



Acústicas bioquímicas semi-automatizadas por processamento de imagem *Dipstick* com base em arduino

Biochemical semi-automated acoustics by Dipstick image processing based on arduino

Ronneery Moura Teles¹, Ronneesley Moura Teles², Antonio Márcio Teodoro Cordeiro Silva³, Denise da Silva Pinheiro⁴, Lee Chen-Chen⁵, Xisto Sena Passos⁶, Cristiene Costa Carneiro⁷

¹ Biomédico graduado pela Universidade Paulista, Campus Goiânia-Flamboyant, Goiânia (GO), Brasil; ² Docente permanente do Instituto Federal Goiano, Campus Ceres, Ceres (GO), Brasil; ³ Docente permanente da Escola de Ciências Médicas, Biomédicas e Farmacêuticas da Pontifícia Universidade Católica de Goiás, Goiânia (GO), Brasil; ⁴ Biomédica do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Goiás, Goiânia (GO), Brasil; ⁵ Docente permanente do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Goiás, Goiânia (GO), Brasil; ^{6,7} Docente do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Paulista, Campus Goiânia-Flamboyant, Goiânia (GO), Brasil.

³ **Autor correspondente:** Cristiene Costa Carneiro - E-mail: profacristiene@gmail.com

RESUMO

Apesar da ampla disponibilidade de dispositivos para leitura de tiras reativas para análise de urina, falhas potenciais persistem na rotina baseada na interpretação humana. O objetivo deste estudo foi desenvolver e avaliar o desempenho de um dispositivo baseado em Arduino para a leitura semi-automática de parâmetros de fitas reativas. O parâmetro glicose de um modelo de tira reativa comercial foi analisado pelo sistema, que prevê a concentração do analito submetendo a cor observada na tira a um modelo de regressão, ajustado a um banco de dados de padrões de cores. O sistema foi avaliado através da leitura de 80 tiras com 16 amostras de concentrações aleatórias de glicose. O menor coeficiente de variação após cinco leituras replicadas foi de 4,5% e o mais alto foi de 16,6% (MSE = 68,7 mg / dL; r = 0,979). O dispositivo apresentou resultados satisfatórios mais baixos custos. Para torná-lo útil na rotina laboratorial, seriam necessárias novas experiências com outros parâmetros e outras classes de tiras reativas para análise de urina.

Palavras-chave: Urinálise, Automação, Arduino.

ABSTRACT

Although many devices are available to read urinalysis reactive strips, potential failure, based on human interpretation, persists in routine tasks. Current study develops and evaluates the performance of an Arduino-based device for the semi-automated reading of reactive strip parameters. The glucose parameter of a commercial reactive strip model was analyzed by the system, which predicts analyte concentration by submitting the color observed in the strip to a regression model, adjusted to a database of color patterns. The system was assessed by reading of 80 strips with 16 samples of random glucose concentrations. The lowest coefficient of variation after five replicated readings was 4.5% and the highest was 16.6% (MSE=68.7 mg/dL; r=0.979). The device featured satisfactory results plus low costs. To make it useful in the laboratory routine, further experiments with other parameters and other classes of urinalysis reactive strips would be necessary.

Keywords: Urinalysis, Automation, Arduino.

Recebido em Dezembro 10, 2019

Aceito em Novembro 06, 2020

INTRODUÇÃO

A urina é um fluido biológico de interesse particular na prática clínica. A aquisição de uma amostra deste material é simples, não invasiva e ^{1,2}, com o emprego de técnicas laboratoriais modernas, revela informações indispensáveis à triagem e acompanhamento de distúrbios metabólicos, alterações hepáticas, doenças renais e do trato urinário e outras condições em nível sistêmico¹⁻¹⁰. Devido a essas características, a uroanálise, abrangendo aspectos físicos, bioquímicos, celulares e de sedimentos, é bem estabelecida como exame de rotina^{4-8,10,11}.

O componente bioquímico da uroanálise, por sua vez, compreende a identificação e quantificação de um conjunto relativamente grande de substâncias distintas. Sua execução de modo prático e ágil, características indispensáveis a exames de triagem, requer, portanto, o emprego das tiras reativas para uroanálise (TRU)^{3,7,12}. Um ensaio utilizando este recurso permite avaliar, em cerca de dois minutos, glicose, corpos cetônicos, proteínas, hemoglobina, nitritos, bilirrubinas, urobilinogênio, presença de leucócitos, pH e a densidade^{4,6}.

