



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

(21) BR 102016026328-0 A2

(22) Data do Depósito: 10/11/2016

(43) Data da Publicação: 29/05/2018



* B R 1 0 2 0 1 6 0 2 6 3 2 8 A

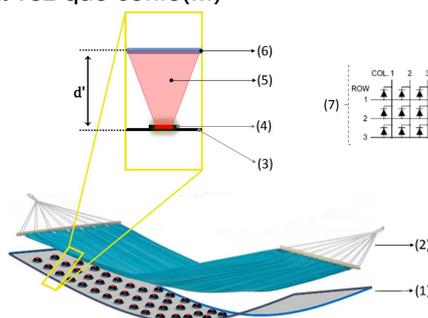
(54) Título: SISTEMA PARA REGULAÇÃO DE TEMPERATURA DE BEBÊS RECÉM-NASCIDOS EM UTI NEONATAL BASEADO EM MOFS CONVERTORAS FOTOTÉRMICAS

(51) Int. Cl.: D06B 1/00; D06M 23/10

(73) Titular(es): UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO, UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA - UEPB

(72) Inventor(es): CECÍLIA SANTOS SILVA; SEVERINO ALVES JÚNIOR; LEONIS LOURENÇO DA LUZ; GILBERTO FERNANDES DE SÁ; IANE BEZERRA VASCONCELOS ALVES; RAILDA SHELSEA TAVEIRA ROCHA DO NASCIMENTO

(57) Resumo: SISTEMA PARA REGULAÇÃO DE TEMPERATURA DE BEBÊS RECÉM-NASCIDOS EM UTI NEONATAL BASEADO EM MOFS CONVERTORAS FOTOTÉRMICAS. A invenção refere-se à confecção de dois sistemas baseados em tecidos de algodão e cristais da MOF HKUST-1, e a aplicação dos mesmos em UTIs neonatais para a regulação da temperatura de bebês recém-nascidos. O processo de controle térmico acontece a partir da geração de calor oriundo da conversão fototérmica na rede/colchão o qual o bebê é suportado. O tecido é obtido a partir do crescimento/impregnação da HKUST-1 sobre a superfície das fibras de algodão, utilizando a metodologia camada por camada. Por meio de técnicas de caracterizações foi possível evidenciar a presença dos cristais de HKUST-1 nas fibras de algodão e assim atribuir o fenômeno de conversão fototérmica para a MOF. Através da irradiação do tecido com luz infravermelha, a MOF gera calor em quantidade proporcional à potência do diodo e esta é modulada em função da temperatura do tecido. Os sistemas criados, no qual prevê o melhor conforto e desenvolvimento dos bebês, é de potencial aplicabilidade para as UTIs neonatais, uma vez que confe(...)



SISTEMA PARA REGULAÇÃO DE TEMPERATURA DE BEBÊS RECÉM-NASCIDOS EM UTI NEONATAL BASEADO EM MOFS CONVERSoras FOTOTÉRMICAS

01. A presente patente de invenção aborda dois sistemas baseados em Redes Metal-orgânicas de Coordenação, do inglês *Metal-Organic Framework* (MOF), como agentes aquecedores para a confecção de redes e colchão utilizados em berços e incubadoras de UTIs neonatais.

02. Durante o tratamento intensivo, os recém-nascidos precisam receber cuidados específicos para manter constante sua temperatura corporal, uma vez que o sistema nervoso central responsável por controlar a homeotermia, pode ainda não estar totalmente maduro. A medida que há um desvio da faixa térmica normal, processos termoreguladores precisam ser ativados e assim interagir com outras funções fisiológicas reguladoras.

03. A regulação térmica promovida por incubadoras e berços de calor radiante enfrentam, até o momento, inconsistências/dificuldades no que se refere à relação entre perda de calor, estabilização de temperatura, bem-estar e conforto dos bebês.

04. Atualmente existem versões de colchões aquecidos baseados em mantas térmicas e fluídos aquecidos. Contudo, a utilização de resistência e circulação do fluído pode oferecer um maior risco e heterogeneidade da distribuição de temperatura no colchão. Além de maior tempo de estabilização da temperatura para posterior utilização do berço.

05. O uso terapêutico de redes intercalada com colchões, poderá minimizar o desenvolvimento de patologias relacionadas a permanência prolongada em uma única posição, comumente relatado em hospitais.

06. A presente invenção propõe a confecção de dois dispositivos, colchão aquecido e rede aquecida, para regulação de temperatura de bebês em UTI neonatal, de forma complementar ao atual estado da arte.

07. Com a utilização desses dispositivos, o problema da perda de calor por condução por recém-nascidos em UTIs neonatais pode ser resolvido/minimizado, permitindo assim a utilização de condições atmosféricas mais suaves para o neonato, no interior dos berços.

08. A rede, apesar de ser um artefato relativamente antigo, tem sido utilizada, de forma terapêutica, em UTIs neonatais pois é capaz de acalmar bebês que nascem prematuros. A ação terapêutica das redes está relacionada com a acomodação do recém-nascido que experimenta uma posição próxima a do ambiente uterino.

09. Essas redes, bem como os próprios colchões já comumente utilizados, quando revestidos com MOF fornecem uma alternativa eficiente e segura, uma vez que utiliza luz para geração de calor dispensando o uso de resistência que fornece riscos adicionais.

10. Outro fator favorável está relacionado com o curto tempo para estabilização da temperatura.

11. A utilização de um tecido revestido por uma MOF, não tóxica, com resposta fototérmica, traz um avanço inovador no que diz respeito à geração de calor para a regulação de temperatura em UTIs neonatal e por conseguinte, permite o emprego de condições mais suaves da atmosfera interna à incubadora ou ao berço, uma vez que a perda de calor por condução é minimizada.

12. Mais especificamente, a descoberta da propriedade de conversão fototérmica por parte da MOF HKUST-1 e seu emprego em um compósito HKUST-1/Fibras de Algodão (HKUST/FA), permitiu a idealização e concepção dos dispositivos propostos.

13. A HKUST-1 é derivada do ácido 1,3,5 benzenotricarboxilato (BTC) e do cátion metálico cobre II. Sua estrutura consiste de uma rede cúbica de face centrada, no qual contém um sistema tridimensional (3D) com dois tipos de poros principais: um no centro octaédrico com seção quadrática de 9 Å e oito tetraédricos laterais de seção quadrática e diâmetro de 5 Å, tais cavidades estão unidas a canais principais através de janelas triangulares de 3,5 Å de diâmetro (Chui, S.S.Y. et al. Science. 1999, 283, 1148-1150).

14. A HKUST-1 chama atenção, principalmente por consistir de um complexo formado por unidades de construção conhecidas como “*paddlewheel*”, onde quatro ligantes BTC estão coordenados equatorialmente, enquanto moléculas de água, axialmente. Essas moléculas, por sua vez, são removidas facilmente para gerar sítios metálicos abertos, o qual tem sido largamente empregados em aplicações como catálise, adsorção seletiva e sensoriamento de umidade (O’Neill, L. D.; Zhang, H.; Bradshaw, D. J. Mater Chem. 2010, 20, 5720–5726; Bosch, M.; Zhang, M.; Zhou, H. C. Adv Chem. 2014, 2014, 1–8).

15. Já as fibras de algodão são constituídas principalmente de celulose ($C_5H_{10}O_5$)_n, um homopolissacarídeo formado por unidades do monossacarídeo β-D-glicose, que formam ligações glicosídicas do tipo β(1→4) para dar origem a um polímero linear.

16. Quando tratados com soluções alcalinas (NaOH, por exemplo) as superfícies das fibras de algodão ficam carregadas negativamente e susceptíveis a ligações eletrostaticamente com espécies carregadas positivamente.

