

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO TECNOLÓGICO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E ELETRÔNICA  
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA

Duane José Milioli

**DISPOSITIVO PARA ESTIMAR O VOLUME INFUNDIDO EM TERAPIA  
INTRAVENOSA**

Florianópolis

2019

Duane José Milioli

**DISPOSITIVO PARA ESTIMAR O VOLUME INFUNDIDO EM TERAPIA  
INTRAVENOSA**

Trabalho Conclusão do Curso de Graduação em Engenharia Eletrônica do Centro Tecnológico da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.

Florianópolis

2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Milioli, Duane José  
Dispositivo para estimar o volume infundido em terapia  
intravenosa / Duane José Milioli ; orientador, Jefferson  
Luiz Brum Marques, 2019.  
78 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -  
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico,  
Graduação em Engenharia Eletrônica, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

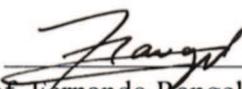
1. Engenharia Eletrônica. 2. Bioengenharia. 3. Terapia  
intravenosa. 4. Vazão. 5. Conta-gotas. I. Marques,  
Jefferson Luiz Brum. II. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Graduação em Engenharia Eletrônica. III. Título.

Duane José Milioli

**DISPOSITIVO PARA ESTIMAR O VOLUME INFUNDIDO EM TERAPIA  
INTRAVENOSA**

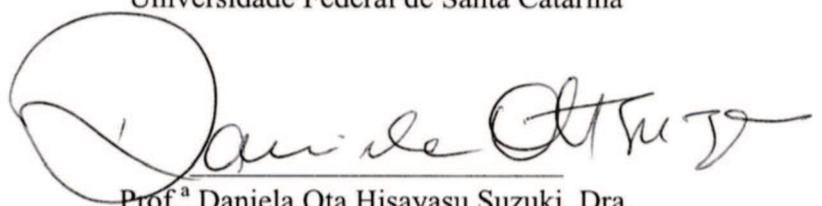
Este Trabalho Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica e aprovado em sua forma final pelo Curso de Engenharia Eletrônica.

Florianópolis, 27 de novembro de 2019.

  
Prof. Fernando Rangel de Souza, Dr.  
Coordenador do Curso

**Banca Examinadora:**

  
Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.  
Orientador  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof.ª Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Dra.  
Avaliadora  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Eng.º Leo Fabricio Pereira, MSc.  
Avaliador

EBSERH/HU - Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado à minha mãe e a todos os colegas e amigos que também me ajudaram nessa jornada.

## RESUMO

O dispositivo foi desenvolvido para estimar a vazão de um fluido utilizado em terapia de infusão intravenosa pelo método gravitacional. Ele utiliza como sensor um fototransistor que usa o método de interrupção da radiação infravermelha pela passagem das gotas na câmara de gotejamento de um equipo. O volume total do fluido no frasco é previamente selecionado e durante a passagem das gotas pode ser verificado visualmente o volume restante e a vazão. O valor do volume restante é transmitido por Bluetooth<sup>®</sup> até um outro módulo que recebe os dados, os processa e os envia por rede de internet para disponibilidade em um servidor. Os dados podem ser verificados em uma central, inclusive com alarmes para informar sobre a proximidade do final da terapia. O sistema proposto tende a facilitar a rotina diária de um hospital, diminuindo o trabalho dos profissionais e deslocando sua atenção para focos mais importantes no diagnóstico e terapêutica. O dispositivo pode ter seu algoritmo modificado para atender outras necessidades da área da saúde.

**Palavras-chave:** Conta-gotas. Vazão. Terapia intravenosa.

## **ABSTRACT**

The device was developed to estimate the flow of a fluid used in intravenous infusion therapy by the gravitational method. It uses as a sensor a phototransistor that uses the method of interrupting infrared radiation by the passage of drops in a drip chamber of a device. The total volume of fluid in the vial is pre-selected and during droplet passage the remaining volume and flow rate can be visually checked. The remaining volume value is transmitted via Bluetooth® to another module that receives the data, processes it and sends it over the internet for availability on a server. Data can be checked at a switch, including alarms to inform you about the end of therapy. The proposed system tends to facilitate the daily routine of a hospital, reducing the work of professionals and shifting their attention to more important focuses on diagnosis and therapy. The device may have its algorithm modified to meet other healthcare needs.

**Keywords:** Dropper. Flow rate. Intravenous therapy.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vazão por placa de orifício.....	17
Figura 2 – Medidor com disco nutante.....	18
Figura 3 – Medidor com palhetas.....	18
Figura 4 – Medidor com engrenagens ovais.....	19
Figura 5 – Medidor por turbina.....	19
Figura 6– Medidor por campo magnético.....	20
Figura 7– Medidor por campo magnético.....	20
Figura 8– Medidor ultrassônico.....	21
Figura 9– Medidor ultrassônico.....	21
Figura 10– Medidor por vórtex.....	22
Figura 11– Medidor por vórtex.....	22
Figura 12– Medidor por efeito Coriolis.....	23
Figura 13– Medidor por efeito Coriolis.....	23
Figura 14– Medidor por diferença de temperatura.....	24
Figura 15– Medidor por contagem de gotas.....	24
Figura 16– Sistema de fluidoterapia intravenoso.....	26
Figura 17– Equipo comercial em detalhes.....	27
Figura 18– Câmara de gotejamento e formador de gotas.....	27
Figura 19 – Medflux DL200 <sup>®</sup> .....	28
Figura 20 – Detalhe da patente do contador de gotas para infusoterapia.....	29
Figura 21 – BIPSORO-ELETRÔNICO <sup>®</sup> .....	29
Figura 22 – <i>Drop Counter</i> <sup>®</sup> .....	30
Figura 23 – <i>DripAssist</i> <sup>®</sup> .....	31
Figura 24 – <i>DripClip</i> <sup>®</sup> .....	31
Figura 25 – TEKIPITA <sup>®</sup> .....	32
Figura 26 – Detalhe da patente do <i>Drip Counter Apparatus</i> <sup>®</sup> .....	33
Figura 27 – Detalhe da patente do <i>Drop Counter</i> <sup>®</sup> .....	34
Figura 28 – <i>Indirect Piezoelectric Drop Counter and Method</i> .....	35
Figura 29 – Detalhe da patente que utiliza contagem por eletrodos.....	36
Figura 30 – Detalhe da patente do <i>Drip Chamber With Integrated Optics</i> .....	37

Figura 31 – Detalhe da patente do sistema que utiliza radiofrequência.....	38
Figura 32 – Detalhe da patente do sistema por mudança de capacitância.....	38
Figura 33– Sistema que utiliza processamento de imagem.....	39
Figura 34 – LED infravermelho.....	40
Figura 35 – Semicondutor versus comprimento de onda.....	41
Figura 36 – Fotodiodo.....	42
Figura 37 – Fototransistor.....	43
Figura 38 – Modelo de fototransistor envolvendo um fotodiodo.....	43
Figura 39 – Display de cristal líquido.....	45
Figura 40 – Display Oled.....	46
Figura 41 – Bluetooth® - potência e alcance.....	47
Figura 42 – Módulo HC-05.....	48
Figura 43 – Esquemático do sistema de contagem e transmissão.....	50
Figura 44 – Apresentação em Protoboard do sistema.....	50
Figura 45 – Detalhe do algoritmo para seleção do volume total.....	51
Figura 46 – Detalhe do algoritmo para contagem de gotas.....	52
Figura 47 – Detalhe do algoritmo das janelas do OLED.....	53
Figura 48 – Detalhe do algoritmo para seleção da janela.....	53
Figura 49 – Detalhe do algoritmo para separação de unidades.....	54
Figura 50 – Possíveis janelas exibidas pelo algoritmo.....	55
Figura 51 – Algoritmo para transmissão Bluetooth®.....	56
Figura 52 – Fluxograma da seleção do volume e da contagem.....	56
Figura 53 – Contador de gota - vista anterior.....	57
Figura 54 – Contador de gota - vista lateral.....	57
Figura 55 – Contador de gotas posicionado no equipo para testes.....	58
Figura 56 – Contador de gotas em um ambiente hospitalar.....	58
Figura 57 – Esquemático do concentrador de sinais.....	59
Figura 58 – Apresentação em Protoboard do receptor.....	59
Figura 59 – Recepção dos dados por Bluetooth®.....	60
Figura 60 – Definição do MAC e IP.....	60
Figura 61 – Acesso ao servidor pelo cliente.....	61
Figura 62 – Dados transmitidos pela rede.....	61
Figura 63 – Apresentação dos dados no navegador – Volume.....	61

Figura 64 – Apresentação dos dados no navegador – Alerta.....	62
Figura 65 – Estojo com o receptor.....	62
Figura 66 – ESC32, Pilha recarregável, Carregador, RTC.....	65
Figura 67 – Sistema para estimar a diurese.....	66

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EBSERH – Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares

HU – Hospital Universitário

ml – mililitros.

LED – diodo emissor de luz.

V – volts.

OLED – diodo emissor de luz orgânico

LCD – display de cristal líquido.

I<sup>2</sup>C – *inter-integrated circuit*.

SDA – *bus data signal*.

SLC – *bus clock signal*

RTC – *real time clock*

Ω – ohms

k – kilo

bps – bits por segundo

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
1.1	OBJETIVOS.....	16
1.1.1	Objetivo Geral.....	16
1.1.2	Objetivos Específicos.....	16
<b>2</b>	<b>DESENVOLVIMENTO.....</b>	<b>17</b>
2.1	ESTIMATIVA DO FLUXO DE UM FLUIDO .....	17
2.2	TERAPIA INTRAVENOSA.....	26
2.3	PRODUTOS E PATENTES.....	28
2.4	CONTADOR DE GOTAS .....	39
2.4.1	Diodo Emissor de Luz .....	40
2.4.2	Fotodiodo.....	41
2.4.3	Fototransistor.....	42
2.5	VISUALIZAÇÃO LOCAL .....	44
2.5.1	Display LCD.....	44
2.6.2	Display OLED.....	46
2.6	TRANSFERÊNCIA DAS INFORMAÇÕES .....	47
2.6.1	Bluetooth® .....	47
2.7	MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
2.7.1	O CONTADOR.....	49
2.7.2	O CONCENTRADOR DE SINAIS.....	59
2.8	CUSTOS.....	63
2.9	DISCUSSÃO .....	64
<b>3</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>67</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>68</b>
	<b>APÊNDICE A – Algoritmo do transmissor.....</b>	<b>73</b>
	<b>APÊNDICE B – Algoritmo do receptor.....</b>	<b>78</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Um dos atributos dos profissionais da área da saúde é lidar com enfermidades. Diagnóstico e prescrição de medicamentos por médicos, aplicação e cuidados por enfermeiros são rotinas diárias em um ambiente hospitalar. Por se tratar de vidas humanas erros não devem acontecer, pois podem ser potencialmente fatais.

A terapia com medicação intravenosa é mais perigosa, comparando-a com aquela realizada com fármacos orais. O acesso direto no sistema venoso do paciente favorece o efeito mais rápido do medicamento contudo, qualquer erro também pode expô-lo ao risco de óbito. Fármacos em doses erradas, tempo de infusão mais rápido ou mais lento que o prescrito, entrada no organismo de substâncias inadequadas, como ar em excesso, são exemplos de situações que devem ser evitadas.

Um dos fatores que aumentam a probabilidade de erros em ambientes hospitalares é a demanda de pacientes. Um número maior de enfermos aumentam as exigências com cuidados e atenção por parte dos profissionais da saúde devido a sobrecarga de trabalho. Muitas vezes o esquecimento ou o excesso de ações simultâneas podem prejudicar algum dos pacientes assistidos.

A Engenharia pode auxiliar esses profissionais no desempenho de suas tarefas. O desenvolvimento de equipamentos médicos hospitalares úteis, precisos e confiáveis, pode facilitar a rotina diária de um hospital, diminuindo o trabalho dos profissionais e deslocando sua atenção para focos específicos no diagnóstico e terapêutica.

As Engenharias Elétrica e Eletrônica possuem subsídios para projetar inúmeros equipamentos para diversas áreas da saúde. Esse desenvolvimento é claro para quem observa a evolução da tecnologia médica nas últimas décadas. Eletrocardiógrafos, eletroencefalógrafos, endoscópios, equipamentos de tomografia computadorizada e ressonância nuclear magnética, entre outros, apresentaram grande evolução nesse período, além de novos dispositivos antes sequer imaginados.

Contudo não só com grandes, poderosos e caros equipamentos trabalha a Medicina. Muitas vezes dispositivos simples e de menor custo podem ser de grande auxílio para os profissionais da saúde e para os pacientes. O custo desses produtos compensam seu benefício.

Projetos que favoreçam o tratamento dos pacientes e diminuam o risco de produzir novas enfermidades durante sua internação são sempre bem vindos.

Esse projeto visa desenvolver um dispositivo relativamente simples mas que propiciará grandes benefícios para os profissionais de saúde no trato de seus pacientes.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Desenvolver um sistema de gerenciamento para terapia de infusão intravenosa que utiliza o método gravitacional.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

Aprimorar o modo de estimativa do fluxo de um fluido para obter o volume que flui de um determinado reservatório e determinar o momento do seu completo esvaziamento.

Processar os dados obtidos, demonstrá-los localmente, e também transmiti-los para uma visualização remota.

