

## Sistema automático de medição de diurese

### *Automatic diuresis measurement system*

### *Sistema automático de medición de diuresis*

#### Resumo

A integração entre engenharia elétrica, TI e ciências médicas tem impulsionado avanços na saúde, especialmente no desenvolvimento de dispositivos eletromédicos confiáveis. Este estudo propõe um sistema automatizado para monitoramento da diurese, parâmetro essencial para a gestão da função renal em Unidades de Terapia Intensiva (UTIs). Métodos manuais são propensos a erros, ressaltando a necessidade de soluções automatizadas. O sistema utiliza transdutores de efeito Hall e uma boia magnética para medir o volume urinário, com processamento e exibição dos dados em tempo real via microcontrolador. Ensaio laboratoriais com diferentes fluidos demonstraram exatidão (7,69-10,25%) e precisão (8,97-10,25%), atendendo aos critérios para uso clínico, especialmente na detecção de lesão renal aguda pela classificação RIFLE. O sistema proposto é uma solução econômica e confiável para monitoramento contínuo ou discreto da diurese, reduzindo a carga de trabalho da equipe médica e minimizando erros de medição.

**Palavras-chave:** equipamento eletromédico; medição de diurese; volume de diurese.

#### Abstract

*The integration of electrical engineering, IT, and medical sciences has driven advances in healthcare, especially in the development of reliable electromedical devices. This study proposes an automated system for monitoring diuresis, an essential parameter for managing renal function in ICUs. Manual methods are prone to errors, highlighting the need for automated solutions. The system uses Hall effect transducers and a magnetic buoy/float to measure urinary volume, with real-time data processing and display via a microcontroller. Laboratory tests using different fluids demonstrated accuracy (7.69-10.25%) and precision (8.97-10.25%), meeting the criteria for clinical use, especially in the detection of acute kidney injury by the RIFLE classification. The proposed system is an economical and reliable solution for continuous or discrete monitoring of diuresis, reducing the workload of medical staff and minimizing measurement errors.*

**Keywords:** electromedical equipment; diuresis measurement; diuresis volume.

#### Resumen

*La integración entre la ingeniería eléctrica, la tecnología de la información y las ciencias médicas ha impulsado avances significativos en el ámbito de la salud, especialmente en el desarrollo de dispositivos electromédicos confiables. Este estudio propone un sistema automatizado para el monitoreo de la diuresis, parámetro esencial en la gestión de la función renal en unidades de cuidados intensivos (UCI). Los métodos manuales son propensos a errores, lo que resalta la necesidad de soluciones automatizadas. El sistema utiliza transductores de efecto Hall y un flotador magnético para medir el volumen urinario, con procesamiento y visualización de los datos en tiempo real mediante un microcontrolador. Los ensayos de laboratorio realizados con diferentes fluidos demostraron exactitud (7,69–10,25%) y precisión (8,97–10,25%), cumpliendo con los criterios para uso clínico, especialmente en la detección de lesión renal aguda según la clasificación RIFLE. El sistema propuesto constituye una solución económica y confiable para el monitoreo continuo o discreto de la diuresis, reduciendo la carga de trabajo del personal médico y minimizando los errores de medición.*

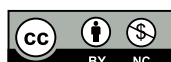
**Palabras clave:** dispositivo electromédico; medición de diuresis; volumen de diuresis.

**Sergio Henrique Oliveira Moraes**



Instituto Federal do Rio Grande do Sul, Pelotas, Rio Grande do Sul, Brasil

sergio.henrique.oliveira.moraes@gmail.com



## 1 Introdução

O avanço da medicina e da saúde humana está diretamente ligado à evolução tecnológica em diversas áreas do conhecimento, dentre elas, a de engenharia elétrica e das tecnologias de informação e comunicação (TICs). A integração entre essas áreas permite o desenvolvimento de equipamentos e sistemas que melhoram, significativamente, o diagnóstico, o tratamento e o monitoramento de pacientes. Entre esses avanços, o monitoramento de funções essenciais, como a diurese (produção de urina pelos rins), destaca-se pela sua importância no cuidado de pacientes em estado crítico.

A engenharia elétrica, com sua ênfase em sistemas embarcados, desempenha um papel crucial no desenvolvimento de tecnologias indispensáveis aos cuidados de saúde modernos. O desenvolvimento de dispositivos eletromédicos precisos e confiáveis, desde equipamentos de diagnóstico até sistemas automatizados de monitoramento e tratamento, tem contribuído, notadamente, para melhorar a qualidade dos cuidados médicos.

Neste estudo, é abordado o controle da diurese, uma prática fundamental nas Unidades de Terapia Intensiva (UTI) para monitorar a função renal dos pacientes e gerenciar o balanço hídrico. O balanço hídrico é a diferença entre a quantidade de líquidos ingeridos e eliminados pelo corpo, sendo essencial para manter o equilíbrio de fluidos e eletrólitos no organismo. Pacientes em estado crítico, muitas vezes, sofrem com desequilíbrios de fluidos e insuficiência renal. A medição exata da diurese permite que os profissionais de saúde ajustem rapidamente os tratamentos, como a administração de fluidos intravenosos ou diuréticos.