17. Algumas metodologias têm sido descritas na literatura para a confecção de sistemas constituídos de tecidos de algodão revestidos por polímeros de coordenação (Pinto, S.; Augusto, C.; Hinestroza, J. P. Cellulose. 2012, 19, 1771-1779; Ozer, R.; Hinestroza, J. P. RSC Advances. 2015, 5, 15198–15204). As patentes US 2012/0237697 A1 e WO 2015164821 A1 tratam também do desenvolvimento desses sistemas, contudo não há nada relacionado com a investigação das propriedades “fototermoconversora” desses materiais nem de aplicações decorrentes da mesma.

18. A confecção dos tecidos revestidos com a MOF HKUST-1 foi realizada em duas etapas.

19. Na primeira etapa fez-se o tratamento dos tecidos a base de algodão, com solução 0,5 mol L⁻¹ de NaOH a 80 °C por 1h e, subsequentemente, a lavagem com etanol PA, por duas vezes, ao fim deste processo. Este procedimento (FIGURA 1), promove a desprotonação dos grupos OH (hidroxila) da celulose (A), principal componente das

fibras de algodão, tornando as fibras mais susceptíveis à ligações com espécies carregadas positivamente, como por exemplo os íons Cu^{2+} , oriundos do acetato de cobre (B). Desta forma, conseguiu-se melhorar a adesão e uniformizar a distribuição das MOFs na superfície das fibras, e conseqüentemente do tecido.

20. O segundo processo consistiu na deposição da MOF HKUST-1 sobre as fibras de algodão – FA (A), através do processo de crescimento camada por camada (FIGURA 2). Neste processo, os tecidos são imersos numa solução de acetato de cobre, 140 g do sal (B) em 8,5 L de uma mistura de DMF:Água:Etanol (C) na proporção 1:1:1, para cada m^2 de tecido, sob agitação (D) por 30 min. O material Cu^{2+} /FA (E) foi lavado com o solvente da reação para retirar o excesso de reagente que não foi ancorado nas fibras, e em seguida mergulhado numa solução de ácido 1,3,5-benzenotricarboxílico, 180 g do ligante (F) em 8,5 L de uma mistura DMF:Água:Etanol (C) na proporção 1:1:1, durante 30 min, sob agitação. Finalmente o material HKUST-1/FA (G) foi formado e então lavado com o solvente da reação para retirar o excesso de reagente.

21. A segunda etapa foi realizada até quatro vezes para um mesmo tecido. Os tecidos utilizados foram o BRIM 100% algodão (T_I) e o algodão cru (T_{II}).

22. Finalizados os processos de deposição para cada sistema ($C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$), os materiais foram lavados com etanol por 3 vezes e colocados para secar em condições ambiente.

23. Para cada grupo experimental (diferentes tecidos) foram obtidos compósitos a partir de 1 até 4 ciclos de crescimento, sendo chamados de $C_I(1)$, $C_I(2)$, $C_I(3)$ e $C_I(4)$, para o tecido BRIM, e $C_{II}(1)$, $C_{II}(2)$, $C_{II}(3)$ e $C_{II}(4)$, para o de algodão cru.

24. As caracterizações dos sistemas obtidos foram realizadas através de: Difração de Raios-X (DRX), Espectroscopia por absorção na região de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e ensaios de conversão fototérmica.

25. Os difratogramas de Raios-X apresentaram um somatório dos perfis do tecido

e da MOF isoladamente (FIGURA 3). Os picos de difração em 7,0; 9,7; 11,9; 13,6 e 19,3°, observados em todos os compósitos, correspondem aos planos de difração (200), (220), (222), (400), (440) da MOF HKUST-1 (Y. K. SEO et al, 2009), respectivamente, e confirmam a presença desta MOF nos materiais. Por outro lado, os picos sobrepostos entre 13 e 18° são atribuídos aos planos de difração (100) e (10 $\bar{1}$) da fase cristalina da celulose (Tang, S. et al. Green Chemistry. 2012, 14, 2922–2932), bem como o amplo sinal entre 21 e 24° corresponde à difração do plano (002).

26. Os espectros de FTIR de todos os compósitos HKUST-1/FA (FIGURA 4) apresentaram bandas em 1644 cm⁻¹ e em 1377cm⁻¹, relativos aos estiramentos assimétrico e simétrico dos grupos carboxilas $\nu(\text{COO}^-)$ do BTC na MOF HKUST-1, respectivamente (Seo, Y.K. et al. Microporous Mesoporous Mater. 2009, 119, 331–337). Os sinais relacionados a deformação angular fora do plano $\delta(\text{C-H})$, em 730cm⁻¹ também foram observados. Outra evidência da formação da HKUST-1 sobre as fibras do tecido, está relacionada com o estiramento característico da ligação Cu-O observado em torno de 760 cm⁻¹, para todos os compósitos.

27. Os sinais relacionado à MOF HKUST-1, tanto nos difratogramas quanto nos espectros de FTIR, tornam-se mais pronunciados em relação aos sinais relacionados aos componentes dos tecidos, com o aumento do número de ciclos de deposição, devido ao aumento da razão $m_{\text{HKUST-1}}/m_{\text{FA}}$ confirmando o aumento gradual da massa de MOF HKUST-1 depositada com o número de ciclos de reação.

28. As imagens de MEV (FIGURA 5) mostram o crescimento progressivo dos cristais da MOF HKUST-1 na superfície da fibra de algodão com os ciclos de reação, tomando como base as fibra de algodão tratada com NaOH.

29. Após o primeiro ciclo de crescimento da MOF HKUST-1 é possível observar, através das imagens de MEV, a formação de partículas com dimensões nanométricas na superfície das fibras no material C₁(1). No entanto, verifica-se uma distribuição irregular destas partículas sobre as fibras de algodão.

30. As micrografias do compósito C₁(2), revelaram um revestimento mais uniforme

e denso, em termos de distribuição das partículas da MOF na superfície das fibras. O completo revestimento das fibras é observado a partir do terceiro ciclo de deposição (compósitos $C_I(3)$ e $C_I(4)$). No ciclo 4, embora as fibras estejam completamente revestidas, a heterogeneidade fica por parte da formação de ilhas com cristais de dimensões micrométricas, sendo possível a visualização da morfologia cúbica dos cristais, característico da HKUST-1, sobretudo no compósito $C_I(4)$.

31. Os ensaios de conversão fototérmicas foram conduzidos para os tecidos T_I e T_{II} e os compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$. A FIGURA 6 apresenta as curvas de aquecimento dos compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$ em função do tempo de irradiação com laser de diodo de 980 nm em regime estacionário e densidade de potência de 500 mW/cm², e as curvas de resfriamento em função do tempo, na ausência de excitação.

32. Além destas correlações, também foi avaliada para os compósitos $C_I(1-4)$ a dependência das respostas de conversão fototérmica, mais especificamente a temperatura máxima de equilíbrio sob excitação, com as densidades de potência de 500, 600, 700, 800, 900 e 1000 mW/cm² (FIGURA 7).

33. Os experimentos controle (branco) para os materiais $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$ foram realizados com os tecidos após o tratamento com solução 0,5 mol L⁻¹ de NaOH. Nestes experimentos, os tecidos foram irradiados continuamente com radiação de 980 nm e densidade de potência de 500 mW/cm² por 30 minutos, com registros de temperatura periódicos utilizando câmera termográfica. Os incrementos máximos de temperatura registrados a partir da temperatura ambiente de 25 °C, foram de apenas 3,2 e 7,1 °C para os tecidos T_I e T_{II} , respectivamente.

34. Os compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$ apresentaram perfis de aquecimento muito semelhantes, com rápido aumento de temperatura nos primeiros 15 segundos de irradiação. Este comportamento está associado a altas taxas e eficiência de conversão da energia da radiação de excitação (980 nm e 500mW/cm²) em energia térmica (conversão fototérmica).

