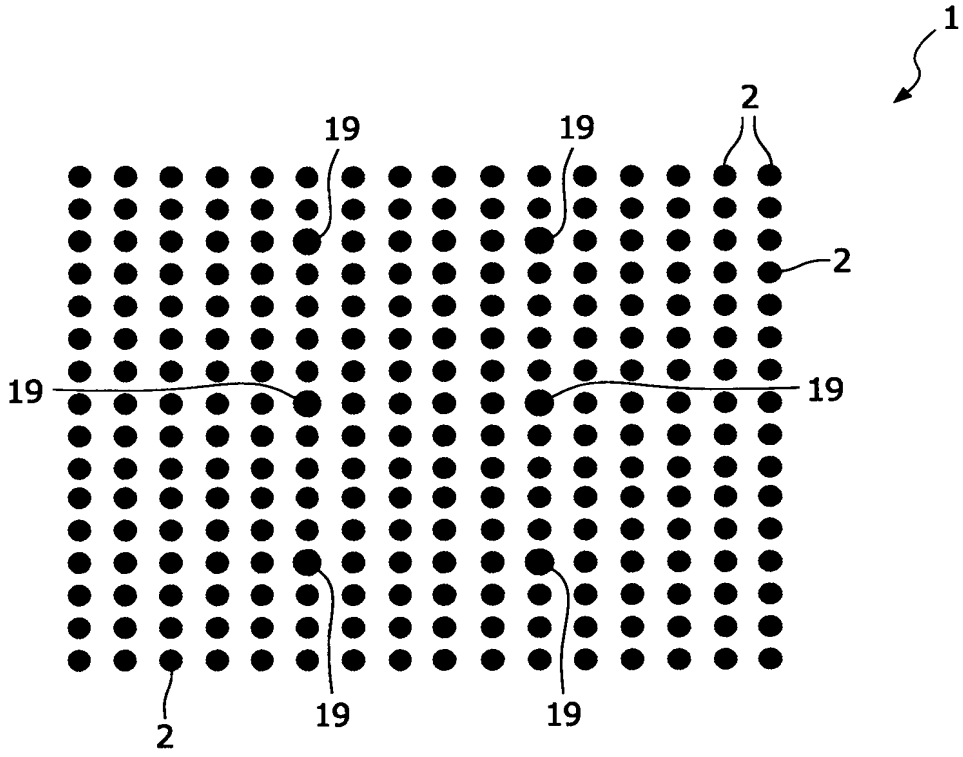


FIG. 3D

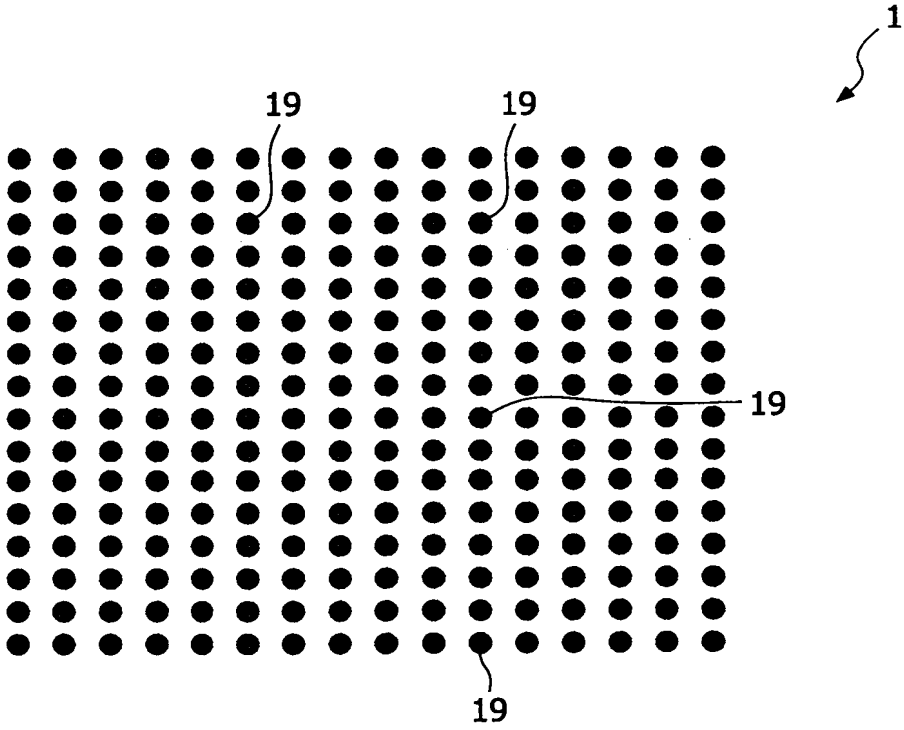


FIG. 3E

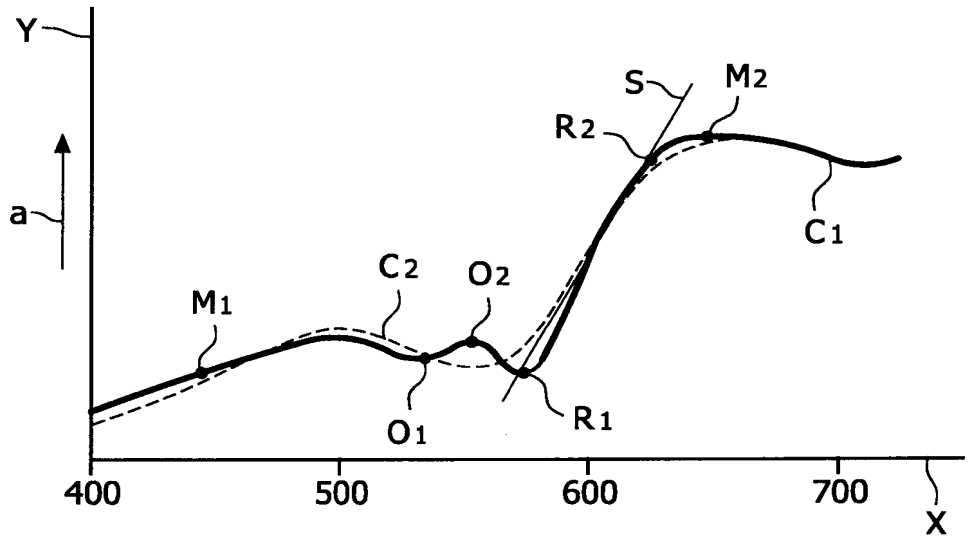


FIG. 4

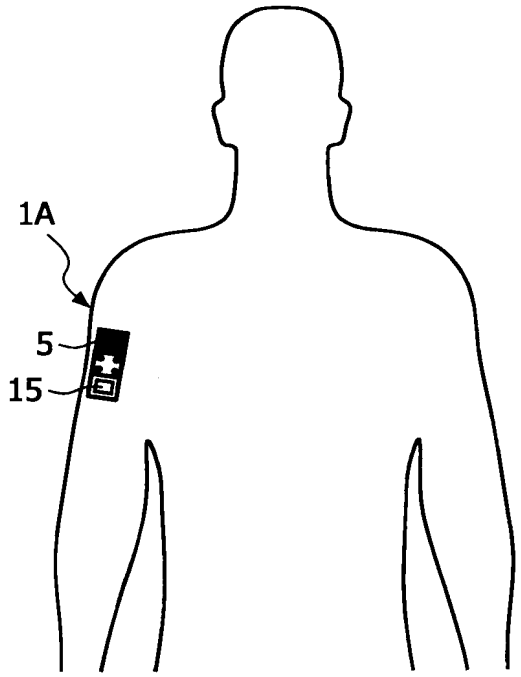


FIG. 5

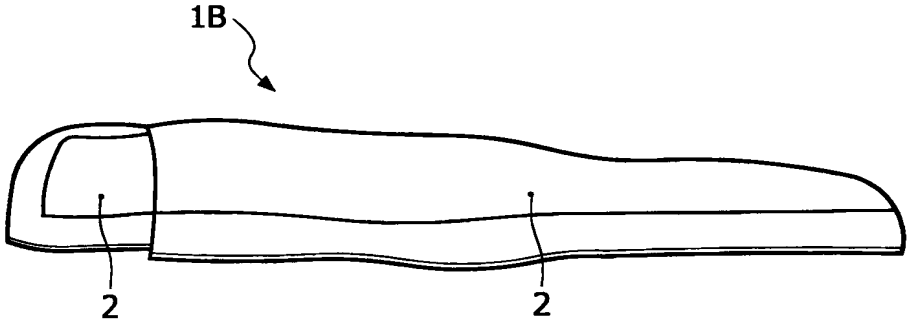


FIG. 6

RESUMO

"DISPOSITIVO DE MONITORAÇÃO DE PELE, MÉTODOS PARA MONITORAR A PELE, E PARA IRRADIAR A PELE, E, USO DE UM LED OU OLED"

Dispositivo de monitoração de pele para aplicação próxima a pele, compreendendo uns meios de conexão de circuito de processamento e pelo menos, um foto-sensor configurado para detectar pelo menos, um aproximado comprimento de onda de luz refletida e / ou emitida por uma pele, onde um circuito de recepção de sinal é fornecido para receber sinais do pelo menos, um foto-sensor