Na UTI, o monitoramento contínuo da diurese é essencial para avaliar a função renal e o estado de hidratação do paciente, uma vez que alterações nesse parâmetro podem indicar complicações graves, como falência renal ou resposta inadequada ao tratamento. O método convencional para essa medição envolve a cateterização urinária, em que um cateter direciona a urina para um recipiente graduado. Em intervalos regulares, a equipe de enfermagem registra manualmente o volume excretado em uma tabela de controle, permitindo a avaliação do balanço hídrico do paciente.

Esse processo manual demanda tempo e está sujeito a erros de medição e registro. O balanço hídrico, calculado pela diferença entre os líquidos administrados e eliminados, é um parâmetro crítico na gestão clínica, influenciando decisões terapêuticas como a administração de fluidos ou diuréticos. A automatização desse monitoramento pode reduzir a carga de trabalho dos profissionais de saúde e aumentar a precisão dos dados, proporcionando um suporte mais eficiente para intervenções médicas.

Nesse contexto, o uso de um equipamento eletromédico, que automatize esse processo, elimina a necessidade de coleta manual da urina, reduzindo os recursos necessários para essa tarefa. Com um equipamento registrando os volumes de urina de forma exata e contínua, os profissionais de saúde podem executar outras atividades importantes em suas rotinas. Além disso, erros humanos, como medições incorretas ou registros equivocados, são minimizados, garantindo dados mais confiáveis para avaliar o estado do paciente.

O avanço das tecnologias de monitoramento, como os dispositivos eletromédicos automatizados para controle da diurese, representa um avanço importante na melhoria do cuidado intensivo de pacientes. A automatização desse processo não só elimina a necessidade de coleta manual, mas também assegura uma medição contínua e confiável do débito urinário, permitindo que os profissionais de saúde monitorem a função renal e o balanço hídrico com maior eficiência. Esse monitoramento em tempo real facilita intervenções rápidas e bem-informadas, ajudando na tomada de decisões terapêuticas e proporcionando um cuidado mais dinâmico e eficaz para pacientes em estado crítico.

Outro benefício significativo é a capacidade de monitorar a diurese de forma contínua e em tempo real. Isso permite uma avaliação mais dinâmica da função renal e do estado de hidratação do paciente, facilitando intervenções rápidas e eficazes.

A Seção 1, apresenta a introdução, e a Seção 2 mostra aspectos relacionados ao controle de diurese em ambiente hospitalar, destacando a importância do monitoramento contínuo e os métodos tradicionais e automatizados de medição. A Seção 3 descreve os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do sistema de medição automática de diurese, incluindo a arquitetura do *hardware* e do *firmware*. A Seção 4 detalha os ensaios realizados para validação do sistema, com diferentes líquidos simulando condições reais. A Seção 5 apresenta os resultados obtidos, discutindo a exatidão, precisão e incerteza do sistema. Por fim, a

Seção 6 apresenta algumas questões relacionadas à interpretação dos resultados obtidos e a Seção 7 conclui o trabalho, destacando as contribuições e as características inovadoras do sistema proposto.

## 2 Controle de Diurese

### 2.1 Métodos de coleta

Em um hospital ou unidade de saúde, o controle de diurese é utilizado para avaliar a função renal do paciente. A medição precisa da produção urinária em pacientes hospitalizados é crucial no tratamento de pacientes com lesão renal aguda, sepse e outras condições médicas. De acordo com Schrier (2010), a insuficiência renal aguda ocorre em aproximadamente 19% dos pacientes com sepse moderada, 23% com sepse grave e 51% com choque séptico. Pacientes que apresentam sepse juntamente com insuficiência renal aguda enfrentam taxas de mortalidade significativamente maiores, chegando a 70%, em comparação com 45% entre os pacientes com insuficiência renal aguda sem sepse.

O volume urinário é considerado um fator-chave na formação e na prevenção de cálculos renais. O artigo de Borghi *et al.* (1998) aponta que um baixo volume de urina é um fator de risco significativo para a formação de cálculos de oxalato de cálcio, pois a redução do volume urinário aumenta a supersaturação de sais, facilitando a cristalização. Foi observado que o consumo de volumes inferiores a 1 (um) litro por dia elevam o risco de desenvolvimento de cálculos renais.

Por outro lado, o aumento do volume urinário, principalmente por meio de uma ingestão elevada de água, reduz a supersaturação de cálcio e previne a formação de cálculos. Um volume urinário de pelo menos 2 (dois) litros por dia é recomendado para reduzir o risco de recorrência de cálculos renais, sendo essa estratégia uma das mais eficazes e econômicas. Apesar dessa evidência, a adesão a essa recomendação é muitas vezes inadequada entre os pacientes propensos à formação de cálculos (Borghi *et al.*, 1998).