A TRU consiste em uma haste plástica, na qual estão anexadas espaçadamente pequenas almofadas, impregnadas com reagentes colorimétricos. Cada almofada permite determinar um dos parâmetros do exame, reagindo especificamente com seu analito alvo, mediante o contato breve com a amostra. A presença ou concentração dos analitos é expressada pela mudança de cor e variação de intensidade. Para se chegar aos resultados é preciso, no entanto, transcreever estas cores em valores ou classes, o que é feito confrontando-as com uma série de referências em busca da melhor combinação^{5,6,10}. Contudo, uma vez que a percepção de cores por organismos biológicos é um fenômeno inerentemente subjetivo, impreciso e potencialmente falho, a interpretação automatizada é preferível em detrimento da realizada por humanos^{1,7,10,13}.

A despeito da amplitude do arsenal de máquinas capazes de interpretar as TRUs, implementações de rotina analítica baseadas no método não automatizado ainda persistem^{5,8,10}. Este fato, aliado à eferves-

cente popularização de tecnologias de computação¹⁴, provavelmente colaboraram para um interesse, relativamente recente, pela difusão e diversificação de métodos para leitura automatizada das TRU. Trabalhos considerando hardwares cotidianos, como celulares e computadores pessoais (PCs) com câmeras, têm abordado o problema de modo alternativo e alcançado resultados promissores¹⁵⁻¹⁷.

O Arduino é uma plataforma de hardware/software que se enquadra nesse perfil, uma vez que se tornou vertiginosamente disponível e pouco oneroso, tendo sido empregado com sucesso em uma extensa variedade de projetos de automação. Trata-se de uma espécie de computador miniaturizado, onde todo o sistema se dedica exclusivamente ao processo que se deseja controlar (sistema embarcado), baseado em microcontroladores Atmel. Sua arquitetura é modularizada (shields), de código aberto, contando com shields de rede, Bluetooth, posicionamento global (GPS), infra vermelho, câmeras, atuadores, relês, sensores de pressão, temperatura, umidade, aceleração, entre muitos outros, conferindo versatilidade ao framework^{14,18}.

Dispositivos baseados em Arduino podem ser implementados em gabinetes independentes e exclusivos, projetados considerando as necessidades de cada aplicação. Isto possibilita, portanto, trabalhar na minimização de interferentes, como variações de tipo e intensidade da iluminação, posicionamento e distância da TRU em relação à fonte de luz e ao sensor de cores, bem como o tempo e configurações de captura da imagem. Esta característica confere a um projeto baseado em Arduino, potencial vantagem sobre outras abordagens^{18,19}.

Frente ao exposto, neste trabalho desenvolvemos e avaliamos o desempenho de um equipamento baseado em Arduino para a interpretação de parâmetros de tiras reativas de uroanálise. O sistema construído foi empregado na leitura do parâmetro glicose de um modelo comercial de TRU.

METODOLOGIA

O experimento foi conduzido considerando as etapas a seguir. Foi construído um aparelho com ca-

pacidade de registrar a cor de tiras reativas, em ambiente controlado. Este aparelho foi utilizado para observar a mudança de cor em uma amostragem estratificada, composta por 40 tiras, expostas a 8 amostras com concentrações escalonadas (amostras-padrão). A correlação entre as cores observadas e a concentração nas amostras-padrão foi determinada e um modelo matemático de regressão foi construído. Este modelo foi empregado para prever a concentração em uma nova amostragem estratificada, composta por 80 tiras reativas, expostas a 16 amostras com concentrações aleatórias (amostras-teste).

PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

Todas as amostras utilizadas foram produzidas de modo artificial, pela diluição de glicose em soro fisiológico. Não foram utilizados quaisquer materiais biológicos. Após preparadas, as soluções foram imediatamente submetidas a um analisador automático, modelo Labmax Plenno (Labtest Diagnóstica S.A.), para determinação e/ou certificação da concentração do analito.

As concentrações para as amostras-padrão foram baseadas nos valores das tabelas de referência de duas marcas de tiras reativas, resultando, após leitura no analisador Labmax, em: 0, 20, 51, 105, 158, 262, 518 e 1036 mg/dL. As concentrações para as amostras-teste foram determinadas de modo aleatório, entre o valor mínimo e máximo detectável pela tira reativa utilizada no experimento, contemplando valores baixos, médios e altos de concentração, sendo: 0, 38, 92, 159, 219, 300, 338, 418, 536, 588, 666, 678, 730, 808, 898 e 1022 mg/dL.

PREPARAÇÃO DAS TIRAS REATIVAS

A tira reativa, modelo URICOLOR Check (Wama Diagnóstica), foi utilizada no experimento, tendo sido escolhida por critérios de acessibilidade e preço. Cada tira foi manejada individualmente, seguindo à rigor as orientações do fabricante. A formação de cor nas almofadas foi estimulada pelo contato com as amostras por cerca de 3 segundos. Após o contato, as

tiras permaneceram na posição horizontal, apoiadas sobre papel absorvente, por mais 20 segundos. Em seguida, foram imediatamente inseridas na bandeja do aparelho para leitura. Cada imagem foi capturada automaticamente pelo aparelho, 33 segundos após o contato com a amostra, devido a seu cronômetro interno.