35. Para estes sistemas, o equilíbrio térmico, mediante excitação contínua com o

laser em regime estacionário, é alcançado após 125 s de irradiação aproximadamente, com variações máximas de temperatura de 61, 81, 88 e 98 para os compósitos $C_I(1)$, $C_I(2)$, $C_I(3)$, e $C_I(4)$, respectivamente, e de 82, 95, 88, e 103 para os compósitos $C_{II}(1)$, $C_{II}(2)$, $C_{II}(3)$ e $C_{II}(4)$, respectivamente.

36. Adicionalmente, verifica-se que os compósitos $C_I(1-4)$ apresentam maior regularidade na relação temperatura-ciclo de deposição que os $C_{II}(1-4)$, e por isto, a dependência da conversão fototérmica em função da densidade de potência foi conduzida apenas para os compósitos $C_I(1-4)$.

37. Os perfis de resfriamento dos compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$ em função do tempo foi obtido imediatamente após o laser ser desligado. O resfriamento ocorre a partir da perda de calor para a vizinhança ao redor do material a qual é função da diferença de temperatura entre o material e sua vizinhança, da área em contato com ar e de um coeficiente de transferência de calor, apresentando um perfil incremental de decaimento exponencial.

38. Foram registradas as imagens termográficas com suas respectivas fotografias em diferentes estágios de aquecimento, com a irradiação; e resfriamento, sem irradiação (FIGURA 9).

39. As altas taxas de aquecimento e resfriamento iniciais verificados para este tipo de sistema (Aquecedor/Fibra têxtil) são importantes propriedades, sobretudo quando se relacionam economia de energia e segurança do material frente a um possível aumento descontrolado no aquecimento.

40. Em virtude do baixo incremento da temperatura no tecido T_I após irradiação, atribui-se a propriedade de conversão fototérmica, apresentadas pelos materiais $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$, à MOF HKUST-1, corroborando com este comportamento, tem-se a temperatura máxima alcançada proporcional ao aumento da massa de MOF, reforçando também a hipótese de que as propriedades de conversão fototérmica da MOF são mantidas e independem do substrato.

41. A dependência do incremento máximo de temperatura com a densidade de potência de irradiação nos compósitos $C_I(1-4)$, apresentam uma relação linear e desta forma, pode ser descrita por uma equação do tipo: $y = mx + q$, em que m e q são os coeficientes angular e linear, respectivamente.

42. As equações que descrevem as dependências lineares das temperaturas dos compósitos $C_I(1)$, $C_I(2)$, $C_I(3)$ e $C_I(4)$ em função da densidade de potência são: $\Delta T = 0,135D - 5$, $\Delta T = 0,197D - 16$, $\Delta T = 0,191D - 6$ e $\Delta T = 0,141D - 27$, respectivamente, em que ΔT (°C) é a diferença máxima de temperatura do compósitos antes e após a irradiação e D é a densidade de potência (mW/cm²).

43. A possibilidade de ajuste da temperatura regido por uma função linear, torna este material promissor no desenvolvimento de dispositivos de aquecimento com controle de temperatura automático e altamente seguro para aplicações médicas, uma vez que faz uso de radiação eletromagnética não nociva ao ser humano, considerando-se a densidade de potência máxima necessária para se alcançar na temperatura fisiológica, na geração de calor (Bach, V. et al. Neurophysiol Clin. 1996, 26, 379–402).

44. Diante das propriedades apresentadas pelos compósitos, sobretudo o $C_I(3)$, esta patente propõe a confecção de dois dispositivos (D_I e D_{II}) de regulação de temperatura de bebês recém-nascidos, a ser adaptado às estruturas de UTIs neonatais existentes.

45. O dispositivo D_I propõe a acomodação de bebês recém-nascidos em uma rede confeccionada a partir do compósito $C_I(3)$ nas dimensões 0,70 cm x 0,50 m, instaladas no interior do berço da UTI neonatal.

46. O dispositivo D_I , conforme a FIGURA 9, irá conter termopares instalados em regiões previamente determinadas com base em calibração a partir da resposta de conversão fototérmica através da iluminação de sua parte inferior, por um painel de LED (1) na rede confeccionada com o tecido compósito (2).

47. Cada setor do dispositivo D_I em funcionamento será configurado pelo painel

flexível (3) e 9 LEDs com emissão no infravermelho (4). Neste processo, a luz infravermelha (5) que sai desse LED e atinge o tecido (6), é completamente absorvida e converte essa luz em calor, aquecendo assim o recém-nascido.

48. A rede fica suspensa sobre o colchão do berço e próximo a sua superfície inferior, a uma distância d , conterá um painel flexível de LED com o circuito seccionado em grupos de 9 leds/seção (7) de modo à iluminar toda a extensão do tecido com luz infravermelha (980 nm). Desta forma, a temperatura da rede pode ser regulada por setor, através da modulação da potência luminosa.

49. O dispositivo D_{II} (FIGURA 10) consiste na instalação de um painel de laser de diodo (1) de baixa potência, de forma semelhante ao descrito no dispositivo D_I , instalado abaixo de um colchão de gel transparente (2) (ou de um colchão transparente de ar) com superfície revestida pelo tecido compósito $C_I(3)$ (3). Assim como para o dispositivo D_I , no dispositivo D_{II} também serão instalados termopares em regiões do tecido compósito previamente determinadas, com base em calibração a partir das respostas de conversão fototérmica.

50. O zoom da secção transversal da representação do dispositivo D_{II} ilustra o funcionamento deste dispositivo. Com origem no painel de laser de diodo (4), a luz (7) emitida pelos diodos (5) atravessam a parede inferior do colchão (6), o colchão em gel (8), atingem a parede superior do colchão (9) e finalmente o tecido compósito (10) em sua superfície superior, sendo totalmente absorvida e convertida em calor, aquecendo assim o recém-nascido.

51. Os lasers de diodo possuirão controle de potência integrada à resposta de temperatura a partir dos termopares para a distribuição uniforme da temperatura sobre toda a extensão do colchão. Estes lasers de diodo de baixa potência, serão instalados em placas de circuito impresso com configuração típica, tal qual a apresentada na FIGURA 11 para um único laser de diodo, de modo que se possa ter o controle individualizado.

52. Conforme a FIGURA 11, o circuito básico de alimentação de cada laser de diodo contém um capacitor (1), um diodo (2), dois resistores (3) e (4), ligados em paralelo e um regulador de corrente (5).

53. Breve descrição das Figuras. As características e vantagens da presente invenção se tornarão aparentes na descrição detalhada das características e resultados preferidos da invenção, com referência às figuras anexas.

54. FIGURA 1. Representação esquemática da desprotonação dos grupos hidroxila da celulose a partir do tratamento com NaOH.

55. FIGURA 2. Etapas envolvidas na preparação dos compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$.

56. FIGURA 3. Padrões experimentais de raios X de pó dos compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$, e calculado para a MOF HKUST-1 e os tecidos separadamente.

57. FIGURA 4. Espectros de FTIR dos compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$, e da MOF HKUST-1.

58. FIGURA 5. Imagens de MEV dos compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$, e dos tecidos T_I e T_{II} .

59. FIGURA 6. Gráficos de variação de temperatura versus tempo que demonstram as respostas fototérmicas dos compósitos $C_I(1-4)$ e $C_{II}(1-4)$ obtidas pela irradiação durante 150 s com laser de diodo de 980 nm e densidade de potência ajustada para 500 mW/cm².

60. FIGURA 7. Gráficos obtidos a partir dos compósitos $C_I(1-4)$, que descrevem a temperatura máxima de equilíbrio em função da potência de irradiação.

61. FIGURA 8. Imagens termográficas e suas correspondentes fotografias em diferentes estágios de aquecimento (com irradiação) e resfriamento (sem irradiação).