O método atual de medir a taxa de fluxo urinário de um paciente (obtido pela observação do volume de urina por intervalo de tempo) em UTI envolve um recipiente com marcações de volume, que os profissionais de enfermagem usam para calcular manualmente o volume de urina uma vez por hora. No entanto, esse método é suscetível a erros de medição e registro e pode resultar em um atraso de uma ou mais horas na detecção de patologias como oligúria (valores de fluxo urinário inferiores a 25 mL/h) ou anúria (valores de fluxo urinário inferiores a 15 mL/h) (Klahr; Miller, 1998). Além disso, esse processo exige uma quantidade significativa de tempo, por exemplo, em uma UTI com 15 leitos, estima-se que 12 horas por dia sejam gastas realizando essas medições, assumindo uma medição por hora e 2 minutos por paciente (Lafuente *et al.*, 2023).

Estudos mostram que a medição eletrônica da produção de urina é mais precisa do que as medições manuais (Minor *et al.*, 2021). Ademais, avaliação precisa da diurese também permite que os profissionais de saúde verifiquem a eficácia de intervenções dietéticas e de fluidos. Aumentar a ingestão de líquidos, e consequentemente o volume urinário, pode levar a mudanças na supersaturação urinária, proporcionando informações valiosas para ajustes no tratamento. Portanto, dados precisos sobre a diurese são cruciais para a tomada de decisões clínicas, permitindo que os profissionais adaptem as estratégias de prevenção e o tratamento conforme as necessidades individuais de cada paciente (Borghi *et al.*, 1998).

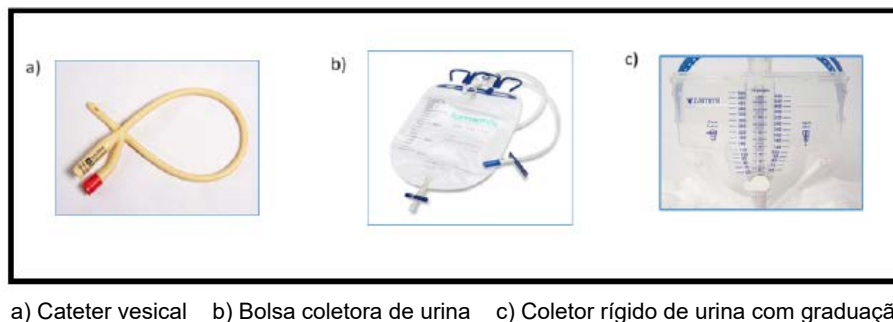
### 2.2 Sistemas de medição de diurese

A comparação entre métodos automáticos e manuais de monitoramento da produção urinária em pacientes de terapia intensiva revela diferenças significativas em termos de precisão e pontualidade. Existem duas categorias principais de sistemas: os manuais, que são mais simples e amplamente utilizados devido ao baixo custo, e os automatizados, que empregam tecnologias para fornecer medições contínuas e em tempo real.

Os sistemas manuais consistem basicamente em um cateter urinário e uma bolsa coletora, com a equipe de enfermagem registrando periodicamente o volume excretado. No entanto, esse método pode levar a atrasos no registro, impactando a detecção precoce de oligúria e o diagnóstico de Lesão Renal Aguda (LRA). Em contrapartida, sistemas automatizados permitem o monitoramento contínuo, fornecendo dados imediatos para análise clínica e possibilitando intervenções mais ágeis. A implementação dessas tecnologias tem demonstrado benefícios na gestão de pacientes críticos, contribuindo para melhores desfechos clínicos (Minor *et al.*, 2021).

A Figura 1 mostra os componentes do sistema do tipo manual. O cateter urinário é um tubo flexível, geralmente feito de silicone ou látex, inserido na uretra e conduzido até a bexiga do paciente. Ele permite a drenagem contínua da urina para a bolsa coletora. A bolsa coletora é um recipiente graduado e transparente, onde a urina é armazenada e pode ser registrada manualmente pela equipe de enfermagem.

Figura 1 – Componentes de sistemas manuais



a) Cateter vesical b) Bolsa coletora de urina c) Coletor rígido de urina com graduação

Com o avanço da tecnologia, surgiram os sistemas de medição de diurese automatizados, que superaram muitas das limitações dos sistemas manuais. Os sistemas automatizados utilizam transdutores sensores para medir o volume de urina de forma precisa e contínua, fornecendo leituras em tempo real, fundamentais para detectar alterações rápidas na função renal. São menos suscetíveis a erros humanos, já que a medição e o registro dos dados são automáticos. Além disso, os sistemas podem ser integrados a *softwares* de monitoramento hospitalar, permitindo que os profissionais de saúde visualizem e analisem os dados de forma centralizada e com maior eficiência.