CONFECÇÃO E MONTAGEM DO HARDWARE

O gabinete do sistema foi projetado por meio do software SolidWorks (Figura 1A). Suas partes plásticas foram confeccionadas por manufatura aditiva (impressão 3D), as metálicas, adquiridas em casas de ferragens. Os componentes elétricos, eletrônicos e mecânicos foram adquiridos em lojas especializadas em sistemas embarcados.

A região superior do gabinete se destinou a abrigar o hardware central, incluindo o Arduino Mega 2560 (Figura 1B) e a inferior abrigou o periférico, entre eles, a cabeça de leitura e os atuadores (Figuras 1C e 1D). Uma bandeja retrátil recebe e prende até 5 tiras reativas em posições pré-determinadas (Figuras 1A e 1B).

A cabeça de leitura se move lateralmente para selecionar a tira (eixo X) (Figura 1F) e longitudinalmente (eixo Y) para centralizar-se com a almofada alvo (Figura 1C). Cada eixo foi operado de modo independente por um módulo driver A4988 (Figura 1E), e um motor de passos. Para a captura de imagens foi utilizado um módulo câmera OV7670-AL422b de 0.3 megapixel (Figura 1F) e para a iluminação, 4 LEDs (diodos emissores de luz) de alto brilho, 30 miliampères, luz branca, ligados em paralelo em tensão de 3.3 volts (Figura 1D).

No instante da captura da imagem, a câmera permanece imóvel ao centro e acima da almofada alvo. A distância da superfície da almofada até a lente da câmera é de 5 milímetros e, até a iluminação, 15 milímetros.

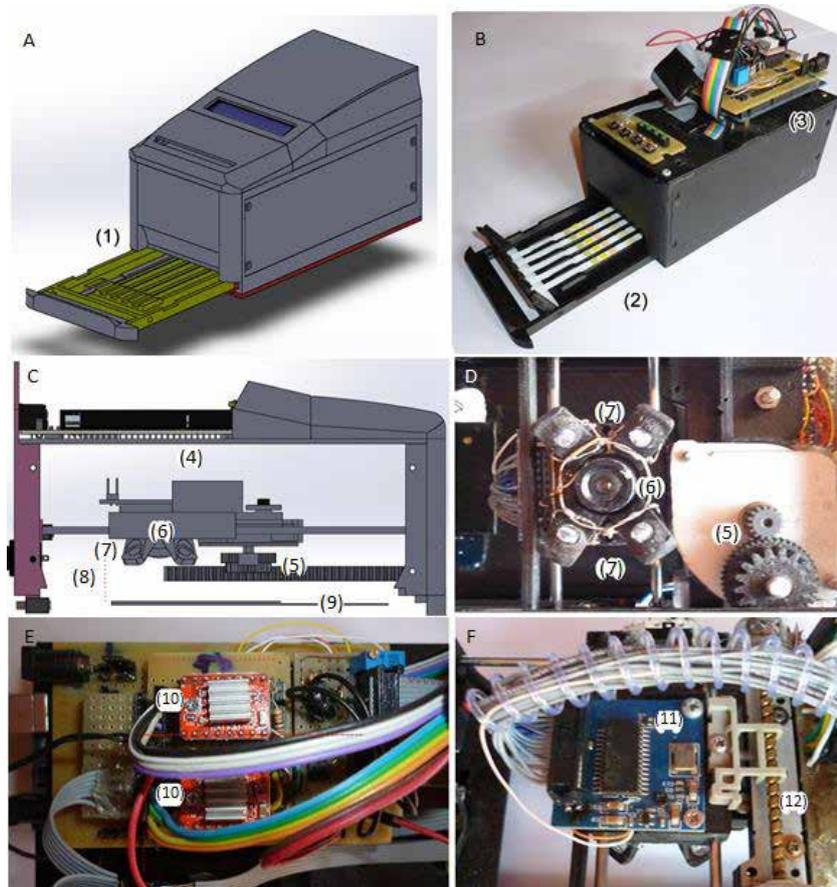


Figura 1. (A) Modelo digital; (B) Equipamento construído; (C) Modelo digital do equipamento em plano de visão direita com tampas laterais abertas; (D) Imagem real, em plano inferior com bandeja e tampa inferior removidas; (E) Visão superior do hardware central; (F) Visão superior da cabeça de leitura; (1) Bandeja estendida; (2) Tiras posicionadas na bandeja; (3) Hardware central exposto; (4) Cabeça de leitura; (5) Engrenagens, cremalheira e motor do movimento no eixo Y; (6) Lente da câmera; (7) LEDs; (8) Vão entre a tira e a lente da câmera; (9) Tira reativa. (10) Driver A4988; (11) Módulo OV7670-AL422b; (12) Atuador do eixo X.