## 2 DESENVOLVIMENTO

### 2.1 ESTIMATIVA DO FLUXO DE UM FLUIDO

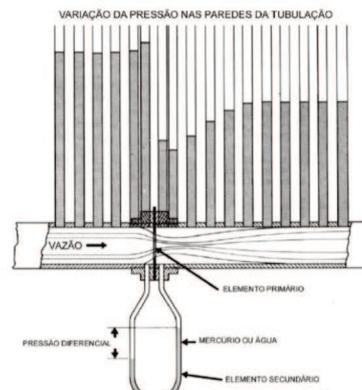
Como o foco principal desse trabalho é estimar o volume de um fluido que atravessa a seção transversal de um tubo, inicialmente vamos apresentar as principais formas de executá-lo.

Vazão é definida como sendo a quantidade volumétrica ou mássica de um fluido que passa através de uma seção de uma tubulação (ou canal) por unidade de tempo. Vazão volumétrica é a quantidade em volume de um fluido que atravessa a seção de uma tubulação em um intervalo de tempo, e mássica é a quantidade em massa de um fluido que atravessa a seção de uma tubulação em um intervalo de tempo<sup>1</sup>.

Para estimar o fluxo de um fluido utilizam-se diferentes maneiras e diversos princípios físicos. As características do líquido são importantes para determinar qual a melhor forma de medição<sup>2</sup>. Para fins de comparação apresentamos os principais métodos:

A estimativa de vazão por placa de orifício consiste basicamente na pressão diferencial tomada antes e após uma chapa metálica, perfurada de forma precisa e calculada, a qual é instalada perpendicularmente ao eixo da tubulação. Empregando-se a equação da continuidade e a equação de Bernoulli mede-se a vazão pelo tubo<sup>1</sup> (Figura 1).

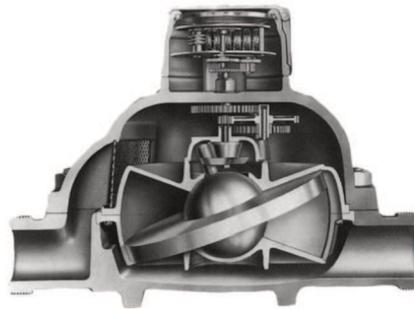
Figura 1 - Vazão por placa de orifício.



Fonte: PASETTI, Giovanni. Medição de Vazão<sup>1</sup>.

No medidor com disco nutante o fluido força o disco a adquirir um movimento de nutação que é transmitido para o conjunto de engrenagens ou acoplamento magnético de um indicador<sup>1</sup> (Figura 2).

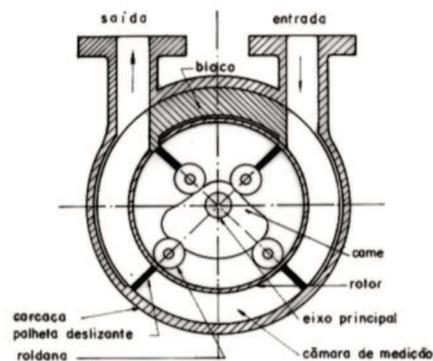
Figura 2 – Medidor com disco nutante.



Fonte: PASETTI, Giovanni. Medição de Vazão<sup>1</sup>.

O medidor por palhetas se assemelha a uma bomba hidráulica com um rotor excêntrico<sup>1</sup> (Figura 3).

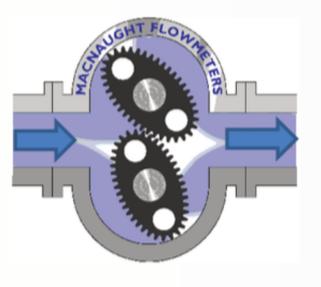
Figura 3 – Medidor com palhetas.



Fonte: PASETTI, Giovanni. Medição de Vazão<sup>1</sup>.

O medidor com engrenagens ovais é bastante robusto e exato devido ao mínimo atrito que provoca<sup>1</sup> (Figura 4).

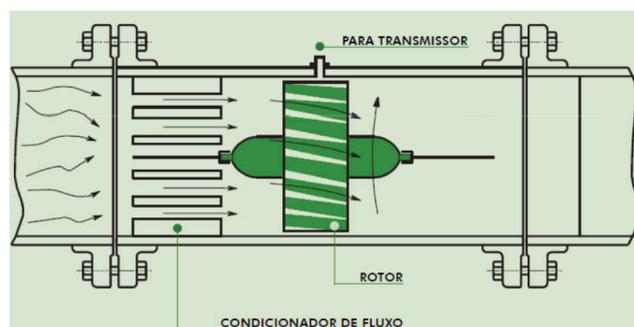
Figura 4 – Medidor com engrenagens ovais.



Fonte: PASETTI, Giovanni. Medição de Vazão<sup>1</sup>.

O medidor de vazão de turbina consiste basicamente em um rotor provido de palhetas, suspenso numa corrente de fluido com seu eixo de rotação paralelo a direção do fluxo<sup>1</sup>. É bastante dependente da viscosidade do fluido<sup>2</sup> (Figura 5).

Figura 5 – Medidor por turbina.

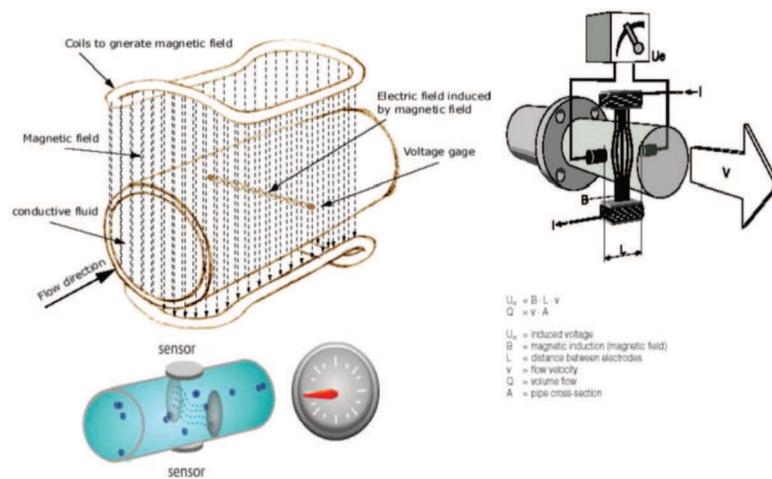


Fonte: SANTANA, Adrielle C. Instrumentos de Vazão<sup>2</sup>.

O medidor de vazão magnético tem seu princípio de medição baseado na lei de Faraday: “quando um condutor se move dentro de um campo magnético, é produzida uma força eletromotriz (f.e.m.) proporcional a sua velocidade.”<sup>1,2</sup>

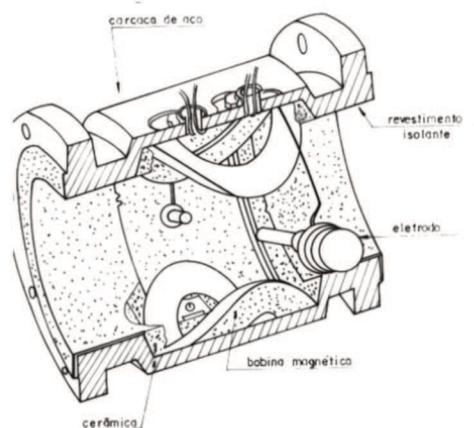
Uma bobina, percorrida por uma corrente, produz um campo magnético com densidade de fluxo magnético que é aplicado a uma seção de uma tubulação. A velocidade média do fluido que passa pela tubulação, quando medida por um par de eletrodos instalados perpendicularmente ao fluxo magnético, produzirá uma força eletromotriz induzida nestes eletrodos cuja amplitude é proporcional ao campo magnético, a distância entre os eletrodos e a velocidade do fluxo<sup>1,2</sup>. Só funciona para líquidos condutores<sup>3</sup> (Figuras 6 e 7).

Figura 6– Medidor por campo magnético.



Fonte: SANTANA, Adrielle C. Instrumentos de Vazão<sup>2</sup>.

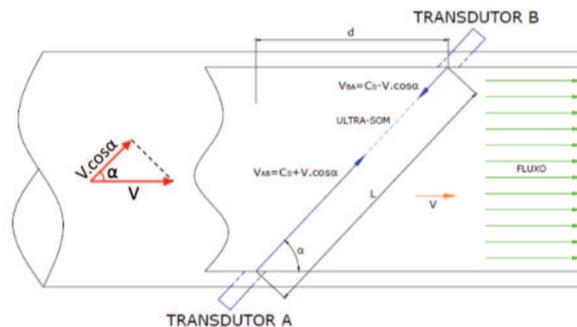
Figura 7– Medidor por campo magnético.



Fonte: PASETTI, Giovanni. Medição de Vazão<sup>1</sup>.

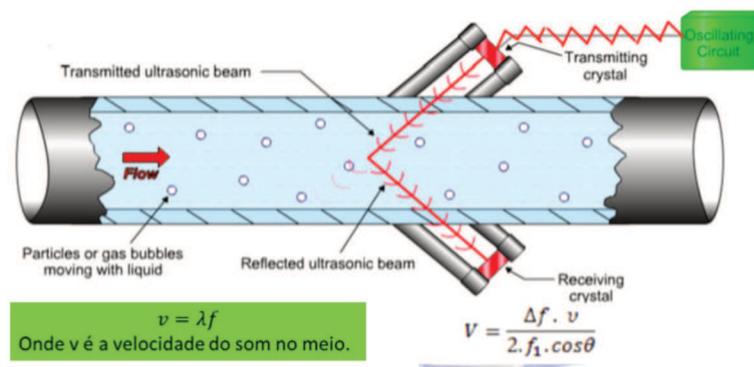
O medidor de vazão ultrassônico se fundamenta no princípio da propagação do som no líquido. Os pulsos sonoros são gerados, em geral, por um transdutor piezoelétrico que transforma um sinal elétrico em vibração, que é transmitido no líquido como um trem de pulsos. Analisa-se a diferença de tempo de percurso de um feixe ultrassônico inclinado em relação as linhas de velocidade do fluxo. Com a diferença de tempo de trânsito, na ida e na volta do feixe ultrassônico, determina-se a velocidade do fluido, da qual infere-se a vazão volumétrica<sup>1</sup> (Figura 8). Esse é o método de medição para fluidos relativamente limpos. Para fluidos com muitas partículas usa-se o medidor a efeito Doppler que é a aparente variação do som produzido pelo movimento relativo de um emissor e de um receptor de som<sup>2</sup> (Figura 9).

Figura 8– Medidor ultrassônico.



Fonte: PASETTI, Giovani. Medição de Vazão<sup>1</sup>.

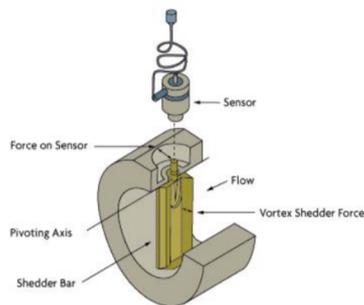
Figura 9– Medidor ultrassônico.



Fonte: SANTANA, Adrielle C. Instrumentos de Vazão<sup>2</sup>.

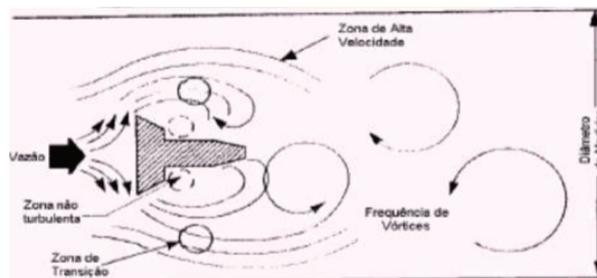
Nos medidores de vazão por vórtex, quando a velocidade da corrente for baixa, as linhas fluidas acompanham o formato do objeto, quando a velocidade aumentar as linhas não conseguirão acompanhar a forma do obstáculo, separando-se do seu contorno provocando o aparecimento de zonas com baixas pressões formando turbilhões ou vórtices. A frequência dos vórtices gerados são proporcionais a velocidade do fluido e por conseguinte a vazão<sup>1</sup> (Figuras 10-11).

Figura 10– Medidor por vórtex.



Fonte: PASETTI, Giovanni. Medição de Vazão<sup>1</sup>.

Figura 11– Medidor por vórtex.

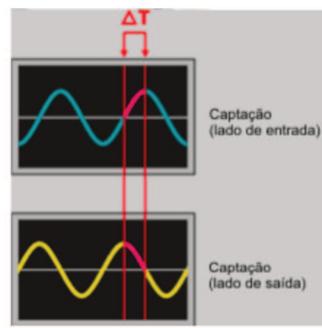


Fonte: SANTANA, Adrielle C. Instrumentos de Vazão<sup>2</sup>.

O medidor por efeito Coriolis parte do princípio que uma massa, deslocando-se com uma velocidade relativa em relação a um sistema de referência, por sua vez em movimento de rotação, é submetida a uma força designada como Força de Coriolis. O princípio pode ser

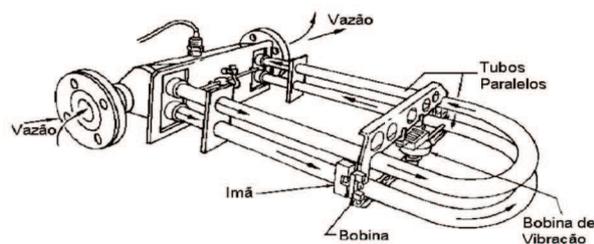
aplicado a um medidor, constituído por um tubo em forma de U submetido a um movimento oscilatório. Quando um fluido qualquer é introduzido no tubo em constante oscilação (gerado por uma bobina de vibração), o efeito da força de Coriolis se manifesta causando uma torção no tubo. A frequência com que ocorre esta torção é captada por meio de dois sensores magnéticos que geram um sinal senoidal. A diferença de fase entre estes dois sinais determina o tempo de escoamento. Em função do tempo, densidade, diâmetro e comprimento do tubo, obtém-se a vazão mássica<sup>1,2</sup> (Figuras 12-13).