Os sistemas automáticos permitem a aplicação de critérios padronizados para a identificação e a classificação da Lesão Renal Aguda (LRA), uma complicação frequente em pacientes críticos, associada a altas taxas de morbidade e mortalidade. Devido à sua relevância clínica, foram desenvolvidos critérios específicos para a avaliação da LRA, sendo os mais utilizados RIFLE (Risk, Injury, Failure, Loss, End-stage), AKIN (Acute Kidney Injury Network) e KDIGO (Kidney Disease: Improving Global Outcomes). Esses critérios classificam a gravidade da lesão renal com base em parâmetros como a variação da creatinina sérica e o débito urinário, permitindo um diagnóstico mais preciso e a adoção adequada de intervenções.

Introduzido primeiro, o critério RIFLE define a LRA em três estágios principais: Risk, Injury e Failure, seguidos pelos estágios clínicos Loss e End-Stage. Esses estágios são estabelecidos com base em variações nos níveis de creatinina e no débito urinário, o que permite a avaliação da progressão da LRA. O RIFLE foi amplamente adotado por ser uma ferramenta robusta para diagnóstico, acompanhamento e predição de desfechos em pacientes críticos (Marwick *et al.*, 2019).

O critério AKIN foi proposto posteriormente para aumentar a sensibilidade do RIFLE. Uma das principais diferenças do AKIN é a inclusão de alterações menores na creatinina sérica (a partir de 0,3 mg/dL) e a avaliação de mudanças em um período de 48 horas. Além disso, o AKIN dispensa a necessidade do valor basal de creatinina do paciente, o que permite maior flexibilidade no diagnóstico de LRA. O AKIN também considera a necessidade de terapia de substituição renal (TSR) como parte dos critérios de classificação (Levi *et al.*, 2013).

O critério KDIGO, mais recente, combina aspectos dos critérios RIFLE e AKIN, incorporando mudanças na creatinina dentro de 48 horas e uma queda na taxa de filtração glomerular (processo de transferência dos solutos presentes no sangue para a formação da urina) em 7 dias. Além disso, acrescenta a classificação de pacientes pediátricos e inclui novos parâmetros, como a taxa de filtração glomerular <35 mL/min em pacientes menores de 18 anos (Marwick *et al.*, 2019).

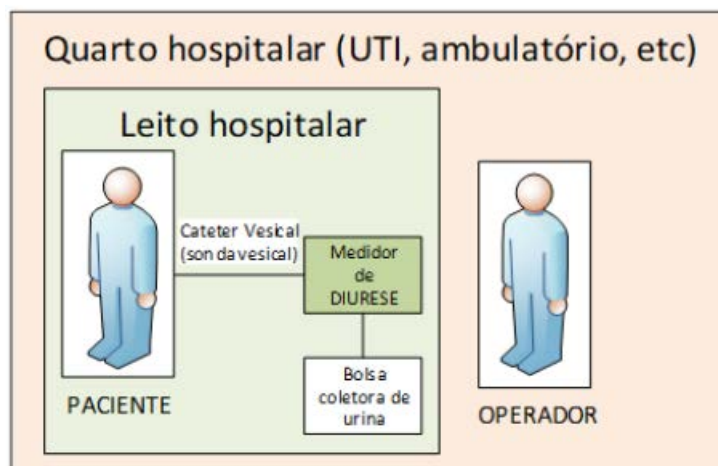
Em um estudo realizado com 190 pacientes internados em UTI, os critérios RIFLE, AKIN e KDIGO foram avaliados quanto à sua capacidade preditiva de mortalidade. Os resultados indicaram que, independentemente do critério utilizado, as taxas de mortalidade aumentam conforme a progressão da LRA. A mortalidade variou de 17,74% a 41,94% dependendo do estágio da lesão renal. Apesar das diferenças metodológicas entre os critérios, ambos apresentam boa capacidade preditiva para mortalidade em pacientes graves. Assim, concluiu-se que não há diferença significativa entre os critérios quanto à predição de mortalidade, sendo todos ferramentas eficazes para esse propósito (Levi *et al.*, 2013).

## 2.3 Ambiente de uso do medidor de diurese

O diagrama de blocos apresentado na Figura 2 ilustra a estrutura de um sistema de medição de diurese em um ambiente hospitalar. O paciente é o elemento central do sistema e o cateter vesical coleta a urina da bexiga, permitindo a drenagem contínua. A urina coletada flui para a bolsa coletora, onde o volume é armazenado temporariamente.

O sistema inclui, também, o sistema de medição de diurese, que quantifica o volume urinário em tempo real. Finalmente, um operador (geralmente um enfermeiro ou técnico) é o responsável por monitorar o sistema e realizar intervenções quando necessário.