62. FIGURA 9. Representações esquemáticas do dispositivo de aquecimento D_I e seus componentes.

63. FIGURA 10. Representações esquemáticas do dispositivo de aquecimento D_{II} e seus componentes.

64. FIGURA 11. Circuito elétrico e componentes de um laser de diodo utilizado na confecção do painel de irradiação do dispositivo D_{II}.

65. Desta forma, os dispositivos D_I e D_{II} propõe sanar, de forma segura e eficiente, o problema da perda de calor por condução em bebês recém-nascidos que necessitam de cuidados em UTIs neonatais, além de contribuir para melhorar o atual sistema de regulação térmica.

66. A conversão fototérmica por parte dos compósitos HKUST-1/FA permite a utilização deste material em diversos setores tecnológicos que necessitem de regulação de temperatura, tais como hospitais, mais especificamente, em UTI neonatal onde a regulação de temperatura é fator determinante na sobrevivência de pacientes recém-nascidos prematuros.

REIVINDICAÇÕES

SISTEMA PARA REGULAÇÃO DE TEMPERATURA DE BEBÊS RECÉM-NASCIDOS EM UTI NEONATAL BASEADO EM MOFS CONVERSoras FOTOTÉRMICAS

01. Sistema para regulação de temperatura de bebês recém-nascidos em UTI neonatal baseado em MOFs conversoras fototérmicas, caracterizado por compreender dois dispositivos, uma rede aquecida e um colchão aquecido, ambos partindo de tecidos de algodão quimicamente modificados, com fibras revestidas por materiais com resposta fototérmica, como as redes de coordenação metalorgânicas (MOF), baseadas em metais de transição com subnível de energia d semi-preenchido, a exemplo o Cu^{2+} .
02. Sistema para regulação de temperatura de bebês recém-nascidos em UTI neonatal baseado em MOFs conversoras fototérmicas de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por abordar o tratamento do tecido de algodão com solução de hidróxido de sódio a quente e posteriormente deposição da MOF HKUST-1 sobre as fibras dos tecidos através do processo de crescimento camada por camada.
03. Sistema para regulação de temperatura de bebês recém-nascidos em UTI neonatal baseado em MOFs conversoras fototérmicas de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por abordar a resposta fototérmica da MOF HKUST-1 depositada nos tecidos, a partir da iluminação com um painel contendo LED/laser de diodos com emissão na região do infravermelho.
04. Sistema para regulação de temperatura de bebês recém-nascidos em UTI neonatal baseado em MOFs conversoras fototérmicas de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por abordar a dependência das respostas de conversão fototérmica da MOF HKUST-1 com a densidade de potência do LED/laser de diodos.
05. Sistema para regulação de temperatura de bebês recém-nascidos em UTI neonatal baseado em MOFs conversoras fototérmicas de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por abordar a disposição espacial dos componentes eletrônicos e material

fototermoconversor dos dispositivos termoreguladores D_I e D_{II} a ser instalado em berços de UTI neonatal.

06. Sistema para regulação de temperatura de bebês recém-nascidos em UTI neonatal baseado em MOFs conversoras fototérmicas de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por propor dois sistemas de termoregulação com controle de temperatura integrando respostas de termopares instalados nos tecidos, frente a geração de calor por um processo de fototermoconversão, através da modulação da potência do laser, por setor e individualizada, com o intuito de manter uma distribuição de temperatura uniforme sobre toda a superfície do tecido fototermoconversor.