Figura 12– Medidor por efeito Coriolis.



Fonte: SANTANA, Adrielle C. Instrumentos de Vazão<sup>2</sup>.

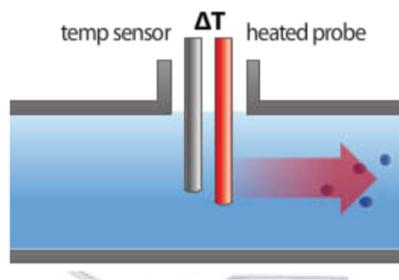
Figura 13– Medidor por efeito Coriolis.



Fonte: PASETTI, Giovanni. Medição de Vazão<sup>1</sup>.

Nos medidores de vazão por temperatura o fluido passa por um sensor de temperatura e um aquecedor com sensor de temperatura. Este último é mantido a uma temperatura diferencial (relativa a temperatura atual medida no primeiro sensor variando a corrente sobre ele. Quanto maior o fluxo passando sobre o sensor aquecido, maior é a corrente exigida para manter constante a diferença de temperatura. A corrente do sensor com aquecedor é proporcional ao fluxo do fluido<sup>2</sup> (Figura 14).

Figura 14– Medidor por diferença de temperatura.



Fonte: SANTANA, Adrielle C. Instrumentos de Vazão<sup>2</sup>.

A medição por contagem de gotas, apesar de não ter grande repercussão no setor industrial é amplamente utilizada na área da química e da saúde. Trata-se de um ponto de gotejamento onde conta-se o número de gotas formadas em um determinado tempo. Sabendo-se o volume de cada gota pode-se estimar o volume total que passou por uma seção transversal de um tubo por unidade de tempo.

Figura 15– Medidor por contagem de gotas.



Fonte: <https://alunosonline.uol.com.br/quimica/vidrarias-laboratorio.html>

Qual o medidor adequado para este projeto? Vejamos inicialmente as desvantagens dos tipos apresentados.

Os medidores por placa de orifício, por disco nutante, por palhetas, por engrenagens ovais, por turbina e por vórtex não são adequados por seus sensores entram em contato diretamente com o fluido e poderia haver alguma reação química dependendo da substância terapêutica utilizada.

O medidor por diferença de temperatura causa um aquecimento no fluido que poderia mudar as características dos fármacos.

Para o medidor por campo magnético é fundamental que o fluxo a ser medido seja condutor de eletricidade. A água destilada, apesar de não usual, é um produto que pode ser usado em fluidoterapia. Como a mesma não é capaz de conduzir eletricidade esse método também não é adequado no nosso caso.

Os medidores ultrassônicos por efeito Doppler necessita de um fluido com partículas para poder ser estimado e o com diferença de tempo de trânsito necessita de um fluido livre de partículas. Ambos esses tipos de fluidos podem ser usados portanto não teríamos como utilizá-los individualmente.

O medidor por efeito Coriolis não possui sensor em contato com o líquido e não sofre influência pelas características do fluido. É um dos mais adequados contudo tem uma construção mais elaborada e um razoável custo energético.

O medidor por contagem de gotas é muito utilizado na área da saúde. São utilizados em conjunto com componentes denominados equipos que possuem uma câmara de gotejamento para a formação das gotas. Apesar de usados e considerados precisos estudos demonstram que o volume de cada gota depende da qualidade do produto<sup>4</sup>.

Considerando os argumentos acima, optamos pelo uso do medidor por contagem de gotas por ser de fácil e barata construção, efetivo e o equipo ser um dispositivo amplamente utilizado para a realização de terapia intravenosa de fármacos

## 2.2 TERAPIA INTRAVENOSA

A terapia intravenosa consiste na aplicação de fármacos diretamente no sistema venoso do paciente, utilizando-se sistemas especiais para esse fim que podem ser dividido, de uma forma genérica, em três segmentos.

O primeiro segmento consiste em uma bolsa ou frasco onde está contido a solução. Existem alguns produtos comerciais como soro fisiológico, soro glicosado, ringer simples, ringer com lactato entre outros. Esses fluidos podem ser utilizados isoladamente ou serem misturados com outros fármacos, conforme a necessidade do paciente. Podem-se encontrar essas bolsas em diferentes volumes, usualmente com 50, 100, 150, 200, 250, 500 e 1000 ml. Esses produtos são injetados no sistema venoso do paciente por meio de uma agulha. O material da agulha pode ser o aço cirúrgico ou o plástico. São referenciadas como Scalp<sup>®</sup>, Butterfly<sup>®</sup>, acesso venoso, etc. Sua função é direcionar o fluido para o interior da veia do paciente e corresponde ao terceiro segmento do sistema.

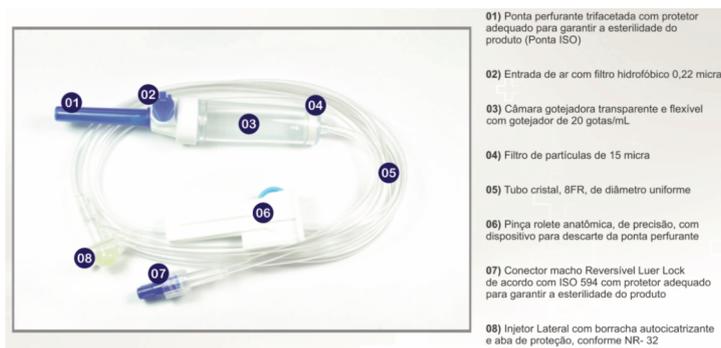
O segundo segmento, expressivo para nosso estudo, comunica o fluido da bolsa com o acesso venoso. É referenciado como equipo e possui cinco componentes. Os componentes proximal e distal são utilizados para fixar o equipo no frasco e no acesso venoso respectivamente. A parte de maior extensão é um tubo cilíndrico de material flexível que serve como guia do fluido. Acoplado a esse tem-se o componente utilizado para controlar o volume de infusão, um tipo de registro. Entre o fixador proximal e o tubo cilíndrico tem-se a câmara de gotejamento, componente importante para esse projeto (Figura 16).

Figura 16– Sistema de fluidoterapia intravenoso.



A câmara de gotejamento consiste em um tubo cilíndrico transparente de aproximadamente 1,5 cm de diâmetro e 5 cm de comprimento. Na extremidade proximal tem-se um sistema de formação de gotas que por gravidade são direcionadas para a extremidade distal, passando verticalmente no interior do tubo. Esse sistema tem a propriedade de formar gotas com volume relativamente constante. Existem sistemas denominados de macrogotas que formam gotas com 0,05 ml e de microgotas com 0,017ml por gota, considerando equipos de boa qualidade<sup>4</sup>. A escolha do tipo de equipo dependerá da precisão que se deseja e ao tipo de paciente (Figuras 17-18).

Figura 17– Equipo comercial em detalhes.



Fonte:<http://www.mphospitalar.com.br/files/MP%20Catálogo%20Equipos%20Infusão%202018.pdf>

Figura 18– Câmara de gotejamento e formador de gotas.



Fonte:<http://www.mphospitalar.com.br/files/MP%20Catálogo%20Equipos%20Infusão%202018.pdf>

Devido a certa regularidade no volume de cada gota é possível utilizar um contador de gotas para estimar o volume que passa pela câmara, e assim o total desse injetado no paciente em um determinado tempo. Tal método já é amplamente utilizado com diferentes produtos desenvolvidos.

## 2.3 PRODUTOS E PATENTES

Avaliou-se os produtos comerciais disponíveis no mercado nacional e internacional além das patentes nesses mesmos ambientes para melhor direcionar nosso projeto.

Como produto, no mercado nacional encontramos o MEDFLUX DL200<sup>®</sup> (Figura 19) desenvolvido pela DeltaLife<sup>®</sup><sup>5</sup>. Trata-se de um “equipamento que auxilia o profissional da saúde na regulagem da vazão do medicamento na infusoterapia”. E o BIPSORO-ELETRÔNICO<sup>®</sup><sup>7</sup> comercializado pela TMED<sup>®</sup> que além da contagem de gotas faz o monitoramento da infusão e integração com outros equipamentos comercializados pela própria empresa (Figura 21). Como patente encontramos o “CONTADOR DE GOTAS PARA REGULAGEM DE FLUXO DE INFUSÃO” (Figura 20), que se refere ao produto MEDFLUX DL200<sup>®</sup><sup>6</sup>.

Figura 19 – Medflux DL200<sup>®</sup>.



**DL200 - Mediflux**

Avisar um Amigo  
Dê Sua Opinião Sobre o Produto

Disponível: Em estoque

**R\$250,00**

Qtde:  [Comprar](#) OU [Comparar Produto](#)

**Resumo**

**Sobre o equipamento:**

- Auxilia o profissional na regulagem da vazão do medicamento na infusoterapia aplicada, diminuindo o tempo e aumentando a precisão, expressando a correta vazão do medicamento em gotas por minuto ou ml por hora;
- Reduz o desperdício de medicamentos;
- Melhora significativa no tratamento;
- Aumenta a segurança, reduz complicações causadas por super ou sub dosagem;
- Reduz o tempo de procedimento no ajuste da vazão;
- Adequado para a maioria de equipos no mercado, tanto micro quanto macrogotas;
- ANVISA: 354990401-266-000005-1-5

Fonte: DeltaLife<sup>®</sup><sup>5</sup>.

Figura 20 – Detalhe da patente do contador de gotas para infusoterapia.

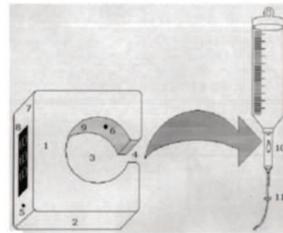


(54) Título: **CONTADOR DE GOTAS PARA REGULAGEM DE FLUXO DE INFUSÃO**

(71) Depositante(s): Sebastião Wagner Arêdes (BR/SP)

(72) Inventor(es): Sebastião Wagner Arêdes

(57) Resumo: CONTADOR DE GOTAS PARA REGULAGEM DE FLUXO DE INFUSÃO. Pedido de patente na área de eletrônica para um Contador de Gotas para Regulagem de Fluxo de Infusão. É uma opção para os sistemas simples de infusão, pois, o operador (profissional da área da saúde) pode monitorar o fluxo em uma infusão, pois, o presente invento, através de um visor, passa ao operador quantas gotas por minuto estão sendo infundidas no paciente. O Contador de Gotas para Regulagem de Fluxo de Infusão possui forma quadrada. Possui na parte traseira um corte (4), formando uma entrada que dá para o centro, com um vão de forma arredondada (3), onde será embutido a câmara de gotejamento (10). Após ligado através do botão Liga / Desliga (5) e encaixado na câmara de gotejamento (10) do equipo, um sensor (6), localizado na parede central (8), capta a distância entre uma gota e outra, faz o cálculo gotas / minuto, mostrando, em seguida, através do visor (8) localizado na parte frontal (7), o número exato de gotas por minuto. Assim, verificando os dados, o usuário poderá aumentar ou diminuir a quantidade de fluxo por minuto, conforme solicitado pelo medicamento, para isto, ele deverá, através do corta fluxo (11) do equipo, aumentar ou diminuir a vazão do líquido. É um equipamento prático, preciso, de fácil manuseio e não é descartável.



Fonte: Instituto Nacional de Propriedade Industrial<sup>6</sup>.

Figura 21 – BIPSORO-ELETRÔNICO<sup>®</sup>.

Fonte: TMED<sup>®7</sup>.

No mercado americano encontramos o “*DROP COUNTER*”<sup>®</sup> (Figura 22), desenvolvido pela SERNIS<sup>®8</sup>, que além de mostrar o volume infundido oferece alarmes para alterações no fluxo, obstrução da via, etc.

Figura 22 – *Drop Counter*<sup>®</sup>.



Fonte: SERNIS<sup>®8</sup>.

Outro dispositivo é o “*DRIPASSIST*”<sup>®</sup> (Figura 23), desenvolvido pela SHIFT LABS<sup>®9,10</sup>, cujas características são semelhantes ao “*DROP COUNTER*”<sup>®</sup>. O mesmo laboratório desenvolveu produto semelhante, o *DripClip*<sup>®</sup> (Figura 24) com outro *design*<sup>11</sup>.

Figura 23 – *DripAssist*®.



## DRIPASSIST

**000A2773 – DRIPASSIST**



Hallowell EMC in collaboration with Shift Labs is excited to announce the addition of the DRIPASSIST to our product line. DRIPASSIST is a very simple, intuitive device that counts and times the drips running through the drip chamber on an IV bag. The information collected, is at your selection, displayed as ml/hr, drops/min, or ml from the start.

Select the drip factor matching your drip set, 10, 15, 20 or 60 drops/ml, slide the DRIPASSIST onto the drip chamber, and observe a quantitative measurement of the drip rate that was manually set. Use the alarm button to alert you when the infusion rate changes significantly, an occlusion, kinked line or an empty bag. Using this device reduces the possibility of human error.

Without an infusion pump, monitoring IV fluids and getting a documentable measurement is a time-consuming and difficult task. This problem is now easily remedied with the acquisition of DRIPASSIST.