Figura 2 – Ambiente de uso

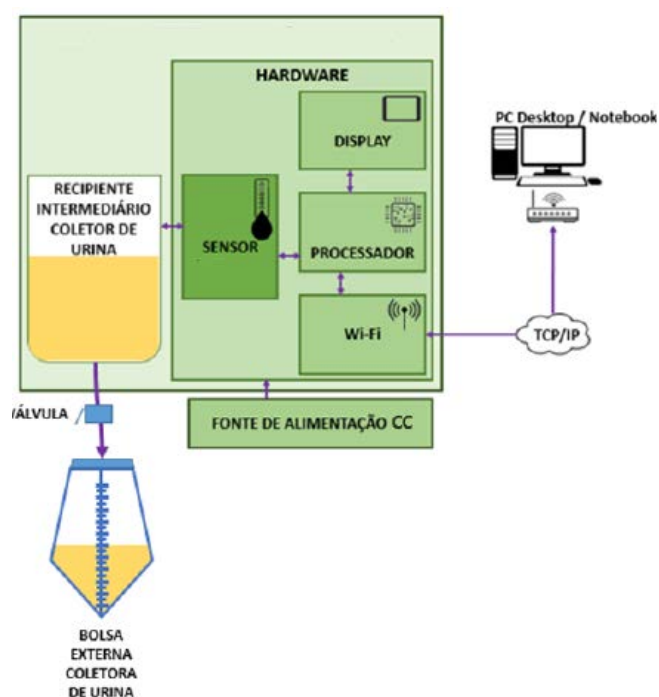


## 3 Materiais e Métodos

### 3.1 Arquitetura do medidor de diurese

O sistema que compõe um medidor de diurese utiliza vários componentes que trabalham em conjunto para garantir a coleta precisa, o gerenciamento do volume urinário, o gerenciamento de interface com o usuário e a conectividade, como pode ser visto na Figura 3.

Figura 3 – Arquitetura do medidor de diurese





O recipiente intermediário coletor de urina armazena temporariamente a urina coletada do paciente. Este recipiente é conectado a uma válvula, que controla o fluxo da urina para a bolsa coletora, permitindo o descarte adequado do líquido.

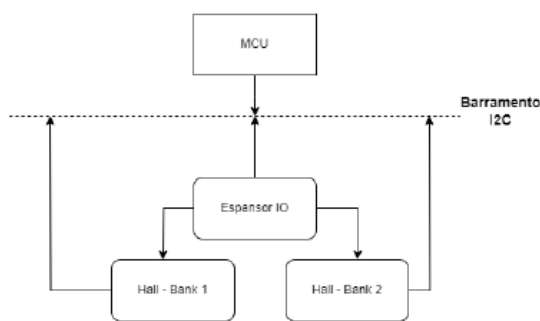
O bloco de *hardware* contém os principais componentes eletrônicos do sistema. O sensor é responsável por medir o volume de urina em tempo real, enquanto o processador gerencia os dados coletados e os exibe em um *display*. Isso facilita a visualização das informações pelo operador e garante que os dados estejam sempre acessíveis.

O sistema possui conectividade Wi-Fi, permitindo a transmissão dos dados a uma central que conecta outros equipamentos. Isso possibilita o monitoramento remoto, permitindo que os profissionais de saúde acessem as informações sobre a diurese do paciente de forma conveniente. O sistema é alimentado por uma fonte de corrente contínua, responsável por suprir todos os componentes eletrônicos.

### 3.2 3.2 Projeto do *hardware* eletrônico

Na Figura 4, é apresentado o diagrama de blocos que representa a implementação de *hardware* do sensor de efeito Hall. São utilizados dois bancos de sensores com comunicação I2C e um expensor de IO para possibilitar a otimização de saídas digitais do microcontrolador. Isso é possível, pois os bancos de sensores e o expensor estão conectados no mesmo barramento I2C de comunicação. A leitura de cada banco de sensores é feita pelo acionamento via expensor de IO.

Figura 4 – Diagrama de blocos do sensor Hall conectado ao microcontrolador pelo barramento I2C

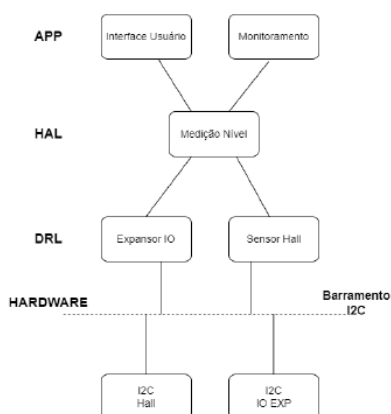


O reservatório intermediário e bolsa coletora são itens descartáveis, o sistema de medição proposto está fixado no gabinete (parte interna), ficando posicionado atrás do reservatório. Uma boia magnética é acoplada ao reservatório intermediário e acompanha o nível do líquido. Desta maneira, é possível determinar o nível da diurese pelo sistema com sensores de efeito Hall. Vale destacar que o sistema opera de forma discreta, detectando o volume de urina a partir da posição da boia magnética e a leitura digital dos bancos de sensores Hall.

### 3.3 Projeto de *firmware*

A implementação da medição automática de diurese pode ser vista na Figura 5.