FIGURAS

FIGURA 1

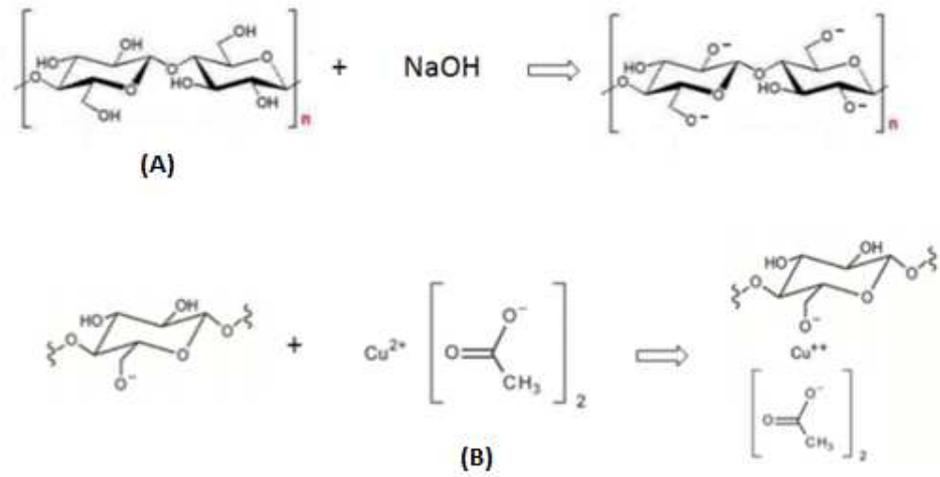


FIGURA 2

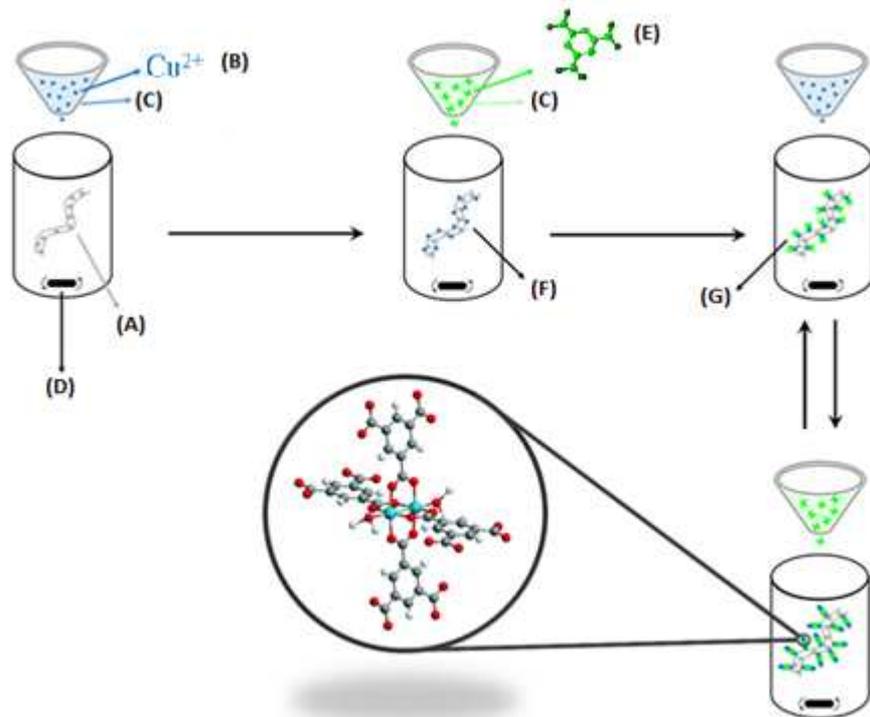


FIGURA 3

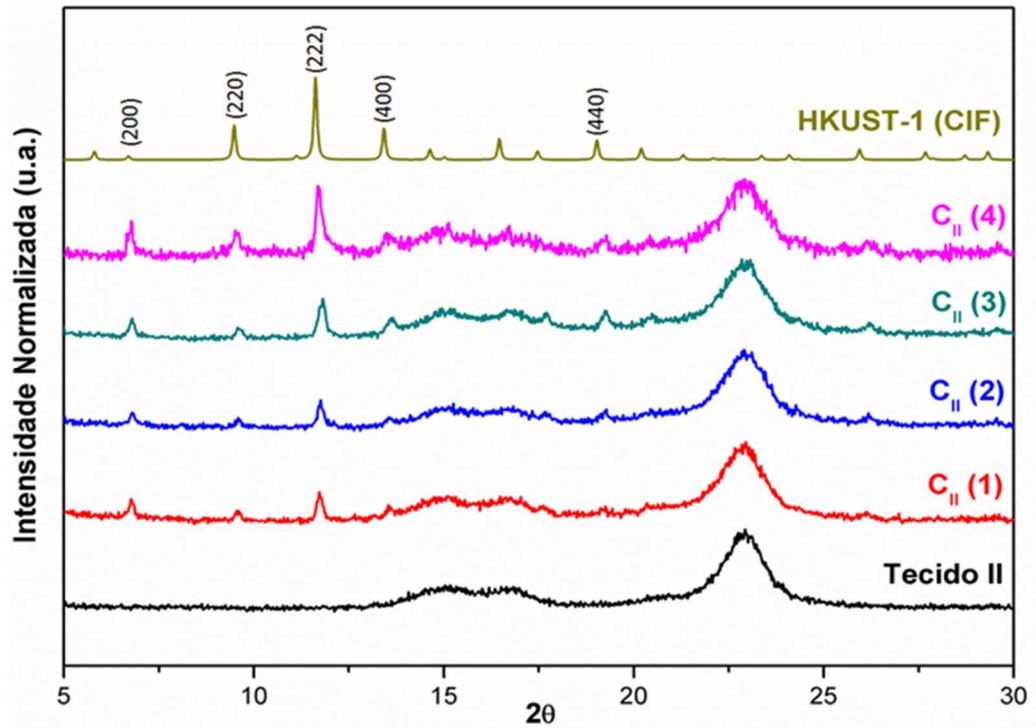
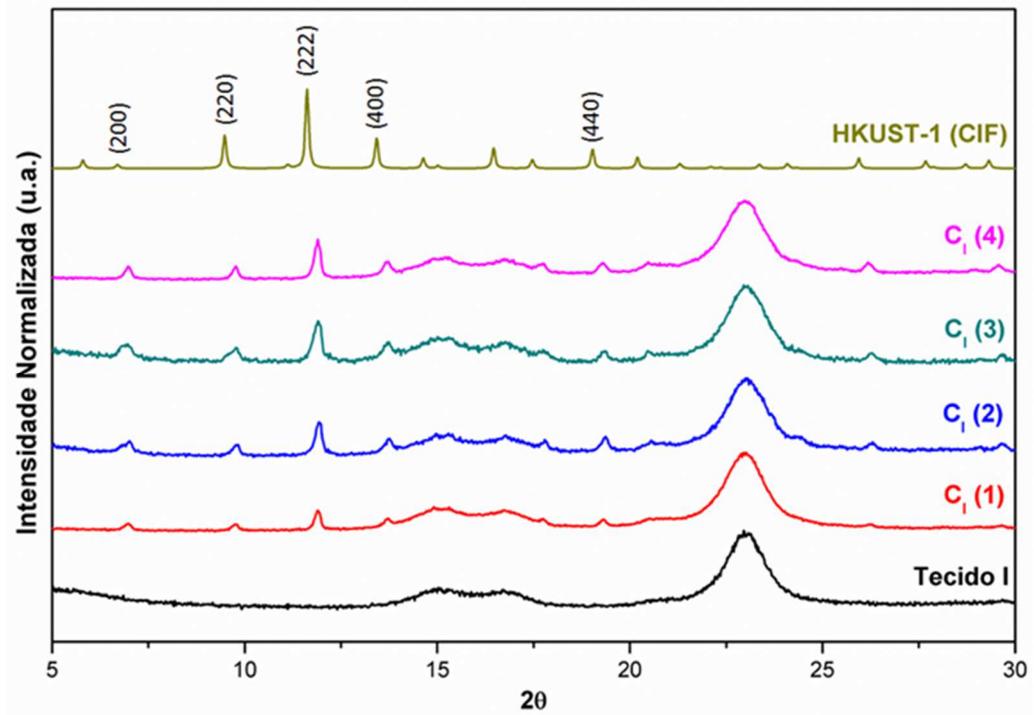


FIGURA 4

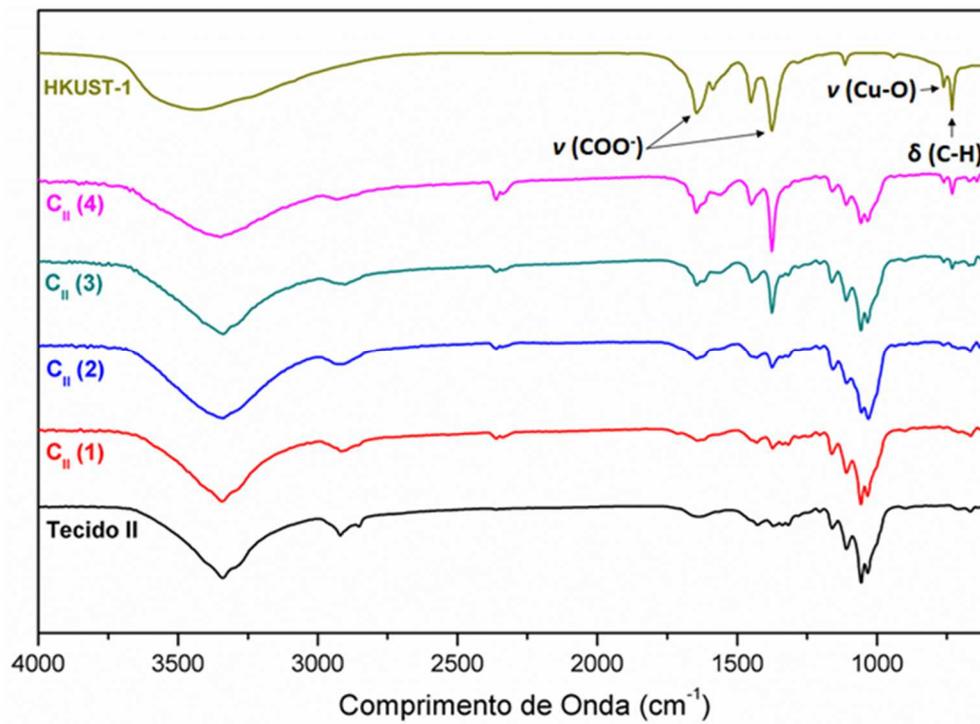
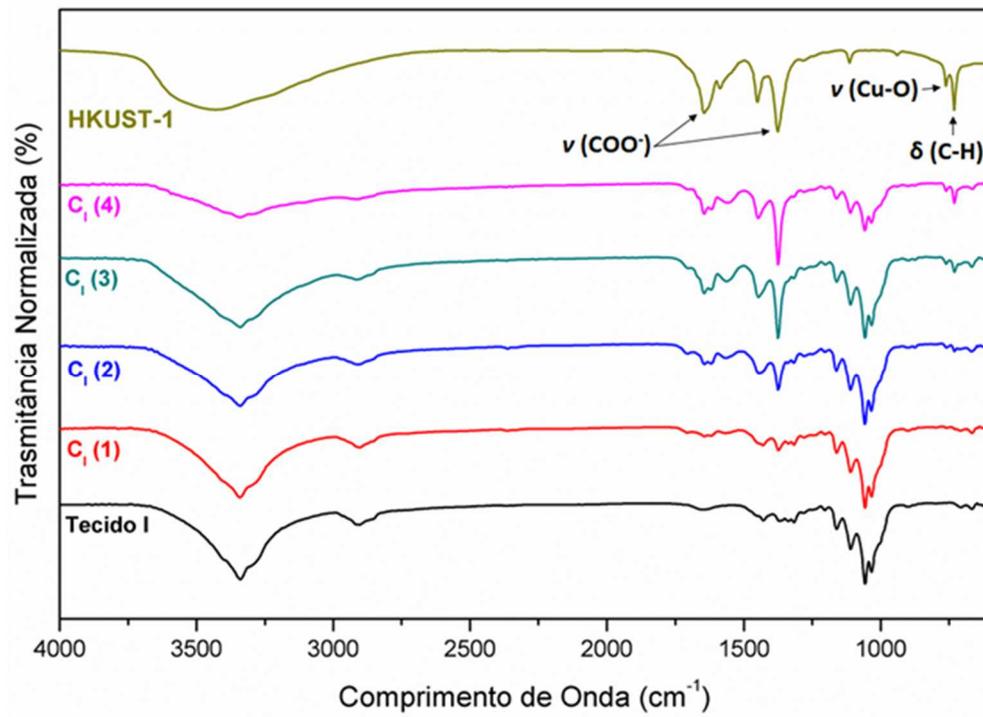