DETERMINAÇÃO DA COR FORMADA NA ALMOFADA

Apenas a região de interesse, almofada referente ao parâmetro glicose, foi aproveitada em cada imagem capturada, as demais zonas foram descartadas. Em seguida, uma única cor em formato RGB (padrão do sensor OV7670-AL422b) foi obtida a partir desta região, por meio do cálculo da média aritmética das cores em cada um de seus pontos (pixels). O formato RGB é composto por três canais de cores independentes, red, green e blue, respectivamente representados pelas letras R, G e B, em seu nome. Cada cor neste formato é produzida/representada por uma combinação específica de intensidades nestes canais, variando de 0% a 100% (0 a 255) (Figura 2a).

CONSTRUÇÃO DO MODELO PARA PREDIÇÃO QUANTITATIVA

Os dados coletados nos canais de cor R, G e B foram tabelados juntamente com os valores das concentrações correspondentes e processados com o auxílio dos softwares Excel 2013, IBM SPSS 24 e MatLAB R2017a. A relação entre cada canal e a concentração foi determinada por análise bivariada, empregando o coeficiente de correlação de Pearson. Os canais com melhores coeficientes foram utilizados para a construção de modelos de regressão linear múltipla e regressões não lineares. A adequação de cada modelo foi avaliada por meio do coeficiente de determinação (R^2). As equações mais ajustadas foram utilizadas para a construção do modelo matemático final, por meio do qual se recuperou o valor (quantitativo) da concentração para cada amostra-teste, entrando com os dados de cores RGB.

PRODUÇÃO DE RESULTADOS QUALITATIVOS (CLASSIFICAÇÃO)

Os resultados quantitativos (variável quantitativa contínua) retornados por ambos os sistemas (experimental e Labmax Plenno) foram convertidos em qualitativos (variável qualitativa ordinal), por classificação, em 6 níveis, sendo, 0 ([0, 20]), 20 ([20, 100]), 100 ([100, 250]), 250 ([250, 500]), 500 ([500, 1000]) e 1000 (valor \geq 1000) mg/dL. Estas classes foram definidas em concordância com a própria classificação estabelecida pelo fabricante da tira reativa utilizada, acrescida da classe 20, deliberadamente adicionada para subsidiar possíveis comparações com outros modelos de tiras.

AValiação DO DESEMPENHO

A concordância entre os resultados quantitativos produzidos no sistema experimental e no Labmax Plenno foi determinada pelo cálculo do coeficiente de correlação de Pearson. A concordância entre os resultados convertidos em qualitativos foi determi-

nada pelo coeficiente de correlação de Spearman e pela porcentagem de classificações equivalentes, estritamente iguais e/ou com tolerância de um nível de diferença.

A avaliação interna do sistema experimental foi realizada pelo cálculo dos coeficientes de variação (%CV) para cada amostra analisada, em 5 repetições, e pelo cálculo do erro quadrático médio (EQM) geral.

RESULTADOS

INSPEÇÃO VISUAL DAS TIRAS REATIVAS E ASPECTO DAS IMAGENS

No instante do posicionamento das tiras no equipamento (já devidamente preparadas), foi observado que algumas apresentavam nítidas divergências nas tonalidades de cor, para a mesma amostra. Este comportamento foi mais evidente em tiras expostas a soluções com concentrações mais elevadas e foi refletido/confirmado nas imagens capturadas (Figura 2b e 2c).