Figura 5 – Implementação de *firmware* da medição automática de diurese



Baseado em uma arquitetura para *software* embarcado, a implementação possui camadas de código que possibilitam a abstração do *hardware* e a gestão adequada e segura das interfaces que monitoram e executam a leitura deste sensor. As camadas são descritas da seguinte maneira:

- I2C Hall: Representa o *hardware* dos sensores de efeito Hall utilizados. A interface destes sensores é ligada ao barramento de comunicação serial I2C;
- I2C IO EXP: Representa o *hardware* do expansor de IO utilizado para otimizar os pinos de saída digital. A interface deste expansor é conectada ao barramento de comunicação serial I2C;
- Expansor IO: Está presente na camada DRL. Representa a camada de *driver* com o *hardware* do expansor de IO;
- Sensor Hall: Está presente na camada DRL. Representa a camada de *driver* com o *hardware* do sensor de efeito Hall;
- Medição Nível: Está presente na camada SAL. Representa a interface entre as camadas de DRL e APP. Nela ocorre o gerenciamento das leituras do sensor de efeito Hall e o acionamento das saídas digitais do expansor de IO;
- Interface Usuário: Está presente na camada APP. Representa a interface com o usuário, na qual, é exibido o volume de diurese medido em mL;
- Monitoramento: Está presente na camada APP. Representa o monitoramento e testes executados em *background* para garantir o efetivo funcionamento do sistema.

#### 4 Ensaios Realizados

Foram realizados 3 (três) ensaios em laboratório para avaliar o desempenho do transdutor e do sistema de medição em condições mais reais possíveis, obtendo-se a função de transferência real (curva de calibração) que relaciona a resposta do sistema em função do estímulo aplicado na entrada.

Todos os ensaios foram conduzidos sob condições normais de temperatura, umidade relativa do ar e pressão atmosférica, sendo  $20,5\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,  $49\% \pm 5\%$ ,  $1013\text{ hPa} \pm 5\text{ hPa}$ , respectivamente. Utilizou-se o equipamento termohigrômetro digital calibrado do fabricante INCOTERM para obter as condições no início e fim de cada ensaio. Em cada ensaio, executaram-se 5 (cinco) baterias de medidas com estímulos crescentes e decrescentes. No primeiro, para simular a diurese, foi utilizada água como líquido. No segundo, água destilada e, no terceiro, uma solução viscosa composta de água misturada com goma xantana (polissacarídeo obtido a partir da fermentação aeróbica de açúcares simples, como a glicose e a sacarose).

A utilização de líquidos com diferentes propriedades, como densidade e viscosidade, possibilitou a validação do sistema para diferentes cenários mais próximos de condições reais. A condução dos ensaios foi feita seguindo as etapas:

- a) Montagem do *setup* de ensaios: posicionamento do reservatório no sistema e conexão do cabo mini USB no medidor e no *notebook*;
- b) Estímulo crescente: com a seringa graduada, era inserido o líquido no reservatório de 5 mL até o mesmo chegar ao seu limite, 195 mL;
- c) Aquisição e registro dos dados medidos no estímulo crescente: a cada alteração no volume medido, o valor era enviado para o *notebook*, via RS232, e registrado;
- d) Estimulo decrescente: o reservatório era esvaziado ao passo de 5 mL, com o auxílio de um conector corta-fluxo, até se encontrar sem a presença de líquido;
- e) Aquisição e registro dos dados medidos no estímulo decrescente: a cada alteração no volume medido o valor era enviado para o *notebook* e registrado;
- f) Estas etapas foram repetidas 5 (cinco) vezes.

#### 5 Resultados e Discussões

Nesta seção, são apresentados os resultados dos ensaios realizados no sistema sob as condições mais reais possíveis. É demonstrado que o sinal de saída do sistema de medição corresponde à variação do volume inserido no reservatório.

Entre os resultados apresentados, estão a resposta do sistema para os ciclos de calibração e a resposta média para os diferentes ensaios realizados.

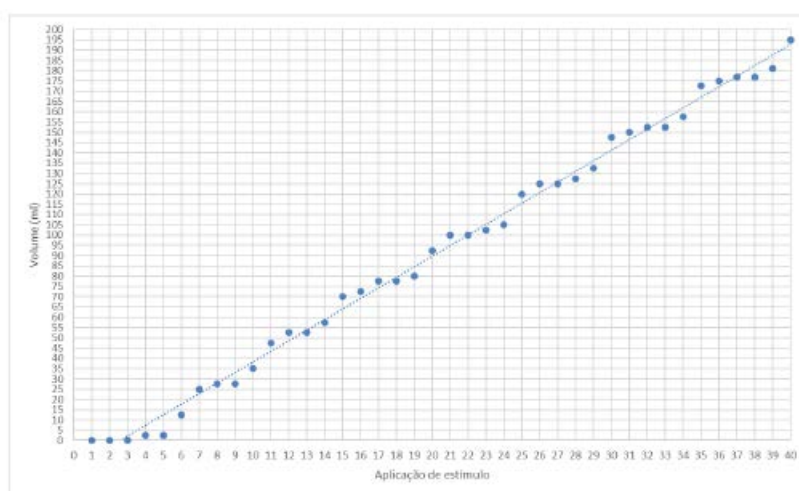
Na Figura 6, é apresentado o levantamento da resposta média do sistema no Ensaio 1. A curva foi obtida a partir da média das cinco baterias de estímulos crescentes e decrescentes. O líquido utilizado neste ensaio foi água. Analisando as respostas do primeiro ciclo de calibração e médias dos Ensaios 1, 2 e 3, é possível determinar as características estáticas do sistema, conforme a Tabela 1.