FIGURA 5

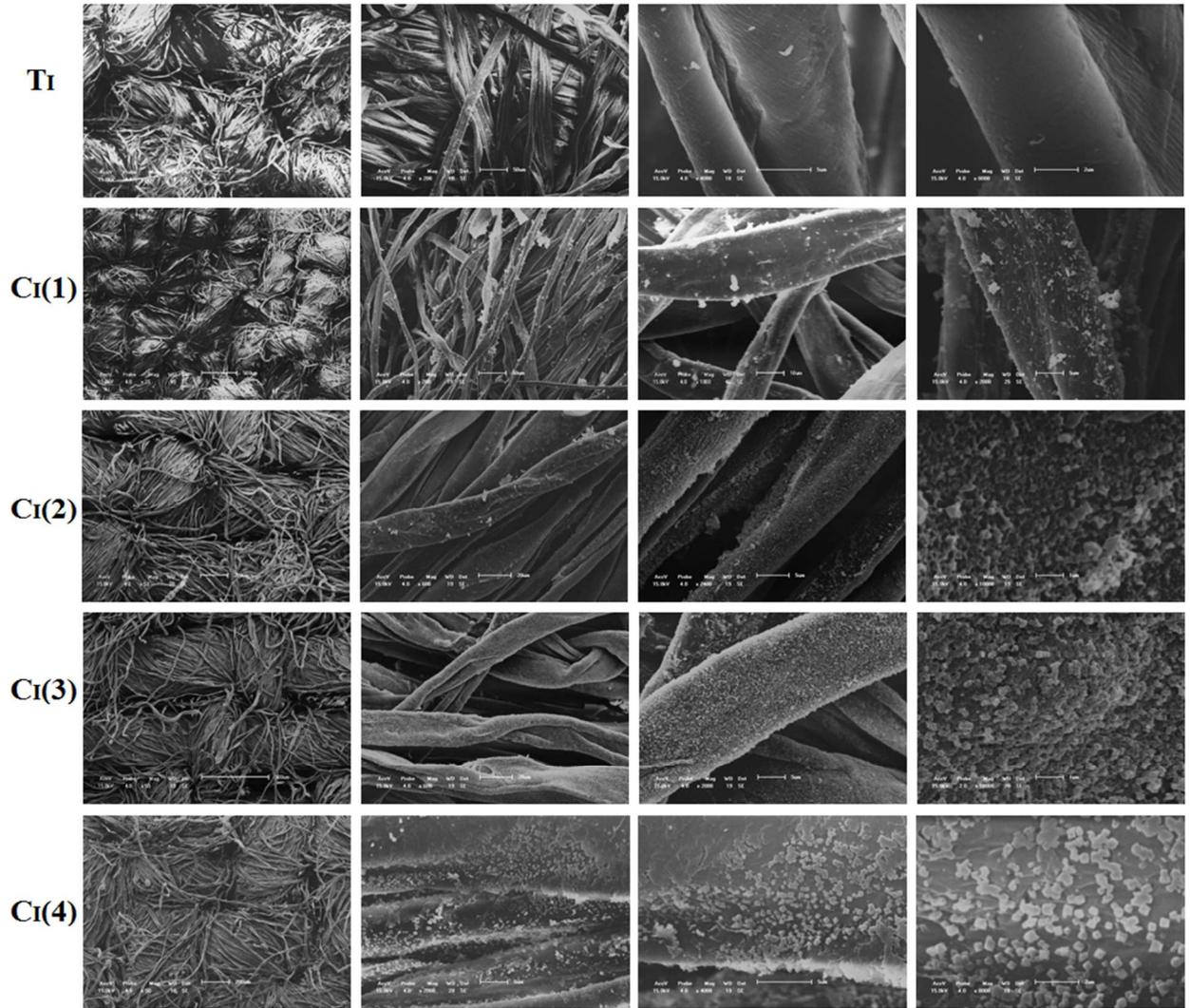


FIGURA 6

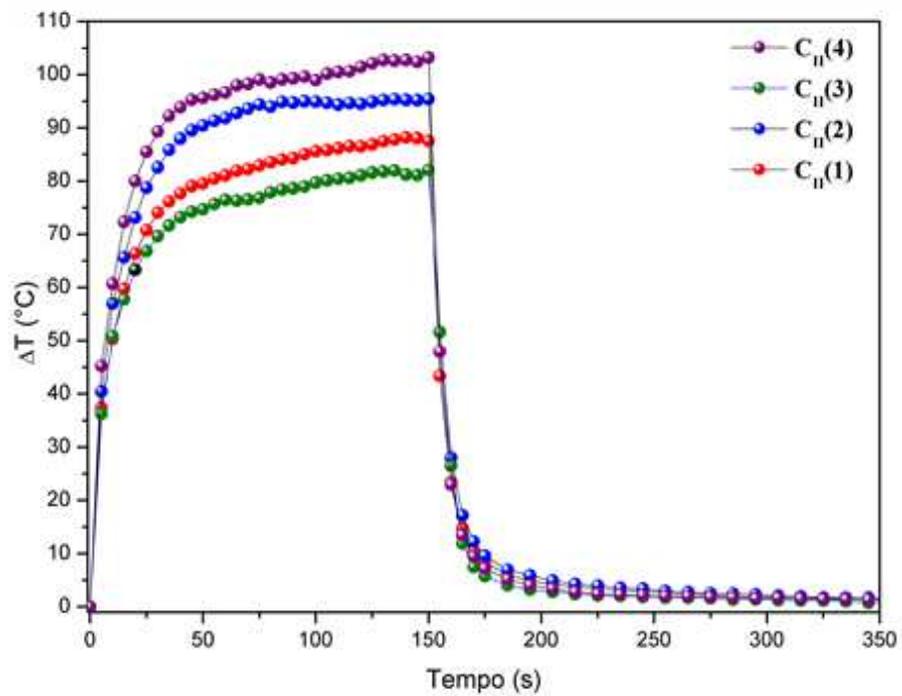
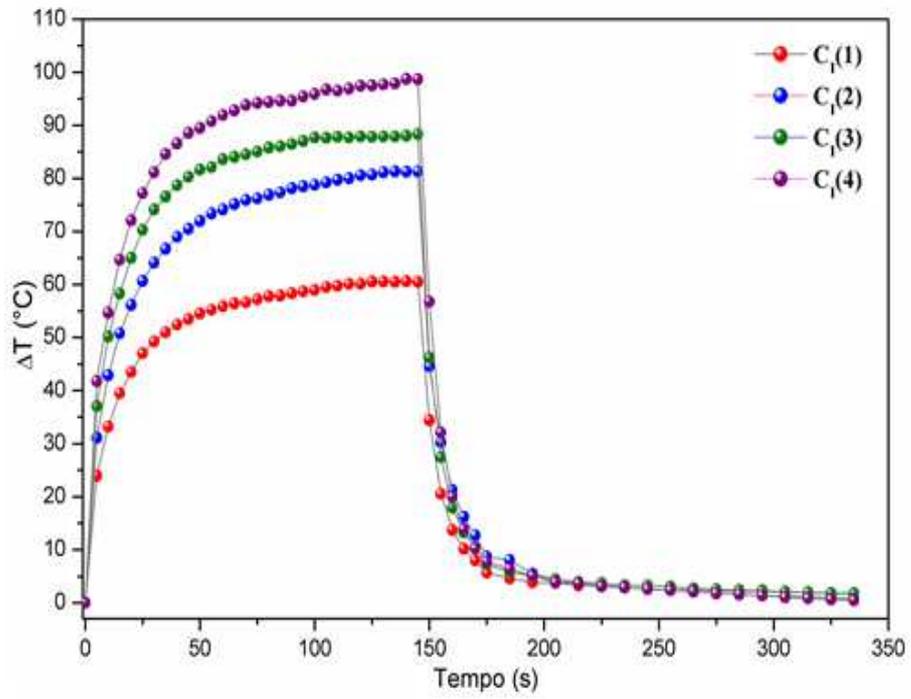