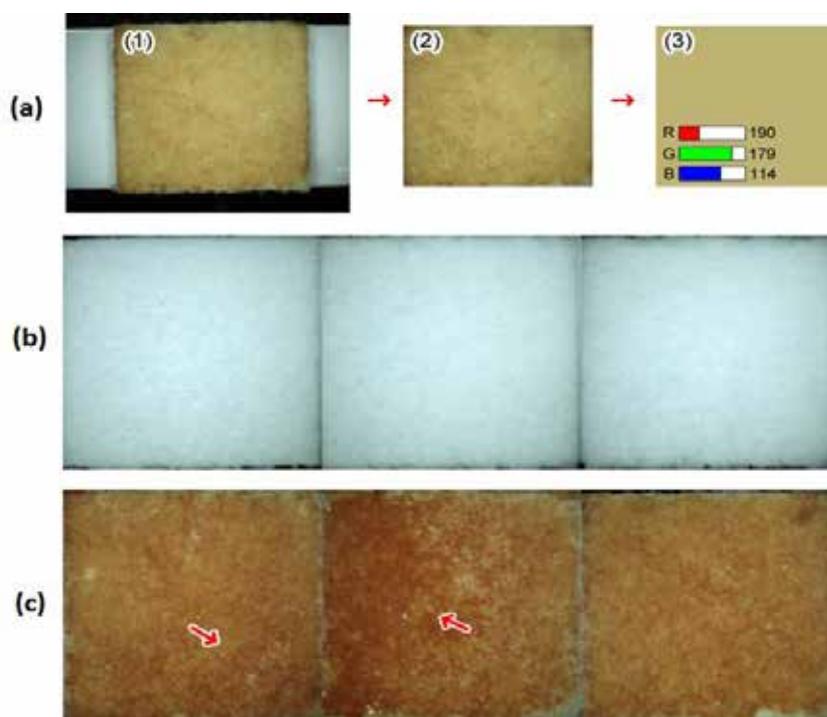


Figura 2. (a) Representação do processamento para extração de cor única: (1) Imagem bruta; (2) Região de interesse delimitada e recortada; (3) Cor média, em formato RGB, resultado final do processamento; (b) Três recortes originados da amostra com 0 mg/dL, apresentando coloração homogênea, internamente e entre seus pares; (c) Três recortes originados da amostra com 730 mg/dL, apresentando regiões periféricas ou hemisférios em tons mais escuros (setas vermelhas).

Correlações, Regressões e Construção do Modelo

As análises bivariadas entre os canais R, G e B, e a concentração das amostras padrão (N = 40), apontaram relações muito claras. Contudo, a análise dos gráficos de dispersão revelou padrões de distribuição não lineares, para todos os canais, tendo R e G, me-

lhores índices. O modelo final foi construído, portanto, considerando uma combinação de curvas, em detrimento da regressão linear múltipla, sendo estas, a regressão polinomial de segundo grau para o canal R e logarítmica para o canal G (Figuras 3a-d). Os dados do canal B não foram considerados (Figuras 3e, e 3f).

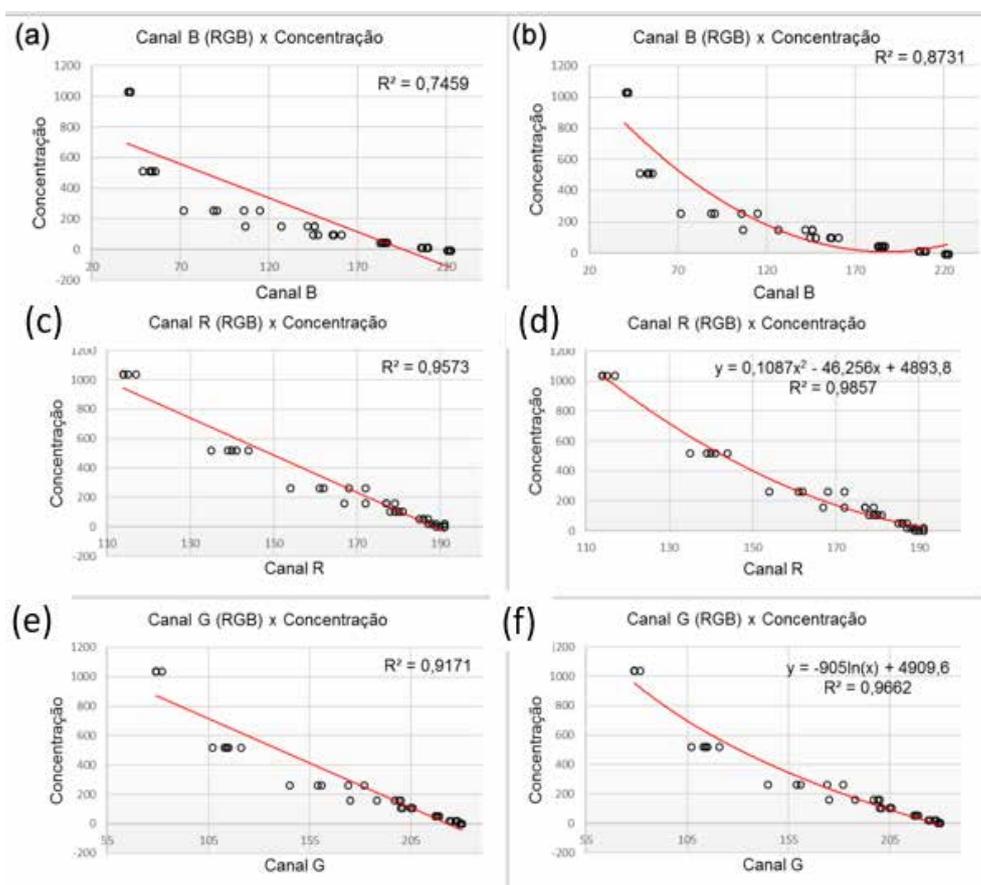


Figura 3. Gráficos de dispersão entre o canal B do espaço de cores RGB e a concentração: (a) Ajuste linear; (b) Ajuste polinomial do canal R; (c) Ajuste linear do canal G; (d) Ajuste polinomial do canal G; (e) Ajuste linear; (f) Ajuste polinomial.