DRIPASSIST is useful for many tasks:

- Transfusion medicine, in lieu of recent publications that indicate pumps damage the cells, decreasing the value of the transfusion.
- Busy surgery and referral services to substitute for broken IV pumps.
- Document gravity drip deliveries.
- Small day practices that want to start or do more fluid therapy.
- Administer known volumes from partially used bags, eliminating waste.



The DRIPASSIST simplifies IV fluid administration for veterinarians. Get precision measurement and monitoring without the complexity of expensive infusion pumps.



A digital eye to tirelessly watch.

Eliminate human error from gravity IV infusion. No more watching and counting drops to ensure accurate and consistent care.

**DRIPASSIST does NOT CONTROL the rate of flow.**

Fonte: Shift Labs<sup>9</sup>

Figura 24 – *DripClip*®.



Fonte: Shift Labs<sup>11</sup>.

O mercado asiático oferece o "TEKIPITA"<sup>®</sup> (Figura 25) também com as mesmas características acima mencionadas<sup>12</sup>.

Figura 25 – TEKIPITA<sup>®</sup>.



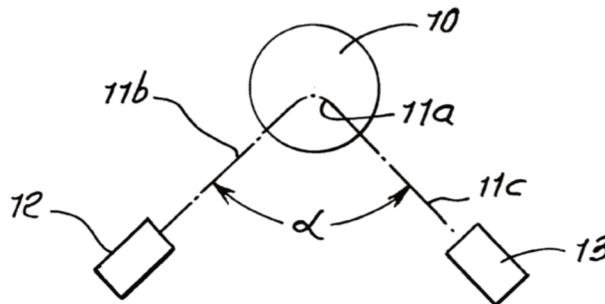
Fonte: G-Mark<sup>12</sup>.

Em relação as patentes registradas nos Estados Unidos da América que utilizam diferentes técnicas para a contagem de gotas podemos citar:

O *DRIP COUNTER APPARATUS*<sup>®</sup> (Figura 26) que utiliza refração de radiação eletromagnética para realizar a contagem<sup>13</sup>.

Figura 26 - Detalhe da patente do *DRIP COUNTER APPARATUS*<sup>®</sup>.

		 US005982289A	
<b>United States Patent</b> [19]		[11] <b>Patent Number:</b>	<b>5,982,289</b>
<b>Kingsley et al.</b>		[45] <b>Date of Patent:</b>	<b>Nov. 9, 1999</b>
[54] <b>DRIP COUNTER APPARATUS</b>		4,635,281 1/1987 Jones .....	377/21
[75] Inventors: <b>Robert B. Kingsley; Nathaniel E. Durnan</b> , both of Yakima, Wash.		4,673,820 6/1987 Kamen .....	250/573
		4,680,977 7/1987 Conero et al. ....	73/861.41
		4,718,896 1/1988 Arndt et al. ....	604/253
		4,829,448 5/1989 Balding et al. ....	702/33
[73] Assignee: <b>Dowty Aerospace Yakima</b> , Yakima, Wash.		5,186,057 2/1993 Everhart .....	73/861.41
		5,411,052 5/1995 Murray .....	137/392
		5,703,568 12/1997 Hegyi .....	340/602
[21] Appl. No.: <b>09/160,966</b>		<i>Primary Examiner</i> —Jeffery A. Hofsass	
[22] Filed: <b>Sep. 25, 1998</b>		<i>Assistant Examiner</i> —Van T. Trieu	
		<i>Attorney, Agent, or Firm</i> —William W. Haefliger	
[51] <b>Int. Cl.</b> <sup>6</sup> .....	<b>G08B 21/00</b>	[57] <b>ABSTRACT</b>	
[52] <b>U.S. Cl.</b> .....	<b>340/609; 340/602; 340/606; 604/253</b>	In apparatus for counting a succession of falling liquid drops having teardrop shape, with a downwardly convex down side, the combination that includes a beam provider for providing a beam of electromagnetic radiation to sidewardly pass into the drop at its convex lower side, to be refracted within the drop to pass out of the drop at its convex lower side, and a beam detector located to detect the refracted beam that has passed sidewardly out of the drop at its convex lower side.	
[58] <b>Field of Search</b> .....	<b>340/602, 606, 340/609; 73/861.41; 250/574, 575, 577; 604/253</b>		
[56] <b>References Cited</b>			
	<b>U.S. PATENT DOCUMENTS</b>		
	3,596,515 8/1971 Cramer .....	73/861.41	
	3,994,423 11/1976 Burg .....	222/420	
	4,533,350 8/1985 Danby et al. ....	604/253	
			<b>11 Claims, 3 Drawing Sheets</b>

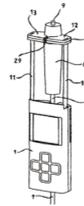


Fonte: *United States Patent and Trademark Office*<sup>13</sup>.

O dispositivo "*DROP COUNTER*<sup>®</sup>" (Figura 27), além de contar o número de gotas possui um sistema que permite regular automaticamente o gotejamento para manter a uniformidade do fluxo<sup>14</sup>.

Figura 27 - Detalhe da patente do *DROP COUNTER*<sup>®</sup>.

<p>(12) <b>United States Patent</b> <b>Mernoe et al.</b></p> <p>(54) <b>DROP COUNTER</b></p> <p>(75) Inventors: <b>Morten Mernoe</b>, Charlottenlund (DK); <b>Morten Thing</b>, Copenhagen K (DK)</p> <p>(73) Assignee: <b>T3M</b>, Charlottelund (DK)</p> <p>(* ) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 144 days.</p> <p>(21) Appl. No.: <b>12/396,159</b></p> <p>(22) Filed: <b>Mar. 2, 2009</b></p> <p>(65) <b>Prior Publication Data</b> US 2009/0227939 A1 Sep. 10, 2009</p> <p><b>Related U.S. Application Data</b></p> <p>(60) Provisional application No. 61/034,287, filed on Mar. 6, 2008.</p> <p>(51) <b>Int. Cl.</b> <i>A61M 5/14</i> (2006.01)</p> <p>(52) <b>U.S. Cl.</b> ..... <b>604/253; 604/65</b></p> <p>(58) <b>Field of Classification Search</b> ..... 604/65-67, 604/253; 356/442 See application file for complete search history.</p> <p>(56) <b>References Cited</b></p> <p style="text-align: center;">U.S. PATENT DOCUMENTS</p> <p>4,038,982 A 8/1977 Burke et al. 4,346,606 A 8/1982 Cannon et al. 4,496,351 A 1/1985 Hillel et al. 4,507,112 A 3/1985 Hillel et al. 4,525,163 A 6/1985 Slavik et al. 4,583,975 A 4/1986 Pekkarinen et al. 4,623,331 A * 11/1986 Cewers et al. .... 604/65</p>	<p>(10) <b>Patent No.:</b> <b>US 7,918,834 B2</b></p> <p>(45) <b>Date of Patent:</b> <b>Apr. 5, 2011</b></p> <p>4,634,426 A 1/1987 Kamen 4,775,368 A 10/1988 Iwaischenko 5,045,069 A 9/1991 Imparato 5,152,424 A * 10/1992 Weinreb et al. .... 222/1 5,166,667 A 11/1992 Jen 5,186,057 A * 2/1993 Everhart ..... 73/861.41 (Continued)</p> <p style="text-align: center;">FOREIGN PATENT DOCUMENTS</p> <p>EP 0 321 996 6/1989 (Continued)</p> <p style="text-align: center;">OTHER PUBLICATIONS</p> <p>International Search Report for corresponding International Application PCT/EP2009/052478 mailed Jun. 5, 2009.</p> <p><i>Primary Examiner</i> — Nicholas D Lucchesi <i>Assistant Examiner</i> — Gerald Landry, II (74) <i>Attorney, Agent, or Firm</i> — Merchant &amp; Gould P.C.</p> <p>(57) <b>ABSTRACT</b></p> <p>A liquid flow control system for use with infusion sets of the type comprising a liquid supply, a drip chamber 8 downstream of the liquid supply for forming liquid drops and a flexible tube 7 connecting the drip chamber with an injection needle, the system comprising a drop sensor 4 adapted for being arranged adjacent the drip chamber for sensing the passage of drops through the drip chamber, a valve 19 adapted for controlling the flow of the liquid through the tube, valve activating means for activating the valve, electrical circuits for registering the rate of drop formation and controlling the valve activating means, and a battery for powering the drop sensor, the electrical circuits and the valve activating means, the drop sensor, the valve, the valve activating means, the electrical circuits and the battery being mounted on or in a common housing having housing attachment means for releasably attaching the housing to the flexible tube.</p> <p style="text-align: right;"><b>21 Claims, 5 Drawing Sheets</b></p>
--	--

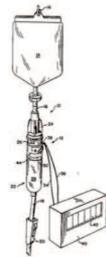


Fonte: *United States Patent and Trademark Office*<sup>14</sup>.

O *INDIRECT PIEZOELECTRIC DROP COUNTER AND METHOD*<sup>®</sup> (Figura 28), utiliza o som produzido pela queda da gota na superfície do fluido para realizar a contagem<sup>15</sup>.

Figura 28 - Detalhe da patente do *INDIRECT PIEZOELECTRIC DROP COUNTER AND METHOD*<sup>®</sup>.

<b>United States Patent</b> [19]		[11] <b>Patent Number:</b> <b>4,583,975</b>
Pekkarinen et al.		[45] <b>Date of Patent:</b> <b>Apr. 22, 1986</b>
[54] <b>INDIRECT PIEZOELECTRIC DROP COUNTER AND METHOD</b>		4,181,130 1/1980 Bailey . 4,282,532 8/1981 Markham . 4,286,590 9/1981 Murase . 4,296,417 10/1981 Markham et al. . 4,314,484 2/1982 Bowman . 4,346,606 8/1982 Cannon et al. . 4,383,252 5/1983 Purcell et al. . . . . . 128/DIG. 13 X 4,401,909 8/1983 Gorsek . . . . . 310/323 4,419,598 12/1983 Spitz et al. . . . . . 310/311 4,419,599 12/1983 Micheron . . . . . 310/311
[75] <b>Inventors:</b> Michael O. Pekkarinen, Lincolnshire; Ludwig Wolf, Jr., Crystal Lake; Walker Woodworth, Palatine, all of Ill.		
[73] <b>Assignee:</b> Baxter Travenol Laboratories, Inc., Deerfield, Ill.		
[21] <b>Appl. No.:</b> 717,487		<b>FOREIGN PATENT DOCUMENTS</b>
[22] <b>Filed:</b> Mar. 29, 1985		18817 11/1980 European Pat. Off. . . . . 604/253
	<b>Related U.S. Application Data</b>	<b>OTHER PUBLICATIONS</b>
[63] Continuation of Ser. No. 565,068, Dec. 23, 1983, abandoned.		"Piezoelectric Transducers", on or before 6/24/83, p. 124. "Machine Design", on or before 4/10/83, p. 46. "Kynar Piezofilm", on or before 4/10/83.
[51] <b>Int. Cl.</b> <sup>4</sup> . . . . . A61M 5/16		<i>Primary Examiner</i> —Edward M. Coven
[52] <b>U.S. Cl.</b> . . . . . 604/253; 310/311; 128/DIG. 13		<i>Attorney, Agent, or Firm</i> —Paul C. Flattery; Robert A. Benziger; Kay H. Pierce
[58] <b>Field of Search</b> . . . . . 604/50, 65, 66, 67, 604/245, 251, 253; 310/311, 313 R, 334, 336, 323; 73/861.41; 128/DIG. 12, DIG. 13		[57] <b>ABSTRACT</b>
[56] <b>References Cited</b>		The present invention provides an accurate method and apparatus for monitoring the drop flow rate from a fluid source. The drops are indirectly sensed by piezoelectric means mounted on a drip chamber when the drops impinge on a fluid surface in the chamber. The chamber can include a second differential piezoelectric sensing element, which provides a noise reference signal which can be subtracted from the drop sensing signal. The volume of the fluid drops sensed can be determined. The sensing element can be incorporated in open and closed loop disposable chamber modules which can include both monitoring and occlusion valving functions integral therewith.
<b>U.S. PATENT DOCUMENTS</b>		<b>3 Claims, 7 Drawing Figures</b>
3,500,366 3/1970 Chesney et al. . . . . 128/DIG. 13 X 3,557,616 1/1971 Landon, Jr. et al. . 3,563,090 2/1971 Deltour . 3,596,515 8/1971 Cramer . 3,611,341 10/1971 Craig et al. . . . . . 310/311 X 3,881,353 5/1975 Fathauer . 3,898,983 8/1975 Elam . . . . . 128/DIG. 13 X 3,990,443 11/1976 Fletcher . . . . . 128/DIG. 13 X 4,018,262 4/1977 Ubaud . 4,037,598 7/1977 Georgi . 4,073,193 2/1978 Mastandrea . 4,105,028 8/1978 Sadlier et al. . . . . 128/DIG. 13 X 4,131,815 12/1978 Bontright . . . . . 310/323 4,137,940 2/1979 Faisandier .		

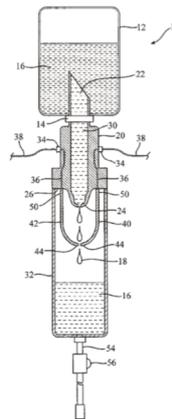


Fonte: *United States Patent and Trademark Office*<sup>15</sup>.

Um sistema utiliza o contato da gota entre dois eletrodos para fechar o circuito de contagem (Figura 29)<sup>16</sup>.