FIGURA 7

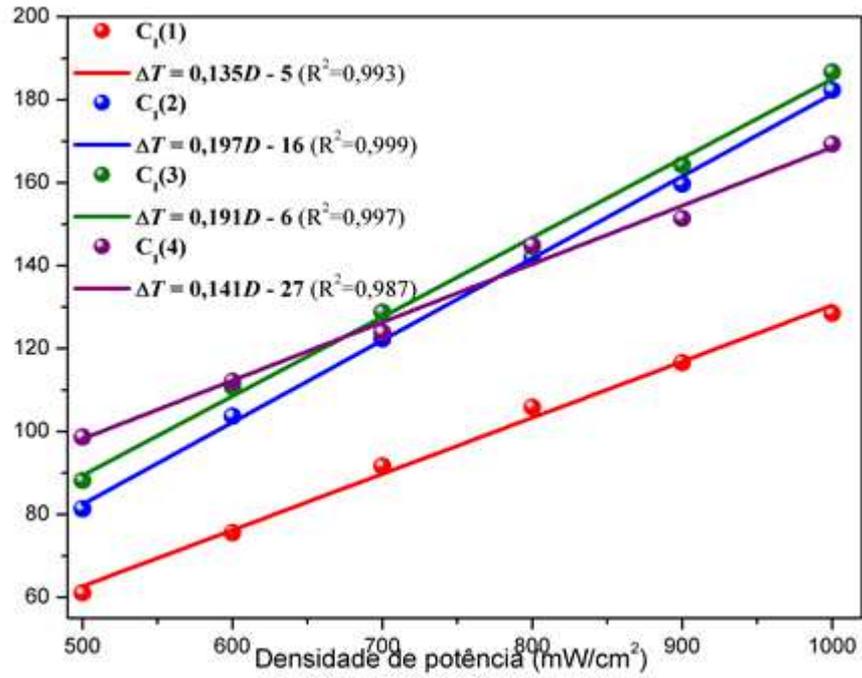


FIGURA 8

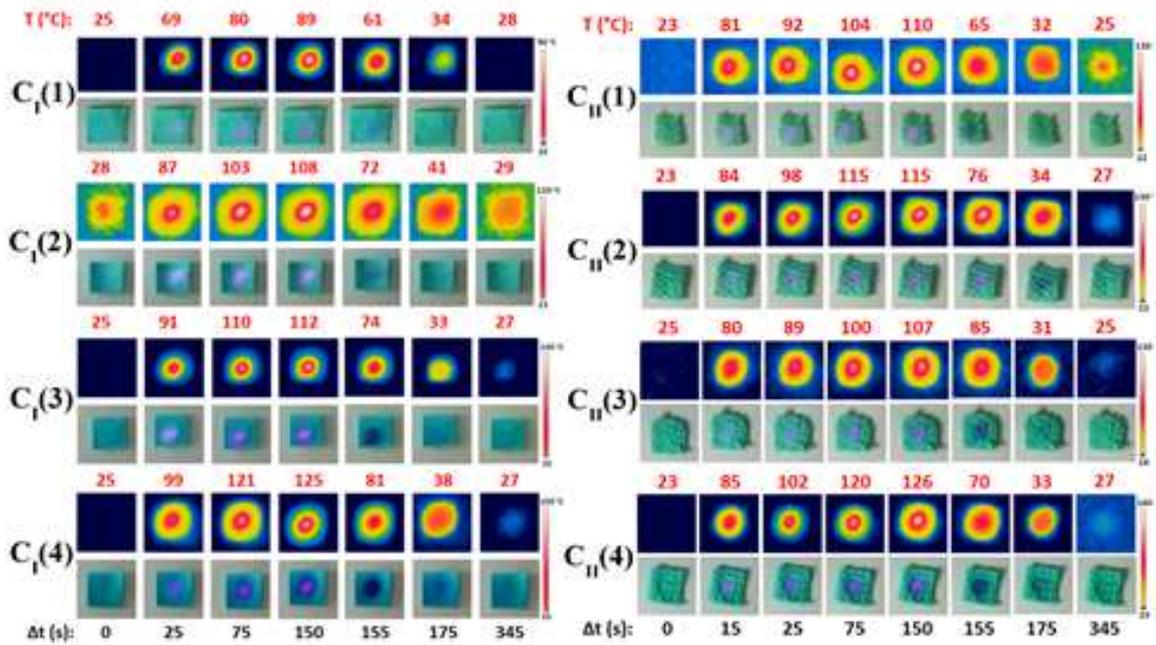


FIGURA 9

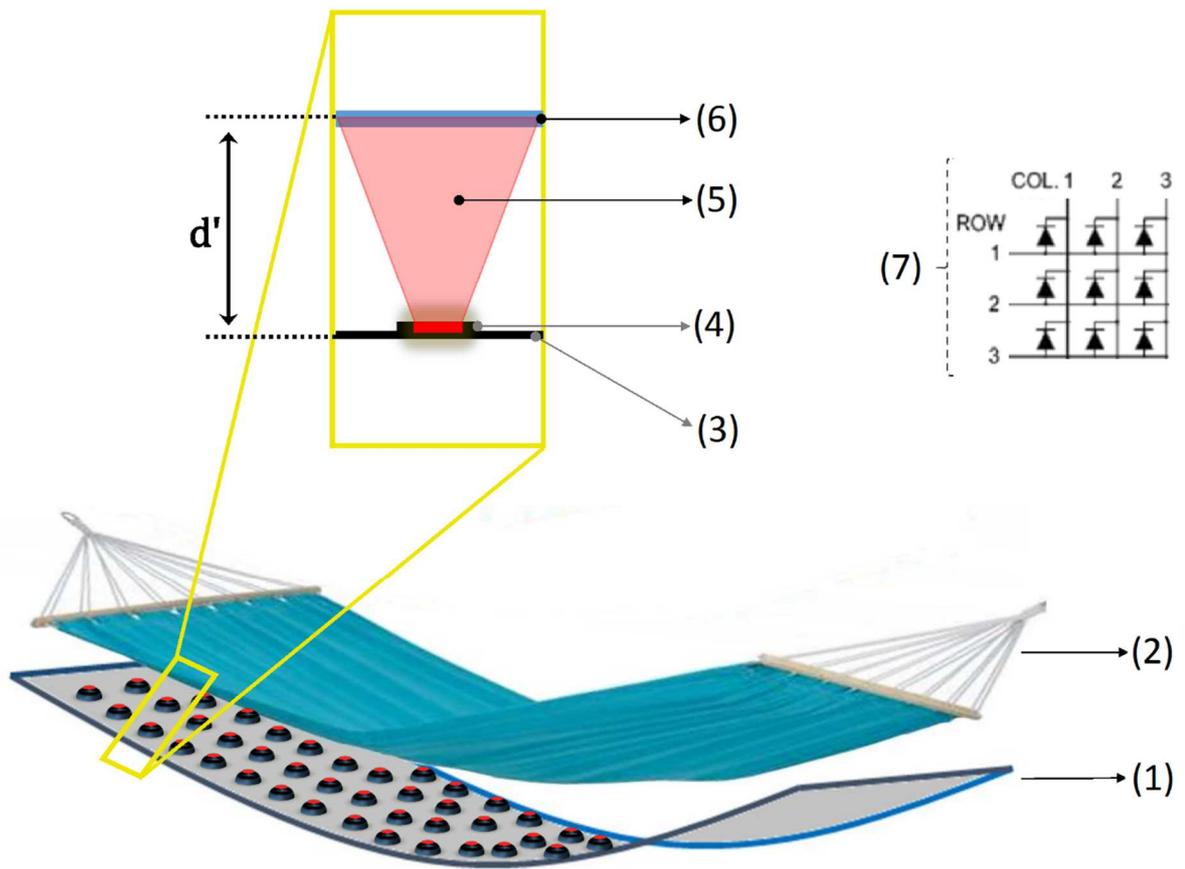


FIGURA 10

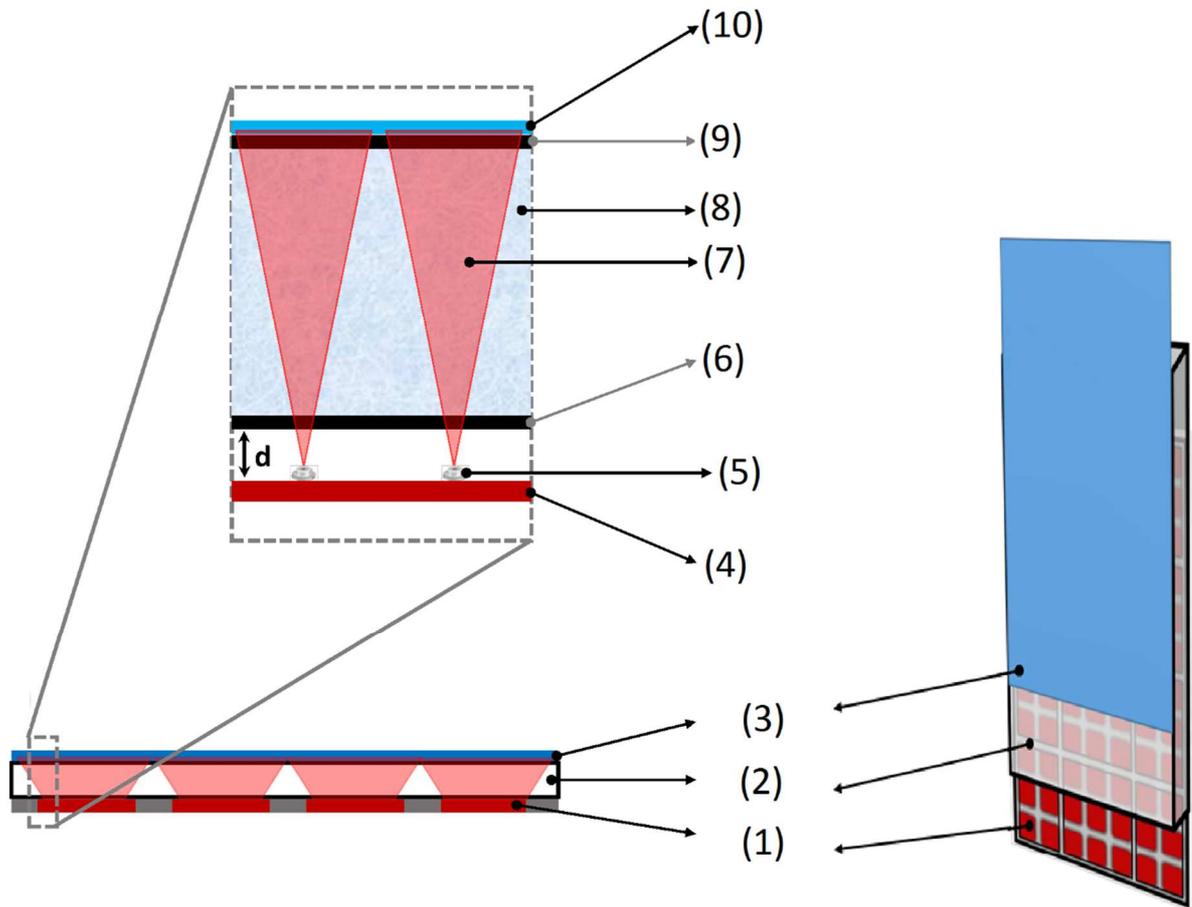
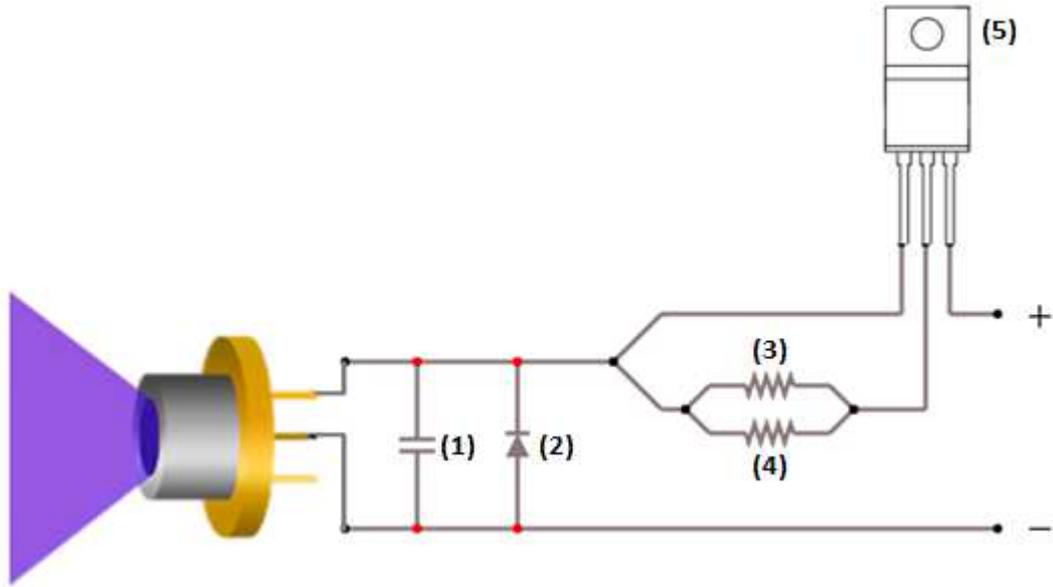


FIGURA 11



RESUMO

SISTEMA PARA REGULAÇÃO DE TEMPERATURA DE BEBÊS RECÉM-NASCIDOS EM UTI NEONATAL BASEADO EM MOFS CONVERSoras FOTOTÉRMICAS.

A invenção refere-se à confecção de dois sistemas baseados em tecidos de algodão e cristais da MOF HKUST-1, e a aplicação dos mesmos em UTIs neonatais para a regulação da temperatura de bebês recém-nascidos. O processo de controle térmico acontece a partir da geração de calor oriundo da conversão fototérmica na rede/colchão o qual o bebê é suportado. O tecido é obtido a partir do crescimento/impregnação da HKUST-1 sobre a superfície das fibras de algodão, utilizando a metodologia camada por camada. Por meio de técnicas de caracterizações foi possível evidenciar a presença dos cristais de HKUST-1 nas fibras de algodão e assim atribuir o fenômeno de conversão fototérmica para a MOF. Através da irradiação do tecido com luz infravermelha, a MOF gera calor em quantidade proporcional à potência do diodo e esta é modulada em função da temperatura do tecido. Os sistemas criados, no qual prevê o melhor conforto e desenvolvimento dos bebês, é de potencial aplicabilidade para as UTIs neonatais, uma vez que confere eficiência, baixo custo e segurança.