Teste do Sistema

A predição quantitativa das concentrações nas amostras teste (n = 80) obteve coeficiente de variação (%CV) mínimo de 4,5, máximo de 16,6 (Tabela 1) e o EQM de 68,7 mg/dL. A variação do EQM, em função da concentração, pode ser observada na Figura 4b. O coeficiente de correlação de Pearson (r) entre estes resultados e os produzidos no analisador Labmax Pleno foi de 0,979 ($p < 0,0001$), com coeficiente de determinação (R^2) de 0,959 (Figura 4a).

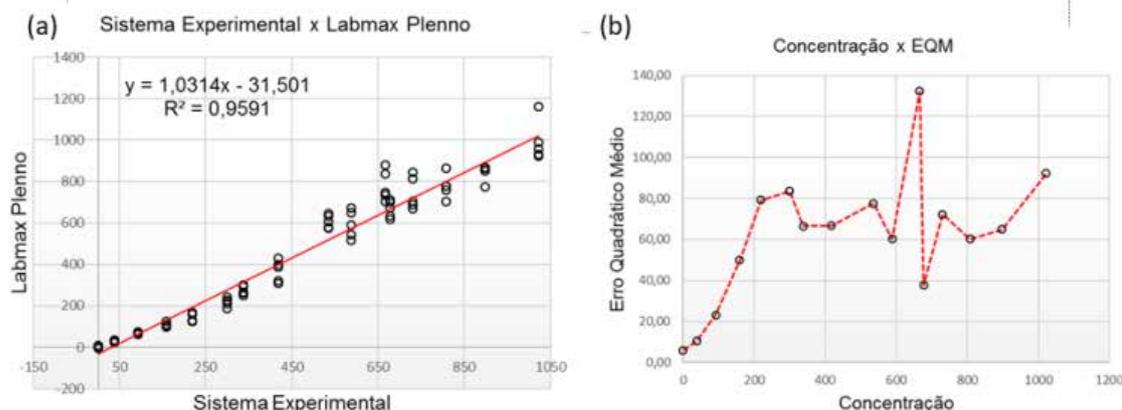


Figura 4. (a) Gráfico de dispersão entre os resultados quantitativos do sistema experimental e os obtidos no analisador Labmax Plenno; (b) Gráfico demonstrando a variação do erro quadrático médio em função da concentração.

Tabela 1. Coeficientes de variação, em porcentagem, por faixa de concentração

		Faixas de Concentração (mg/dL)		
		Baixa (0 a 332)	Média (333 a 666)	Alta (667 a 1050)
%CV	menor	6,0	5,4	4,5
	médio	11,2	9,6	7,7
	maior	16,6	13,8	10,7

A concordância dos resultados qualitativos entre os sistemas foi de 86%, sendo que 69 classificações foram concordantes e 11 divergentes. Nenhuma classificação se distanciou além de um nível, isto é, quando não idênticas, as classificações foram imedia-

tamente adjacentes (Tabela 2). Aplicando, portanto, o critério de tolerância em um nível de diferença, a concordância chega a 100%. O coeficiente de correlação de Spearman (ρ) entre os dois sistemas foi 0,971 ($p < 0,001$).

Tabela 2. Tabulação cruzada dos resultados quantitativos entre os sistemas (em mg/dL)

Experimento	Labtest Labmax Plenno						Total
	0	20	100	250	500	1000	
0	5	0	0	0	0	0	5
20	0	10	0	0	0	0	10
100	0	1	9	0	0	0	10
250	0	0	6	9	0	0	15
500	0	0	0	0	35	0	35
1000	0	0	0	0	4	1	5
Total	5	11	15	9	39	1	80

DISCUSSÃO

Os resultados compilados neste trabalho evidenciaram que um sistema baseado em Arduino é suficientemente sensível para a percepção e distinção das variações de cores em tiras reativas. As predições produzidas pelo modelo implementado se correlacionam com os resultados produzidos pelo método de referência de modo satisfatório ($r = 0,979$ e $\rho = 0,971$) e estatisticamente significativo ($p < 0,0001$ e $p < 0,001$)²⁰. Os índices de correlação obtidos foram compatíveis com os provenientes de sistemas comerciais bem estabelecidos.

O método adotado para a produção de amostras, denominado *contrived*, na literatura, não diminui estes resultados, visto que esta é repleta de publicações onde o desempenho de equipamentos comerciais é avaliado com emprego de soluções totalmente artificiais ou ajustadas artificialmente^{4,21}.