Tabela 1 – Comparação dos resultados para diferentes sequências de curvas

Características	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
Exatidão (% FEs)	10,25	10,25	7,69
Precisão (% FEs)	8,97	10,25	10,25
Incerteza (mL)	±20	±20	±15

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 6 – Curva da resposta do sistema para o primeiro ensaio.



- Exatidão (em %FEs): Representa o grau de concordância entre um valor medido e o valor verdadeiro do mensurando (na verdade, expressa a inexatidão). O Ensaio 3 apresentou exatidão de 7,69%FEs, enquanto os Ensaios 1 e 2 apresentaram 10,25%FEs;
- Precisão (em %FEs): Representa o grau de concordâncias entre os valores medidos, obtidos por medições repetidas (na verdade, expressa a imprecisão). O Ensaio 1 apresentou precisão de 8,97%FEs, enquanto os Ensaios 2 e 3 apresentaram 10,25%FEs.
- Incerteza (em mL): Representa o intervalo de valores que o valor verdadeiro esteja contido. O Ensaio 3 apresentou incerteza de  $\pm 15$  mL, enquanto os Ensaios 1 e 2  $\pm 20$  mL.

Vale destacar a semelhança entre as curvas levantadas e suas características estáticas. Para os diferentes líquidos usados, praticamente não apresentaram variações entre cada ciclo de calibração e seus valores médios. Assim, o sistema demonstra um comportamento adequado para a medição. Em condições reais de uso, o volume de urina mensurado pode ter diferentes características físicas, como densidade e viscosidade, semelhantes aos líquidos usados.

## 6 Riscos À Validade

Embora os resultados do sistema de medição automática de diurese proposto sejam satisfatórios, alguns riscos à validade do estudo devem ser considerados, principalmente por se tratar de um protótipo de bancada. Os testes foram realizados em condições controladas com líquidos simuladores da urina, que não reproduzem completamente a complexidade da urina humana, podendo afetar a precisão do sistema em situações clínicas reais, como infecções urinárias ou hemorragias.



O sistema também foi testado em ambiente simulado, sem interferências eletromagnéticas, vibrações ou integração com outros equipamentos médicos, fatores que podem impactar seu desempenho em UTIs. Além disso, o uso de sensores de efeito Hall e boia magnética pode apresentar limitações, como a necessidade de calibração inicial e o risco de desgaste ou formação de biofilmes, comprometendo a precisão das medições.

Os ensaios foram realizados com um número limitado de ciclos de medição e um único protótipo. Para garantir confiabilidade, seriam necessários testes em larga escala e validação clínica. A falta de integração com sistemas de registro eletrônico de saúde limita a utilidade do dispositivo em hospitais com fluxos de trabalho digitalizados.

O uso de componentes descartáveis pode gerar custos adicionais e afetar a sustentabilidade do sistema, além de exigir manutenção periódica. A usabilidade em ambientes clínicos, especialmente sob pressão, não foi testada, o que pode influenciar a adoção do dispositivo. Por fim, é necessária uma análise de custo-benefício mais detalhada e a conformidade com regulamentações de segurança e eficácia, como as exigências da ANVISA ou FDA.

## 7 Conclusão

O sistema desenvolvido mostrou-se eficiente na medição do volume urinário, apresentando características compatíveis com aplicações hospitalares. A análise dos resultados experimentais, em comparação com os valores teóricos, indicou que a metodologia empregada permite medições precisas e confiáveis. Os ensaios realizados com diferentes líquidos (água, água destilada e solução de água e goma xantana) resultaram em erros de fundo de escala de 10,25% para os dois primeiros e 7,69% para o terceiro. Esses valores indicam um nível de exatidão suficiente para permitir a aplicação dos critérios de classificação médica RIFLE na avaliação de lesões renais. Além disso, a combinação de transdutores de efeito Hall com uma boia magnética representa uma abordagem que diferencia a proposta dos sistemas convencionais de monitoramento da diurese. O sistema desenvolvido possibilita a medição do volume urinário tanto de forma contínua, conforme o enchimento do reservatório intermediário, quanto de maneira discreta, quando determinados níveis predefinidos são atingidos. Essa flexibilidade operacional contribui para a melhoria do monitoramento da função renal em ambientes hospitalares, fornecendo dados em tempo real para a equipe médica.