Figura 29 – Detalhe da patente que utiliza contagem por eletrodos.

<p>(12) <b>United States Patent</b> <b>Davis et al.</b></p>	<p>(10) <b>Patent No.:</b> <b>US 8,038,657 B2</b> (45) <b>Date of Patent:</b> <b>Oct. 18, 2011</b></p>
<p>(54) <b>SYSTEMS AND METHODS FOR PROVIDING AN IV ADMINISTRATION SET INCORPORATING DRIP MONITORING CIRCUITRY</b></p>	
<p>(75) Inventors: <b>Bryan G. Davis</b>, Sandy, UT (US); <b>Austin Jason McKinnon</b>, Herriman, UT (US)</p> <p>(73) Assignee: <b>Becton, Dickinson and Company</b>, Franklin Lakes, NJ (US)</p> <p>(* ) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 83 days.</p> <p>(21) Appl. No.: <b>12/503,678</b></p> <p>(22) Filed: <b>Jul. 15, 2009</b></p> <p>(65) <b>Prior Publication Data</b> US 2011/0015583 A1 Jan. 20, 2011</p> <p>(51) <b>Int. Cl.</b> <b>A61M 5/14</b> (2006.01)</p> <p>(52) <b>U.S. Cl.</b> ..... <b>604/253</b></p>	<p>(58) <b>Field of Classification Search</b> ..... 604/251, 604/253, 255 See application file for complete search history.</p> <p>(56) <b>References Cited</b> <b>U.S. PATENT DOCUMENTS</b> 4,583,975 A * 4/1986 Pekkarinen et al. .... 604/253 * cited by examiner <i>Primary Examiner</i> — Theodore Stigell <i>Assistant Examiner</i> — Deanna K Hall (74) <i>Attorney, Agent, or Firm</i> — Mony R. Ghose; Kirton &amp; McConkie</p> <p>(57) <b>ABSTRACT</b> A circuitry for counting drips and monitoring a rate of infusion is incorporated into an IV administration set. The circuitry includes a pair of leads that are positioned in the pathway of fluid droplets, such that each droplet simultaneously contacts both leads. As such, the leads act as a virtual switch that is closed by the presence of a droplet. This event is then displayed on a drip signaling device to aid a user in adjusting the infusion rate of the IV administration set.</p> <p><b>20 Claims, 15 Drawing Sheets</b></p>

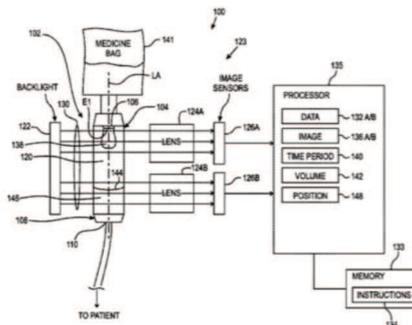


Fonte: *United States Patent and Trademark Office*<sup>16</sup>.

O *DRIP CHAMBER WITH INTEGRATED OPTICS*<sup>®</sup> (Figura 30), utiliza um sistema de reconhecimento óptico das gotas para o processo de totalização<sup>17</sup>.

Figura 30 - Detalhe da patente do *DRIP CHAMBER WITH INTEGRATED OPTICS*<sup>®</sup>.

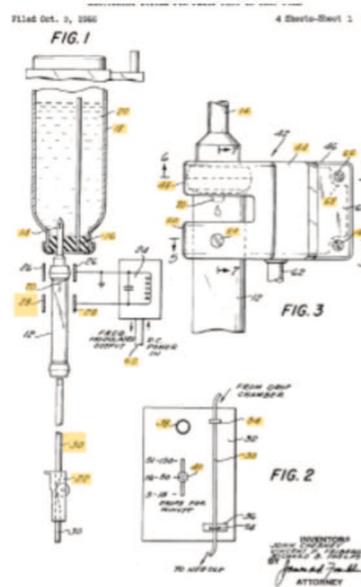
(12) <b>United States Patent</b>		(10) <b>Patent No.:</b> <b>US 9,234,850 B2</b>
Hammond et al.		(45) <b>Date of Patent:</b> <b>Jan. 12, 2016</b>
<hr/>		
(54) <b>DRIP CHAMBER WITH INTEGRATED OPTICS</b>	(56) <b>References Cited</b>	
(71) Applicants: <b>Baxter Healthcare SA</b> , Glattpark (CH); <b>Baxter International Inc.</b> , Deerfield, IL (US)	U.S. PATENT DOCUMENTS	
(72) Inventors: <b>Peter Hammond</b> , Rochester, NY (US); <b>James F. Munro</b> , Ontario, NY (US); <b>Luke Postema</b> , Webster, NY (US); <b>Tuan Bol</b> , Buffalo, NY (US)	4,321,461 A 3/1982 Walter, Jr. et al. 4,328,801 A 5/1982 Marx et al. 4,504,263 A 3/1985 Steiner et al. 4,525,163 A 6/1985 Slavik et al. 4,583,975 A 4/1986 Pekkarinen et al. 4,634,426 A 1/1987 Kamen 4,635,281 A 1/1987 Jones 4,680,977 A * 7/1987 Conero G01F 13/00 356/338	
(73) Assignees: <b>Baxter International Inc.</b> , Deerfield, IL (US); <b>Baxter Healthcare S.A.</b> , Glattpark (Opfikon) (CH)	4,820,281 A 4/1989 Lawler, Jr. 4,909,786 A 3/1990 Gijssels et al. 4,936,828 A 6/1990 Chiang 5,045,069 A * 9/1991 Imparato A61M 5/1689 128/DIG. 13 5,057,090 A 10/1991 Bessman A61M 5/1689 5,267,980 A * 12/1993 Dorr, Jr. 128/DIG. 13 5,411,052 A * 5/1995 Murray A61M 5/1689 137/392 5,415,641 A 5/1995 Yalikaya et al. 5,562,615 A 10/1996 Nassif A61M 5/1411 5,843,045 A * 12/1998 DuPont 604/251	
(*) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 216 days.	5,899,665 A 5/1999 Makino et al. 6,049,381 A 4/2000 Reintjes et al. (Continued)	
(21) Appl. No.: <b>13/829,182</b>	FOREIGN PATENT DOCUMENTS	
(22) Filed: <b>Mar. 14, 2013</b>	WO WO0240084 5/2002 WO WO2009039203 3/2009	
(65) <b>Prior Publication Data</b>	Primary Examiner — Joseph Ustari Assistant Examiner — Talha Nawaz (74) Attorney, Agent, or Firm — Greer, Burns & Crain, Ltd.	
US 2014/0267709 A1 Sep. 18, 2014	(57) <b>ABSTRACT</b>	
(51) Int. Cl.	A drip chamber for an infusion tube, including: a first end arranged to receive a drip tube; a second end including an exit port; at least one wall connecting the first and second ends; a space enclosed by the first and second ends and the at least one wall; and at least one lens integral to the at least one wall or directly fixed to the at least one wall.	
<i>H04N 7/18</i> (2006.01)	<b>16 Claims, 6 Drawing Sheets</b>	
<i>A61M 5/14</i> (2006.01)		
<i>G01N 21/85</i> (2006.01)		
<i>A61M 5/168</i> (2006.01)		
(52) U.S. CL		
CPC ..... <i>G01N 21/85</i> (2013.01); <i>A61M 5/1411</i> (2013.01); <i>A61M 5/1689</i> (2013.01); <i>Y10T 137/0402</i> (2015.04); <i>Y10T 137/5762</i> (2015.04)		
(58) <b>Field of Classification Search</b>		
None		
See application file for complete search history.		



Fonte: *United States Patent and Trademark Office*<sup>17</sup>.

Um sistema utiliza como sensor um oscilador de radio frequência para contar a passagem das gotas (Figura 31)<sup>18</sup>.

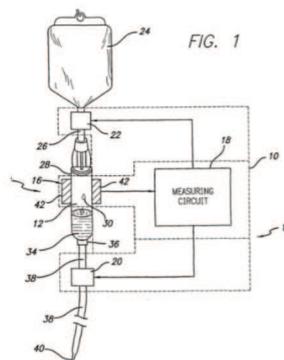
Figura 31 - Detalhe da patente do sistema que utiliza radio frequência.



Fonte: *United States Patent and Trademark Office*<sup>18</sup>.

Encontrou-se também um sistema que utiliza a variação da capacitância para fazer a contagem (Figura 32)<sup>19</sup>.

Figura 32 - Detalhe da patente do sistema que utiliza a mudança da capacitância.



Fonte: *United States Patent and Trademark Office*<sup>19</sup>.

Em um artigo os autores utilizaram um processador de imagem para realizar a contagem (Figura 33)<sup>20</sup>.

Figura 33 - Sistema que utiliza processamento de imagem.



Fonte: *International Journal of Conceptions on Computing and Information Technology*<sup>20</sup>.

Dos sistemas demonstrados o mais utilizado é aquele que usa emissor e receptor de radiação infravermelha, inclusive em bombas de infusão contínua. O número de emissores e receptores utilizados no sistema depende da precisão que se deseja alcançar. Optou-se por utilizar um emissor de infravermelho e um fototransistor por serem efetivos e com custo adequados e compatíveis com um futuro produto comercial.

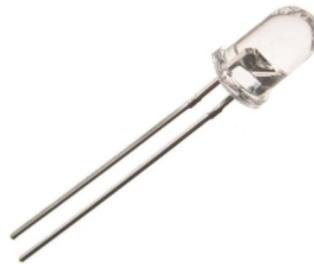
## 2.4 CONTADOR DE GOTAS

O princípio de funcionamento do contador de gotas é a interrupção de um feixe de luz devido a passagem dessas gotas. Pode-se utilizar um feixe de luz visível mas usualmente utiliza-se a radiação infravermelha que pode ser obtida eletronicamente por meio de LEDs. Essa radiação é percebida por fotodiodos ou fototransistores.

### 2.4.1 Diodo Emissor de Luz

O LED é um diodo semicondutor que emite luz visível quando energizado. Em uma junção P-N polarizada diretamente ocorrem recombinações de lacunas e elétrons e a energia possuída por esses é liberada na forma de fótons de luz. A luz emitida não é monocromática, mas a banda colorida é relativamente estreita. A cor, portanto, depende do cristal e da impureza de dopagem com que o componente é fabricado. Como a recombinação ocorre mais facilmente no nível de energia mais próximo da banda de condução, pode-se escolher adequadamente as impurezas para a emissão da cor de luz desejada (comprimento de onda específico). Em geral, eles operam com nível de tensão de 1,6 a 3,3 V. A tensão é dependente do comprimento da onda emitida, quanto menor esse maior a tensão. A potência necessária está na faixa típica de 10 a 150 miliwatts<sup>21</sup>. A luz emitida é proporcional ao número de recombinações que ocorre as quais são proporcionais à corrente direta no diodo<sup>22</sup> (Figura 34).

Figura 34 - LED infravermelho



Fonte: <https://www.filipeflop.com/produto/led-emissor-infravermelho-ir-5mm/>

O LED que utiliza o arsenieto de gálio e alumínio emite radiações infravermelhas. Eles possuem um comprimento de onda de 880 nanometro e geralmente funcionam com menos de 1,5 V (Figura 35).

Figura 35 - Semicondutor versus comprimento de onda.

Semicondutor	Cor da luz	Comprimento de onda
Arsenieto de gálio e alumínio	Infravermelha	880 nm
Arsenieto de gálio e alumínio	Vermelha	645 nm
Fosfato de alumínio, índio e gálio	Amarela	595 nm
Fosfato de gálio	Verde	565 nm
Nitreto de gálio	Azul	430 nm

Cores associadas a alguns semicondutores usados atualmente. 5

Fonte: [https://pt.wikipedia.org/wiki/Diodo\\_emissor\\_de\\_luz](https://pt.wikipedia.org/wiki/Diodo_emissor_de_luz).

#### 2.4.2 Fotodiodo

Fotodiodo é um dispositivo semicondutor que converte luz em corrente elétrica. A corrente é gerada quando fótons são absorvidos no fotodiodo. O nível desses fótons está relacionado diretamente com a frequência de onda da luz que se propaga<sup>23</sup>. Uma pequena corrente é também produzida quando nenhuma luz está presente. O tempo de resposta de um fotodiodo tende a diminuir quando sua superfície aumenta<sup>24</sup>.

Os fotodiodos são feitos normalmente de uma junção p-n podendo também serem feitos de junções p-i-n. Esta junção é formada introduzindo-se uma camada de material semicondutor intrínseco ou levemente dopado entre as regiões p e n da junção, conhecida como camada i. Quando um Fóton de energia específica incide sobre o dispositivo, ele gera um par elétron-lacuna. Se este fenômeno ocorrer nas vizinhanças da região de depleção, as partículas do par serão aceleradas em direções opostas pelo campo elétrico ali presente, em um movimento conhecido como *drift*. Os elétrons migrarão para o cátodo (lado n) e os buracos para o ânodo (lado p). Este movimento dá origem a uma corrente elétrica reversa no fotodiodo. Mesmo na ausência de luz, haverá sempre uma corrente reversa fluindo no fotodiodo, decorrente de pares elétron-buraco formados espontaneamente na junção que tenham energia suficiente para atingir os terminais<sup>23,24</sup> (Figura 36).

Figura 36 - Fotodiodo.