Resultados quantitativos para a dosagem de glicose por meio de TRU, produzidos pelos analisadores comerciais, *Uriscan Optima*, *Uriscan Pro II* e *Uriscan Super Plus*, comparados ao analisador quantitativo *Siemens Advia 1800*, registraram coeficientes de correlação de Pearson $r = 0,733$, $0,807$ e $0,712$ ($p < 0,001$), respectivamente⁷.

Quando em modo qualitativo, os trabalhos consultados consideraram classificações divergindo em até um nível de diferença (para mais ou para menos), como concordantes. Mesmo assim, não se observou concordância integral em nenhuma destas publicações^{7,21,22}. Todavia, aplicando o referido critério aos experimentos realizados no presente estudo, o nível de concordância atingiu 100%.

Os leitores *Uriscan*, mencionados anteriormente, registraram concordâncias de 96,8%, 98,2% e 94,7% em comparação a três aparelhos equivalentes da marca *Roche*⁷. Outro trabalho inter-relacionou os resultados dos leitores, *Bayer Clinitek Atlas*, *Roche Urisys 2400* e *Arkray Aution Max*, obtendo concordâncias de 98,3% (*Atlas* contra *Aution Max*), 97,1% (*Atlas* contra *Urisys*) e 97,0% (*Aution* contra *Urisys 2400*)²².

A eventual superioridade dos índices aqui obtidos, frente aos transcritos de outras publicações, não

deve ser interpretada como evidência de melhor performance, mas sim, de que o conceito é válido e satisfatório. Mesmo considerando a validade das amostras empregadas no experimento, amostras reais de urina podem sofrer intensas variações de cor, em decorrência da presença de substâncias anormais⁴. Uma aplicação em rotina laboratorial depende, portanto, da capacidade de manter resultados satisfatórios, mesmo em condições adversas. É sensato supor que os aparelhos comerciais, aqui mencionados, passaram também por este tipo de avaliação mais rigorosa.

Adicionalmente, deve-se considerar que a qualidade dos resultados nestes sistemas depende intrinsecamente da qualidade da tira reativa utilizada e do rigor em seu manuseio. Se a formação de cor na tira reativa é instável e/ou irreprodutível, os resultados calculados por qualquer sistema ficam comprometidos.

Não foram encontrados trabalhos avaliando a tira reativa *URICOLOR Check* por meio de aparelhos de seu próprio fabricante. Estas informações seriam úteis, tanto para determinar a responsabilidade do insumo pela variância nos resultados, quanto para estabelecer comparações em condições mais semelhantes.

Na Figura 4a, observa-se uma tendência de declínio no EQM, ao passo que a concentração se aproxima de 0 mg/dL e, de estabilidade, acima de 200 mg/dL. Este comportamento pode ser reflexo da qualidade da TRU, evidenciando um suposto incremento de instabilidade/variação na formação de cor, à medida que amplitude entre a cor original e a final aumenta. Esta interpretação converge com o observado visualmente durante o manuseio das tiras reativas, em que ocorreram variações de tonalidade muito nítidas, para a mesma amostra, nas concentrações mais elevadas (Figura 2c).

A abordagem quantitativa neste trabalho não objetiva sugerir a sua adoção em rotina laboratorial, mas sim, produzir informações detalhadas sobre o poder do sistema, sobretudo para subsidiar a investigação dos demais parâmetros da TRU, ou mesmo, de outras classes de tiras reativas. Para torná-lo útil na rotina do laboratório, seriam necessários outros experimentos

com outros parâmetros e outras classes de tiras reativas de urinálise.

Em síntese, um sistema baseado em Arduino se mostrou capaz de realizar a leitura de um dos parâmetros da tira reativa de uroanálise de modo satisfatório. Estes resultados atentam, ainda, para os benefícios que podem ser alcançados pela inclusão deste versátil recurso ao arsenal da pesquisa biomédica, a exemplo de outras inestimáveis incorporações. Seria preciso, no entanto, reverter a predominante concepção de que recursos desta natureza são exclusivos aos profissionais de tecnologia.

CONCLUSÃO

O sistema foi construído e operou em conformidade com o esperado, sobretudo, produzindo resultados compatíveis com os provenientes de sistemas comerciais. A sensibilidade do hardware é plenamente suficiente para este tipo de aplicação. A aquisição do hardware, bem como dos softwares e bibliotecas de apoio, foi simples, prática e de custo inexpressivo. A contemplação integral dos objetivos aqui estabelecidos reafirma o valor desta notável plataforma.

Estes fatos favorecem à continuidade dos estudos, seja estendendo o método aos demais parâmetros da tira, pela avaliação do sistema em amostras reais de urina, ou mesmo, pela avaliação da aplicabilidade à outras classes de tiras reativas.

FONTES DE FINANCIAMENTO

A pesquisa atual não recebeu nenhuma bolsa específica de agências de financiamento nos setores público, comercial ou sem fins lucrativos.