Em comparação com equipamentos comerciais disponíveis, o sistema desenvolvido apresenta uma construção simplificada, demandando poucos materiais e reduzido tempo de montagem, o que favorece sua implementação em larga escala. A viabilidade econômica do dispositivo é um aspecto relevante, uma vez que seu custo de produção se mantém competitivo em relação a outras soluções para medição da diurese. Além disso, sua operação ocorre sem a necessidade de um operador dedicado na etapa de medição, reduzindo a carga de trabalho da equipe de saúde. O equipamento pode ser utilizado tanto para medições contínuas quanto discretas, atendendo a diferentes demandas clínicas. Outro fator relevante é o curto período de treinamento necessário para sua correta utilização, facilitando sua adoção em ambientes hospitalares. Dessa forma, o objetivo principal deste estudo, que é o de desenvolver um sistema automatizado para a medição do volume urinário, com exatidão e confiabilidade, foi plenamente atingido.

## Referências

- BORGHI, L.; MESCHI, T.; SCHIANCHI, T.; BRIGANTI, A.; GUERRA, A.; ALLEGRI, F.; NOVARINI, A. Urine volume: stone risk factor and preventive measure. **Nephron**, [s. l.], v. 81, n. 1, p. 31–37, 1998. DOI: <https://doi.org/10.1159/000046296>
- KLAHR, S.; MILLER, S. B. Acute oliguria. **The New England Journal of Medicine**, [s. l.], v. 338, n. 10, p. 671–675, 1998. DOI: <https://doi.org/10.1056/nejm199803053381007>
- LAFUENTE, J.-L.; GONZÁLEZ, S.; PUERTAS, E.; GÓMEZ-TELLO, V.; AVILÉS, E.; ALBO, N.; MATEO, C.; BEUNZA, J. J. Development of a urinometer for automatic measurement of urine flow in catheterized patients. **Plos One**, [s. l.], v. 18, n. 8, p. 1–26, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290319>
- LEVI, T. M.; SOUZA, S. P.; MAGALHÃES, J. G.; CARVALHO, M. S.; CUNHA, A. L. B.; DANTAS, J. G. A.

O.; CRUZ, M. G.; GUIMARÃES, Y. L. M.; C. M. S. Comparação dos critérios rifle, akin e kdigo quanto à capacidade de predição de mortalidade em pacientes graves. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, [s. l.], v. 25, n. 4, p. 290–296, 2013. DOI: <https://doi.org/10.5935/0103-507X.20130050>

MARWICK, T. H.; AMANN, K.; BANGALORE, S.; CAVALCANTE, J. L.; CHARYTAN, D. M.; CRAIG, J. C.; GILL, J. S.; HLATKY, M. A.; JARDINE, A. G.; LANDMESSER, U.; NEWBY, L. K.; HERZOG, C. A.; CHEUNG, M.; WHEELER, D. C.; WINKELMAYER, W. C.; SARNAK, M. J. Chronic kidney disease and valvular heart disease: conclusions from a kidney disease: improving global outcomes (kdigo) controversies conference. **Kidney International**, [s. l.], v. 96, n. 4, p. 836–849, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.kint.2019.06.025>

MINOR, J.; SMITH, A.; DEUTSCH, F.; KELLUM, J. A. Automated versus manual urine output monitoring in the intensive care unit. **Scientific Reports**, [s. l.], v. 11, p. 1-5, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-97026-8>

SCHRIER, R. W. ARF, AKI, or ATN? **Nature Reviews/Nephrology**, Londres, v. 6, p. 125-126, mar. 2010. DOI: <https://doi.org/10.1038/nrneph.2010.1>

## Sobre os Autores

### Sergio Henrique Oliveira Moraes

Graduado em Engenharia Elétrica (2024) e Técnico em Eletroeletrônica (2017). Tenho experiência na área de Engenharia Elétrica, com ênfase no desenvolvimento de produtos médico-hospitalares, além de ser pesquisador e desenvolvedor de soluções tecnológicas inovadoras. Minha carreira é marcada pela atuação na interseção entre educação, tecnologia e inovação, onde atuei em projetos de ensino, pesquisa e extensão. Tenho contribuído com projetos que buscam integrar a eletrônica e o software, com o objetivo de criar dispositivos e sistemas inteligentes para diversas aplicações, incluindo a área da saúde. Esses projetos visam melhorar a eficiência dos cuidados médicos e hospitalares, automatizando processos e oferecendo soluções mais precisas e seguras para os profissionais de saúde e pacientes. Também estou envolvido em iniciativas de impacto social, com foco em promover a inclusão e o bem-estar de comunidades em situação de vulnerabilidade.

### Como citar:

MORAES, Sergio Henrique Oliveira. Sistema automático de medição de diurese. **Rev. Tecnol.**, Fortaleza, v. 46, p. 1-10, 2025. DOI: <https://doi.org/10.5020/23180730.2025.16217>

**Aceito em:** 21/10/2025

**Avaliado em:** 01/09/2025