Fonte: <https://pt.rs-online.com/web/p/fotodiodos/6548659/>

### 2.4.3 Fototransistor

O fototransistor é mais um dispositivo que funciona baseado no fenômeno da fotocondutividade. Ele pode, ao mesmo tempo, detectar a incidência de luz e fornecer um ganho dentro de um único componente. Como o transistor convencional, o fototransistor é uma combinação de dois diodos de junção, porém, associado ao efeito transistor aparece o efeito fotoelétrico. Em geral, possui apenas dois terminais acessíveis, o coletor e o emissor, sendo a base incluída apenas para eventual polarização ou controle elétrico<sup>25</sup>.

Um fototransistor funciona de maneira similar a um fotodiodo, apresentando uma sensibilidade muito maior à luz, pois os elétrons gerados pelos fótons na junção da base-coletora são aplicados na base do transistor, e sua corrente é então amplificada pela operação do transistor. O fototransistor apresenta um tempo de resposta maior do que o fotodiodo<sup>26</sup> (Figura 37).

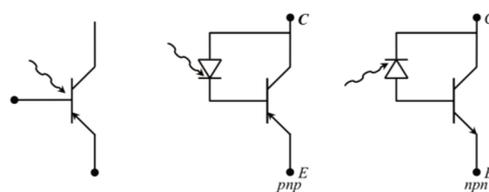
Figura 37 - Fototransistor.



Fonte: <https://www.soldafria.com.br/fototransistor-infravermelho-ttl78-receptor-lente-escura-p-7308.html>

É possível modelar o comportamento do fototransistor usando um fotodiodo e um transistor clássico<sup>26</sup> (Figura 38).

Figura 38 - Modelo do fototransistor envolvendo um fotodiodo.



Fonte: [https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/3779578014811/CAP7\\_DispOptoelectronicos.pdf](https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/3779578014811/CAP7_DispOptoelectronicos.pdf)

## 2.5 VISUALIZAÇÃO LOCAL

Apesar de inúmeras as tecnologias capazes de expor informações, abordamos aquelas passíveis de apresentar o necessário para a operação desse protótipo e que sejam encontradas facilmente no mercado e economicamente viáveis.

### 2.5.1 *Display* LCD

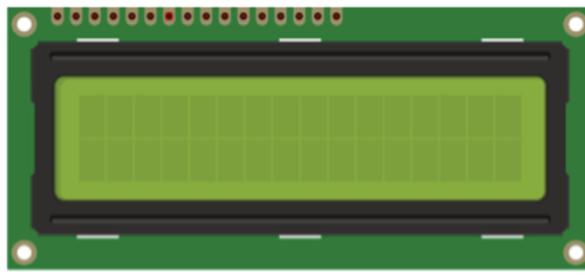
Um *display* de cristal líquido (LCD), é um painel fino usado para exibir informações por via eletrônica. Ele consiste de um líquido polarizador da luz, eletricamente controlado, que se encontra comprimido dentro de celas entre duas lâminas transparentes polarizadoras. Cada pixel de um LCD tipicamente consiste de uma camada de moléculas alinhadas entre dois eletrodos transparentes e dois filtros polarizadores<sup>28</sup>.

A superfície dos eletrodos que estão em contato com o material de cristal líquido são tratados de forma a alinhar as moléculas desse em uma determinada direção. Os eixos polarizadores das duas lâminas estão alinhados perpendicularmente entre si. Cada cela é provida de contatos elétricos que permitem que um campo elétrico possa ser aplicado ao líquido no interior. Nos dispositivos mais comuns de cristal líquido, as direções de alinhamento na superfície dos dois eletrodos são perpendiculares uns aos outros, e assim as moléculas se organizam em uma estrutura helicoidal. Isto reduz a rotação da polarização da luz incidente, e o dispositivo aparece cinza. Se a tensão aplicada à superfície é grande, aparecerá o pixel preto. Ao controlar a tensão aplicada em toda a camada de cristal líquido em cada pixel, a luz pode ser autorizada a passar em quantidades variadas constituindo diferentes níveis de cinza<sup>28</sup>.

Destacam-se as vantagens no seu uso como: uma tela plana, eliminando as distorções de imagem; consomem menos energia; são muito baratos e resistentes. Como desvantagens temos: visualização de ângulo limitado; imagem pode variar com a variação de temperatura; o visor não funciona corretamente na luz solar direta<sup>28</sup>.

Os *displays* comerciais geralmente têm um controlador integrado (como o Hitachi HD44780). Podem ser encontrados no formato de 7 segmentos ou matricial, onde é possível a representação de símbolos. No mercado os LCD tipo caracter são descritos por AxB onde A é o número de colunas e B o número de linhas e existem modelos com e sem *back-light*. Os módulos LCD gráficos são encontrados com resoluções de 122x32, 128x64, 240x64 e 240x128 *dots pixel*<sup>29</sup> (Figura 39).

Figura 39 - *Display* de cristal líquido.



Fonte: <https://arduino-lessen.nl/les/i2c-lcd-display-met-arduino-aansturen-voor-tekst-en-symbolen>

Os modelos mais comuns se comunicam através de pinos de I/O de seu microcontrolador, chamados de LCDs paralelos, mas pode ser também por I2c, SPI e outros protocolos. Para haver compatibilidade com *firmwares* que usavam LCDs antigos, as formas de comunicação são enviar um byte (8 bits) por vez ou dois *nibbles* (4 bits) com a configuração ou caractere a ser escrito. Os módulos LCD são projetados para conectar-se com a maioria dos processadores disponíveis no mercado, bastando para isso que este processador atenda as temporizações de leitura e escrita de instruções e dados, fornecido pelo fabricante do módulo<sup>30</sup>.

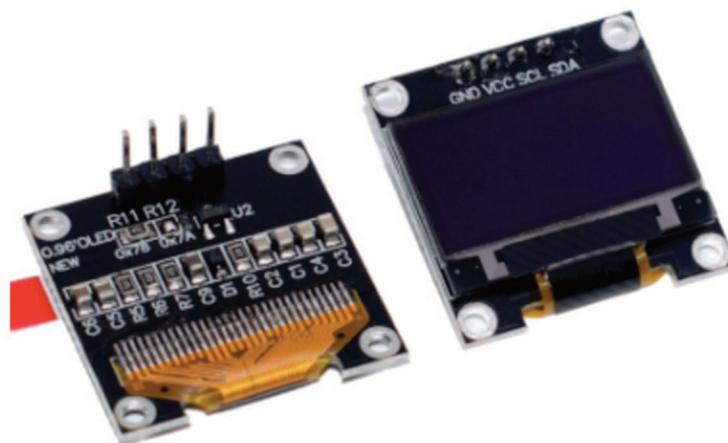
### 2.6.2 *Display* OLED.

OLED (*organic light-emitting diode* - diodo emissor de luz orgânico) é um LED em que a camada de emissão eletro-luminescente são filmes orgânicos que emitem luz em resposta a uma corrente elétrica que flui entre anodo e catodo. Esta camada de semicondutor orgânico fica situada entre dois eletrodos. Os OLEDs podem ter duas ou três camadas de material orgânico<sup>31,32</sup>.

Como vantagens eles consomem muito menos energia, são mais leves e fino, possuem ângulos de visão maiores, têm melhor brilho e contraste e reproduzem com mais fidelidade as cores. Suas desvantagens são devido ao fato de ele usar material orgânico, o *display* OLED possui uma vida útil menor que outras telas e tem uma baixa resistência à humidade<sup>33</sup>.

O *display* OLED é encontrado no mercado em vários tamanhos, dependendo da sua resolução. Ele pode ser conectado a qualquer microcontrolador entre 3 a 5 V<sup>34</sup>. Utiliza a interface I2C (I<sup>2</sup>C, IIC ou Inter-Integrated Circuit)<sup>35</sup> e é controlado pelo circuito integrado SSD1306<sup>36</sup> (Figura 40).

Figura 40 - *Display* Oled.



Na interface I2C, o *bus data signal* (SDA) age como um canal de comunicação entre o transmissor e o receptor. Os dados e atualizações são enviadas por essa interface. O *bus clock signal* (SCL) fornece o sinal de relógio para a correta transmissão da informação. Cada transmissão de bit de dados é feita durante um período de relógio<sup>36,37</sup>.

## 2.6 TRANSFERÊNCIA DAS INFORMAÇÕES

### 2.6.1 Bluetooth®.

Bluetooth® é uma especificação de rede sem fio de âmbito pessoal (*Wireless personal area networks* – PANs), que provê uma maneira de conectar e trocar informações entre dispositivos através de uma frequência de rádio de curto alcance globalmente licenciada e segura. As especificações do Bluetooth® foram desenvolvidas e licenciadas pelo "*Bluetooth Special Interest Group*"<sup>38</sup>.

Ele é um protocolo padrão de comunicação primariamente projetado para baixo consumo de energia com baixo alcance (Figura 41).

Figura 41 - Bluetooth® - potência e alcance.

Classe	Potência máxima permitida	Alcance (Aproximadamente)
Classe 1	100 mW (20 dBm)	até 100 metros
Classe 2	2.5 mW (4 dBm)	até 10 metros
Classe 3	1 mW (0 dBm)	~ 1 metro

Fonte: <https://pt.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>

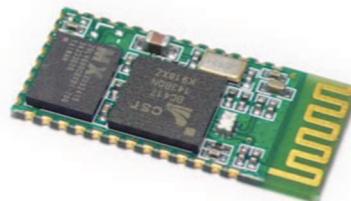
Bluetooth® é definido como uma arquitetura de camadas de protocolo, constituído de: 1) protocolos núcleo que formam uma pilha de cinco camadas: (*Bluetooth Radio* — especifica detalhes da interface com o ar, incluindo frequência, salteamento, esquema de modulação e força da transmissão; *Baseband* — estabelecimento de conexão com uma piconet, endereçamento, formato do pacote, temporização e controle de energia; *Link*

*Manager Protocol* (LMP) — estabelece a configuração do link entre dispositivos bluetooth e gerenciamento de links em andamento, incluindo aspectos de segurança e controle e negociação do tamanho do pacote da banda base; *Logical Link Control and Adaptation Protocol* (L2CAP) — adapta os protocolos da camada superior à camada de banda base, fornecendo tanto serviços sem conexão quanto serviços orientados à conexão; e *Service Discovery Protocol* (SDP) — manipula informações do dispositivo, serviços e consultas para características de serviço entre dois ou mais dispositivos Bluetooth<sup>®</sup>); 2) protocolo de substituição de cabo: (*Radio frequency communications* (RFCOMM) é o protocolo de substituição de cabo usado para criar uma porta serial virtual para fazer com que a substituição de tecnologias de cabo seja transparente através de mínimas modificações a dispositivos existentes. RFCOMM provê transmissão de dados binários e emula os sinais de controle do EIA-232 (também conhecido como RS-232) sobre uma camada de banda-base Bluetooth.) 3) protocolo de controle de telefonia: (*Telephony control protocol-binary* (TCS BIN) é o protocolo orientado a bit que define o controle de chamada de sinalização para estabelecimento de chamadas de voz e dados entre dispositivos Bluetooth<sup>®</sup>.) e 4) Protocolos adaptados que são definidos por outras organizações criadoras de padrões e são incorporados na pilha de protocolos do Bluetooth<sup>®</sup>, permitindo criar protocolos apenas quando necessário<sup>38</sup>.

Os dispositivos Bluetooth<sup>®</sup> se comunicam entre si e formam uma rede denominada piconet, na qual podem existir até oito dispositivos interligados, sendo um deles o mestre (master) e os outros dispositivos escravos (slave)<sup>39</sup>.

Comercialmente um dos produtos de fácil acesso é o módulo HC-05. Ele pode desempenhar as funções de mestre ou escravo, usa o protocolo serial e Bluetooth<sup>®</sup> V2.0<sup>40</sup> (Figura 41).

Figura 42 - Módulo HC-05.



Fonte: <https://storage.googleapis.com/baudaeletronicadatasheet/HC-05.pdf>.

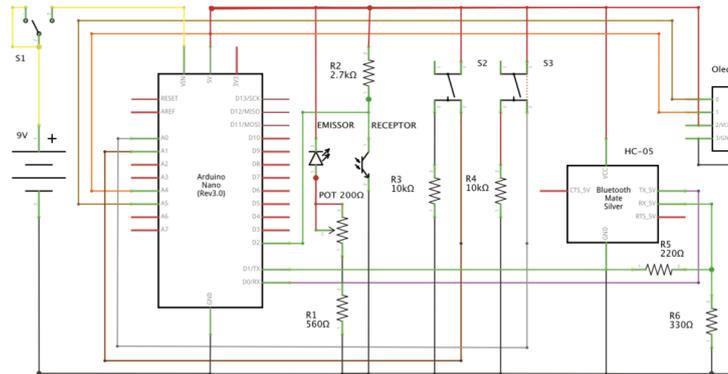
## 2.7 MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema proposto é composto por um dispositivo, o contador, que deve contar as gotas que passam pela câmara de gotejamento; processar essa informação; apresentar os resultados desse processamento nessa unidade; e transmiti-los para um segundo dispositivo, sem fio e com comunicação exclusiva ponto a ponto. Esse, o concentrador de sinais, deve receber os dados, processá-los e encaminhá-los para um servidor para serem utilizados por equipamentos remotos.