CONFLITOS DE INTERESSE

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

REFERÊNCIAS

1. Ercan M, Ouz EF, Kaya O, Yilmaz FM. Evaluation of H-800/FUS-100 automatic urine analyzer performance. *Turkish J Biochem.* 2018;43(1):89–92.
2. Khan LB, Read HM, Ritchie SR, Proft T. Artificial Urine for Teaching Urinalysis Concepts and Diagnosis of Urinary Tract Infection in the Medical Microbiology Laboratory †. *J Microbiol Biol Educ.* 2017;18(2):1–6.
3. Ince FD, Ellida HY, Koseolu M, Imek N, Yalçin H, Zengin MO. The comparison of automated urine analyzers with manual microscopic examination for urinalysis automated urine analyzers and manual urinalysis. *Pract Lab Med.* 2016;5:14–20.
4. Lee W, Kim Y, Chang S, Lee AJ, Jeon CH. The influence of vitamin C on the urine dipstick tests in the clinical specimens: a multicenter study. *J Clin Lab Anal.* 2017;31(5):1–6.
5. Dolscheid-Pommerich RC, Kiarmann-Schulz U, Conrad R, Stoffel-Wagner B, Zur B. Evaluation of the appropriate time period between sampling and analyzing for automated urinalysis. *Biochem Medica.* 2016;26(1):82–9.
6. Eriksen SV, Sykepleier A Geriatrisk, Østfold S. Can we trust urine dipsticks? *Forskning.* 2016;2–15.
7. Ko K, Kwon MJ, Ryu S, Woo HY, Park H. Performance Evaluation of Three URISCAN Devices for Routine Urinalysis. *J Clin Lab Anal.* 2016;30(5):424–30.
8. Khejonnit V, Pratumvinit B, Reesukumal K, Meepanya S, Pattanavin C, Wongkrajang P. Optimal criteria for microscopic review of urinalysis following use of automated urine analyzer. *Clin Chim Acta.* 2015;439:1–4.
9. Walta AM, Keltanen T, Lindroos K, Sajantila A. The usefulness of point-of-care (POC) tests in screening elevated glucose and ketone body levels postmortem. *Forensic Sci Int.* 2016;266:299–303.
10. Van Delft S, Goedhart A, Spigt M, Van Pinxteren B, De Wit N, Hopstaken R. Prospective, observational study comparing automated and visual point-of-care urinalysis in general practice. *BMJ Open.* 2016;6(8):1–8.

11. Delanghe JR, Speeckaert MM. Preanalytics in urinalysis. *Clin Biochem.* 2016;49(18):1346–50.
12. Lim S, Yu HJ, Lee S, Park H, Kwon MJ, Woo HY. Evaluation of the URISCAN 2 ACR Strip to estimate the urine albumin/creatinine ratios. *J Clin Lab Anal.* 2018;32(3):6–11.
13. Asano Y, Fairchild MD, Blondé L. Individual colorimetric observer model. *PLoS One.* 2016;11(2):1–19.
14. Mittal S. A survey of techniques for improving energy efficiency in embedded computing systems. *Int J Comput Aided Eng Technol.* 2014;6(4):440–59.
15. Konnaiyan KR, Cheemalapati S, Gubanov M, Pyayt A. MHealth Dipstick Analyzer for Monitoring of Pregnancy Complications. *IEEE Sens J.* 2017;17(22):7311–6.
16. Jalal Uddin M, Jin GJ, Shim JS. Paper-Plastic Hybrid Microfluidic Device for Smartphone-Based Colorimetric Analysis of Urine. *Anal Chem.* 2017;89:13160–6.
17. Valenzuela I, Amado T, Orillo JW. Urine test strip analysis using image processing for mobile application. *J Teknol.* 2016;78(5–7):93–9.
18. Martínez-Santos JC, Acevedo-Patino O, Contreras-Ortiz SH. Influence of Arduino on the Development of Advanced Microcontrollers Courses. *Rev Iberoam Tecnol del Aprendiz.* 2017;12(4):208–17.
19. Luo MR, Cui G, Georgoula M. Colour difference evaluation for white light sources. *Light Res Technol.* 2015;47(3):360–9.
20. Mukaka MM. Statistics Corner: A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J.* 2012;24(3):69–71.
21. Bekhof J, Kollen BJ, Van De Leur S, Kok JH, Van Straaten IHLM. Reliability of reagent strips for semi-quantitative measurement of glucosuria in a neonatal intensive care setting. *Pediatr Neonatol.* 2014;55(6):444–8.
22. Chien TI, Lu JY, Kao JT, Lee TF, Ho SY, Chang CY, et al. Comparison of three automated urinalysis systems-Bayer Clinitek Atlas, Roche Urisys 2400 and Arkray Aution Max for testing urine chemistry and detection of bacteriuria. *Clin Chim Acta.* 2007;377(1–2):98–102.