### 2.7.1 O CONTADOR

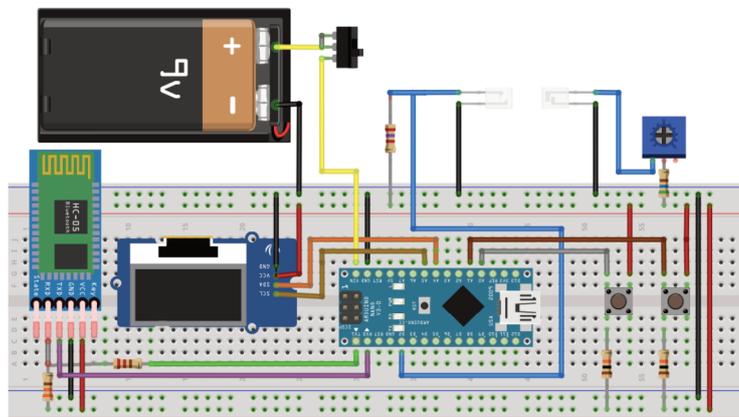
Nesse dispositivo seleciona-se o volume total desejado através de botões; a verificação da passagem das gotas é feita através do LED infravermelho e do fototransistor; o processamento desses dados é realizado com um Arduino<sup>®</sup>; esses resultados são apresentados em um OLED, e transmitidos por Bluetooth<sup>®</sup> com um módulo HC-05. O esquemático e uma apresentação em protoboard, realizadas no Fritzing<sup>®</sup>, para melhor visualização são representadas nas Figuras 42 e 43.

Figura 43 – Esquemático do sistema de contagem e transmissão.



Fonte: o autor.

Figura 44 – Apresentação em protoboard do sistema.



Fonte: o autor.

O dispositivo desenvolvido utiliza um microcontrolador ATmega328P, comercializado como Arduino Nano<sup>®</sup>, para gerenciar os processos. Nas referências encontram-se os endereços para a verificação da distribuição de seus pinos<sup>41</sup> e seu datasheet<sup>42,43</sup>. O código foi desenvolvido na plataforma arduino IDE.

Como o objetivo é gerenciar um determinado volume, o primeiro passo é definir o volume total do líquido contido no frasco. Comercialmente existem uma série de volumes padrão que será aproveitada para otimizar o processamento. Nessa série encontram-se 50, 100, 150, 200, 250, 500 e 1000 ml. Esses valores são apresentados em sequência pela compressão seguida de um botão de seleção, inicialmente em 0 ml e retornando nesse valor no final de um ciclo completo. Quando o valor correto for selecionado um segundo botão de Ok é utilizado para sair do ciclo e definir o volume total de líquido no frasco.

Esses comandos são realizados com dois botões configurados no modo *pull-down* por intermédio de um resistor de 10 k $\Omega$  cada. O sistema é ligado nas portas A0 e A1 do Arduino NanoR<sup>®</sup> e utiliza o seguinte algoritmo, desenvolvido no Arduino IDE, para o processamento (Figura 45).

Figura 45 – Detalhe do algoritmo para seleção do volume total

```

if (EnterEstado == LOW && sel == 0) // sequencia para definir o volume total inicial
{
int EnterEstado = digitalRead(EnterBotao); // para sair da selecao
delay(50);
if (EnterEstado == HIGH) { sel++; } // para selecionar progressivamente
int SelEstado = digitalRead(SelBotao);
delay(50);
if (SelEstado == HIGH) vol++;
switch (vol)
{
case 1: { total = 50; draw_state = 3; mil=0; cen=0; dez=5; uni=0; jan=3; break; }
case 2: { total = 100; draw_state = 2; mil=0; cen=1; dez=0; uni=0; jan=2; break; }
case 3: { total = 150; draw_state = 2; mil=0; cen=1; dez=5; uni=0; jan=2; break; }
case 4: { total = 200; draw_state = 2; mil=0; cen=2; dez=0; uni=0; jan=2; break; }
case 5: { total = 250; draw_state = 2; mil=0; cen=2; dez=5; uni=0; jan=2; break; }
case 6: { total = 500; draw_state = 2; mil=0; cen=5; dez=0; uni=0; jan=2; break; }
case 7: { total = 1000; draw_state = 1; mil=1; cen=0; dez=0; uni=0; jan=1; break; }
case 8: { total = 0; draw_state = 0; mil=0; cen=0; dez=0; uni=0; vol = 0 ;jan=4; break; }
}
} // fim da selecao do volume

```

Fonte: o autor.

Nesse algoritmo o botão de seleção é definido como [SelBotao] e o botão de Ok é definido como [EnterBotao]. Conforme é pressionado o botão de seleção o comando case identifica o volume total definindo a variável [total], até que o botão de Ok seja pressionado para sair desse bloco.

No próximo bloco o volume escolhido será decrementado conforme as gotas passam pela câmara de gotejamento. Para a conta-las utiliza-se o sistema de interrupção da luz infravermelha com um LED SIR333-A431<sup>44</sup> cuja corrente foi limitada por um resistor de 560  $\Omega$  em série com um trimpot de 200  $\Omega$ . Esse trimpot é necessário para controlar intensidade da radiação que incide sobre o fototransistor para que a mesma seja corretamente interrompida pelas gotas que caem pela câmara de gotejamento. Utilizou-se o fototransistor PT334-6C432<sup>45</sup> configurado em um sistema *pull-up* por intermédio de um resistor de 2,7 k $\Omega$ . Esse sensor é ligado ao pino D2 do Arduino NanoR<sup>®</sup>, conforme o esquemático da Figura 43.

No algoritmo foi definida a variável [gota] que é incrementada em 1 a cada gota que passa pela câmara de gotejamento e modifica a variável [InfraEstado] que lê o pino D2 [Infra]. A variável [UltimoInfra] é utilizada como forma de proteção contra uma contagem irregular. O processamento é realizado pelo loop até que atinja o valor de 20, padrão definido

para o total de 1ml. Nesse momento a variável do volume total [total] é decrementada em 1 e a variável [gota] é colocada em 0 para reiniciar o ciclo (Figura 46).

Figura 46 – Detalhe do algoritmo para contagem de gotas.

```
int InfraEstado = digitalRead(Infra); // InfraEstado = sinal do pino D2 = gota
delay(5);
cont++; // incrementa o contador do tempo para vazao
if ( UltimoInfra != InfraEstado && InfraEstado == HIGH ) // Passa se nova gota
{
    gota++;
    part=(cont / 7); //algebra para definir a vazao
    cont = 0;
    vazao = (180 / part);
    int UltimoInfra = HIGH; // modifica UltimoInfra para aguardar nova gota
}
if ( InfraEstado == LOW ) { int UltimoInfra = LOW;}
if ( gota == 20 ) //apos 20 gotas diminui 1 ml (padrao)
{
    gota= 0; // reseta contador de gotas
    total--; // decrementa contador de ml
}
```

Fonte: o autor.

O tempo entre duas gotas seguidas foi utilizado para definir a vazão. Como 20 gotas é considerado 1 ml, uma gota tem 50 decilitros. Se, a cada segundo passar 1 gota pela câmara de gotejamento, teremos 180 ml em 1 hora.

Para o cálculo utiliza-se 60 segundos dividido pelo tempo entre as gotas, o resultado multiplicado por 60 minutos e dividido por 20 (1 ml) dará o valor em mililitros por hora. Reduzindo tem-se uma fórmula onde 180 dividido pelo tempo entre as gotas dará o resultado em ml por hora. No detalhe do algoritmo da Figura 45 {vazão = (180/part)}.

O ideal seria o sistema possuir um módulo de *Real Time Clock*, mas o mesmo tem grandes dimensões, principalmente em função de sua bateria, e não deixaria um espaço adequado para os outros componentes no estojo. Para determinar um padrão de tempo utilizou-se uma variável [cont] que se incrementa em 1 a cada ciclo do algoritmo (loop). Determinou-se por observação e testes que cada sete ciclos corresponde a aproximadamente 1 segundo. Portanto, divide-se o número de ciclos, entre duas gotas seguidas, por sete e tem-se aproximadamente o tempo entre as gotas definido pela variável [part] que é o divisor da fórmula para o cálculo da vazão.

A apresentação dos resultados é realizada por um processador SSD1306 associado a um OLED<sup>34,35</sup> que utiliza uma alimentação de 5 V proveniente do Arduino NanoR<sup>®</sup> e se conecta com o mesmo por meio das portas A4 e A5. O processador envia um trem de pulsos de informação pela porta A4 que é temporalizado pelo relógio da porta A5.

O *display* OLED utiliza um sistema de janelas. Cada uma é totalmente definida pelo processador antes de ser enviada como um pacote completo. Para cada mudança no valor de uma variável, além dessa, todos os outros detalhes da janela devem ser reenviado. Cada janela é definida no início e o algoritmo faz a escolha daquela que será utilizada .

Dois blocos de visualização local dos dados foram utilizados: o primeiro para escolha do volume total e o segundo para apresentar o volume restante no frasco e a vazão. No algoritmo a forma de desenhar uma janela podem ser vistas na Figura 47 e sua seleção na Figura 48.

Figura 47 – Detalhe do algoritmo das janelas do OLED.

```
U8GLIB_SSD1306_128X64 u8g(U8G_I2C_OPT_NO_ACK); // inicializa OLED

// montagem das paginas do OLED

void u8g_prepare(void)
{
    u8g.setFont(u8g_font_6x10);
    u8g.setFontRefHeightExtendedText();
    u8g.setDefaultForegroundColor();
    u8g.setFontPosTop();
}

void u8g_0(uint8_t a)
{
    u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
    u8g.drawStr( 5, 15, "VOLUME TOTAL");
    u8g.setFont(u8g_font_fub30);
    u8g.drawStr( 10, 57, "  0");
    u8g.setFont(u8g_font_9x15B);
    u8g.drawStr( 105, 57, "ml");
}
```

Fonte: o autor.

Figura 48 – Detalhe do algoritmo para seleção da janela.

```
uint8_t draw_state = 0;

void draw(void)
{
    switch(draw_state) // seleciona a pagina do OLED para ser apresentada no visor
    {
        case 0: u8g_0(draw_state&7);mil=0; cen=0; dez=0; uni=0;break;
        case 1: u8g_var1(draw_state&7);break;
        case 2: u8g_var2(draw_state&7);break;
        case 3: u8g_var3(draw_state&7);break;
        case 4: u8g_var4(draw_state&7);break;
        case 5: u8g_var5(draw_state&7);break;
        case 6: u8g_var6(draw_state&7);break;
        case 7: u8g_var7(draw_state&7);break;
        case 8: u8g_var8(draw_state&7);break;
    }
}
```

Fonte: o autor.

Uma das dificuldades desse sistema é não ser possível escrever o texto com justificativa a esquerda. Com isso a variação do valor da variável não teria uma apresentação com aspecto adequado. Para contornar esse problema utiliza-se a apresentação de cada casa da variável em separado. Inclusive para a apresentação dos resultados sem os zeros a esquerda, conforme a variável decrementa seu valor, esse recurso também foi utilizado. A solução foi possível com a criação de uma janela para unidade, para dezena, para centena e para milhar conforme mostra a Figura 49.

Figura 49 – Detalhe do algoritmo para separação de unidades.

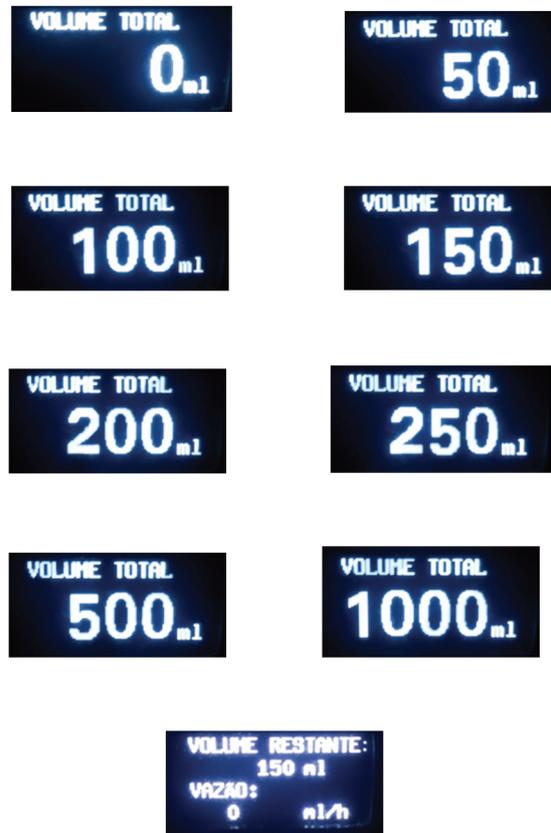
```
void u8g_var5(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 16, "VOLUME RESTANTE:");
  u8g.drawStr( 5, 48, "VAZÃO:");
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.setPrintPos(43, 32);
  u8g.print(mil);
  u8g.setPrintPos(52, 32);
  u8g.print(cen);
  u8g.setPrintPos(61, 32);
  u8g.print(dez);
  u8g.setPrintPos(70, 32);
  u8g.print(uni);
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 85, 32, "ml");
  u8g.setPrintPos(31, 64);
  u8g.print(vazao);
  u8g.drawStr( 85, 64, "ml/h");
}
```

Fonte: A o autor.

Uma das janelas para a apresentação volume restante e da vazão também é representada nessa figura.

As possíveis janelas apresentadas no mostrador são mostradas na Figura 50.

Figura 50 – Possíveis janelas exibidas pelo algoritmo.



Fonte: o autor.

A transmissão sem fio dos dados processados é realizada por Bluetooth<sup>®</sup>.

Apesar de não apresentar boa eficácia para longas distâncias trata-se de um sistema confiável e relativamente seguro. Esses itens fundamentais desse projeto se sobrepõem ao quesito distância de transmissão. Tal complicador é contornado com um concentrador de sinais de Bluetooth<sup>®</sup> seguida de transmissão por cabo que será tema do próximo bloco.

Para a transmissão Bluetooth<sup>®</sup> utilizou-se a comunicação serial RS232, protocolo v2.0+EDR, frequência de 2.4 Ghz banda ISM, modulação GFSK, contidas no módulo comercial HC-05<sup>40,46,47</sup> que opera com um raio de alcance de aproximadamente 10 metros.

A ligação desse módulo com o Arduino NanoR<sup>®</sup> é realizada conforme o esquemático apresentado na Figura 43. Alimentado com os 5 V fornecidos pela modulo do processador contudo o pino RX utiliza tensões abaixo de 3,3 V o que foi resolvido com um divisor de tensão utilizando um resistor de 220 Ω e de 330 Ω que fornece em sua saída 3.0 V. A porta

D0 (TX do Arduino NanoR<sup>®</sup>) é ligada na porta RX do módulo do HC05 via resistor de 220  $\Omega$ , e a porta D1(RX do Arduino NanoR<sup>®</sup>) é ligada na porta TX do módulo (Figura 43).

O protocolo de comunicação é serial com taxa de 9600 bps e o comando de impressão serial para o envio dos dados da variável [total] é exposto na Figura 51.

Figura 51 – Algoritmo para a transmissão Bluetooth<sup>®</sup>.

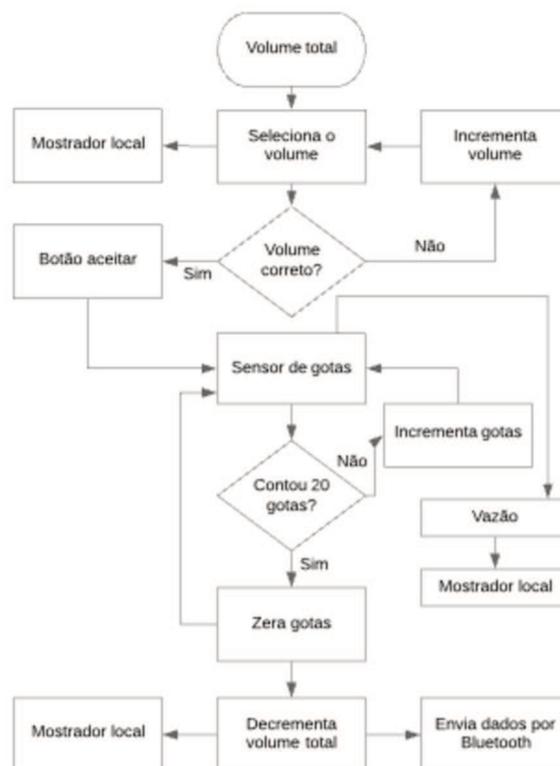
```
Serial.println(total); // transmissao dos dados por bluetooth
Serial.write(highByte(total));
Serial.write(lowByte(total));
```

Fonte: o autor.

A alimentação do circuito é feita por uma bateria de 9 V com uma corrente de 73,2 miliamperes (multímetro Fluke<sup>®</sup> 117).

O fluxograma da figura 52 esclarece melhor a lógica empregada no algoritmo.

Figura 52 – Fluxograma da seleção do volume e da contagem.



Fonte: o autor

O aspecto final do protótipo está representado nas Figuras 53 e 54, sua montagem no equipo para testes na Figura 55 e em um ambiente hospitalar na Figura 56. Ele tem dimensões de  $A=9$  cm,  $L=6$  cm e  $P=2$  cm, mais a suporte da câmara de gotejamento; e um peso de 98 gramas.

Figura 53 – Contador de gotas – vista anterior.



Fonte: o autor.

Figura 54 – Contador de gotas – vista lateral.



Fonte: o autor.

Figura 55 – Contador de gotas posicionado no equipo para testes.



Fonte: o autor.

Figura 56 – Contador de gotas em um ambiente hospitalar.



Fonte: o autor.

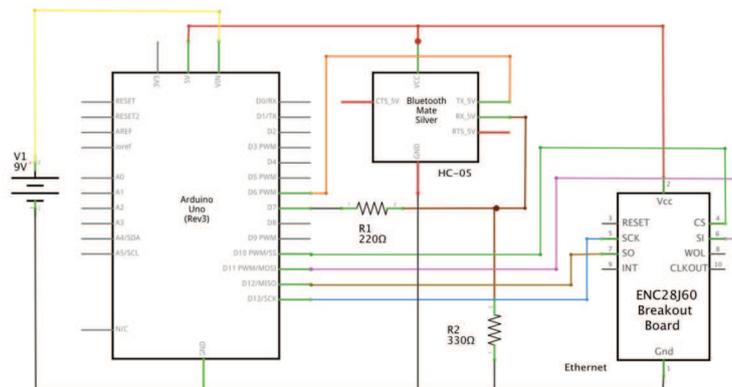
O algoritmo completo do transmissor está descrito no Apêndice A.

## 2.7.2 O CONCENTRADOR DE SINAIS

Esse dispositivo tem como objetivos receber os dados do contador via Bluetooth<sup>®</sup> e transmiti-los para uma central via cabo.

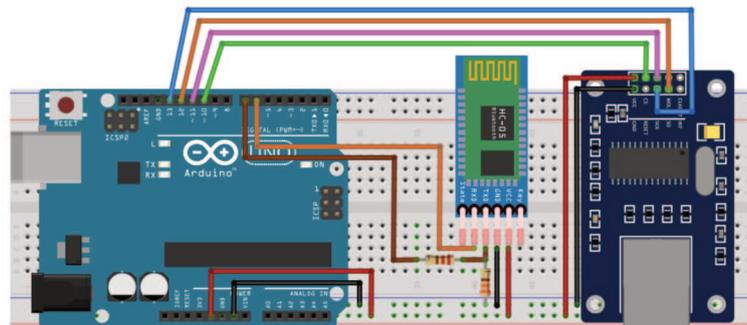
Para esse bloco é utilizado um processador ATmega328 comercialmente encontrado como Arduino Uno<sup>®</sup>, Como esse módulo não tem uma restrição de espaço e peso, esse componente atende as necessidades. O esquemático do receptor e uma apresentação em protoboard para melhor visualização são representadas nas Figuras 57 e 58.

Figura 57 – Esquemático do concentrador de sinais.



Fonte: o autor.

Figura 58 – Apresentação em protoboard do receptor.



Fonte: o autor.

O Arduino Uno<sup>®</sup>, possui os mesmos recursos do Arduino NanoR<sup>®</sup>. Nas referências encontram-se os endereços para verificação da distribuição de seus pinos<sup>48</sup> e seu *datasheet*<sup>49</sup>.

A recepção dos dados via Bluetooth<sup>®</sup> é realizada pelo componente HC-05, o mesmo já citado no módulo anterior. A configuração é a mesma com um divisor de tensão no pino RX utilizando um resistor de 200  $\Omega$  e um de 330  $\Omega$  fornecendo uma tensão de 3.0 V. O pino TX é conectado ao pino digital D6 do Arduino<sup>®</sup> e o pino RX é conectado ao pino digital D7 via resistor de 220  $\Omega$  (Figura 57).

O algoritmo utilizado na recepção usa a variável [total] para receber os dados provenientes do modulo de Bluetooth<sup>®</sup> (Figura 59).

Figura 59 – Recepção dos dados por Bluetooth<sup>®</sup>

```

1
if (HC05.available() > 0) // Avalia se está recebendo dados pela serial.
{
    total = HC05.read(); // Total será igual ao valor do último dado recebido pela serial.
}

```

Fonte: o autor.

Para enviar os dados com um cabo até o modem utiliza-se um módulo ENC28j6051<sup>50</sup>. No esquema de ligação do modulo no Arduino Uno<sup>®</sup> (Figura 58), o pino de alimentação deve ser ligado em 3,3 V ou em 5 V naqueles que possuem um regulador de tensão incorporado, como nesse caso.

No algoritmo para a comunicação o IP e o MAC são definidos (Figura 60) e é realizada a verificação se o cliente esta acessando o servidor (Figura 61) para que os dados sejam transferidos (Figura 62). Nessa ocasião um alerta é transmitido quando o líquido atinge um volume mínimo pré definido.

Figura 60 – Definição do MAC e IP.

```

uint8_t mac[6] = {0x00,0x01,0x02,0x03,0x04,0x05}; //Define o MAC da placa de rede.
IPAddress myIP(192,168,1,7); //Define o endereço IP da placa

Ethernet.begin(mac,myIP); //Inicializa a placa com as configuracoes fornecidas.
server.begin();

```

Fonte: o autor.

Figura 61 – Acesso ao servidor pelo cliente.

```

size_t size;
if (EthernetClient client = server.available()) //Verifica se o cliente está conectado no servidor.
{
  while((size = client.available()) > 0)//Caso resultado verdadeiro envia mensagem
  {
    uint8_t* msg = (uint8_t*)malloc(size);
    size = client.read(msg,size);
    Serial.write(msg,size);
    free(msg);
  }
}

```

Fonte: o autor.

Figura 62 – Dados transmitidos pela rede.

```

//Mensagem para transmissão.
client.println("----- ");
client.println(" PACIENTE 01");
client.println("----- ");
client.println(" ");
client.println(" ");
client.print("VOLUME RESTANTE: ");
client.print(total);
client.print("ml");
client.println();
client.println();

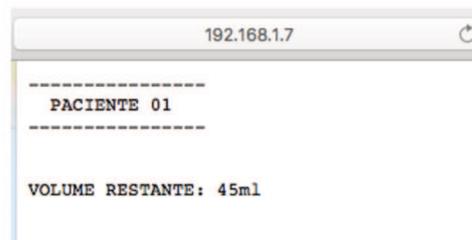
// Rotina para volume crítico.
if (total < 20) // Definição do valor do volume crítico.
{
  client.println();
  client.println("----- ");
  client.println(" ! ALERTA: VOLUME CRITICO !");
  client.println("----- ");
  client.println();
}

```

Fonte: o autor.

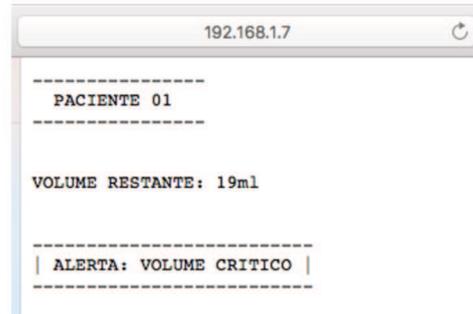
Os dados são apresentados remotamente acessando o endereço definido no servidor. Um exemplo desses resultados estão nas Figuras 63 e 64. Dependendo da aplicação final, sistemas adequados de proteção desses dados ainda precisam ser incorporados.

Figura 63 – Apresentação dos dados no navegador – Volume.



Fonte: o autor.

Figura 64 – Apresentação dos dados no navegador – Alerta.



Fonte: o autor.

A alimentação do circuito é feita por uma fonte de 9 V com uma corrente de 210,6 miliamperes (multímetro Fluke<sup>®</sup> 117).

O receptor montado em seu estojo pode ser visto na Figura 65.

Figura 65 – Estojo com o receptor.



Fonte: o autor.

O algoritmo completo do transmissor está descrito no Apêndice B.

## 2.8 CUSTOS

Uma estimativa do custo dos principais materiais utilizados e aproximado dos materiais complementares utilizados no projeto:

Arduino Uno <sup>®</sup> .....	R\$ 35,00
Arduino NanoR <sup>®</sup> .....	R\$ 16,00
HC-05 (2x).....	R\$ 48,00
ENC28j60.....	R\$ 16,00
OLED.....	R\$ 16,00
Outros*.....	R\$ 19,00
-----	
Total.....	R\$ 150,00

\*Botões, LED, Fototransistor, resistores, placa universal, fios, bateria, etc

Fonte: <https://lojabrasilrobotics.blogspot.com> (Acesso em: 25 out. 2019).

## 2.9 DISCUSSÃO

O projeto atendeu as expectativas iniciais contudo algumas modificações futuras podem ser realizadas para torná-lo robusto .

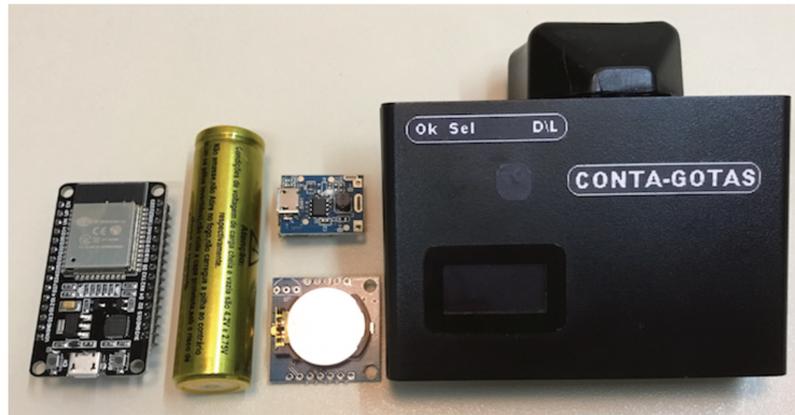
Um próximo projeto deve avaliar o *design* juntamente com a distribuição das forças do módulo transmissor. Como ele estará pendurado na câmara de gotejamento, alterações no equilíbrio podem prejudicar a passagem vertical das gotas. Esse detalhe pode ser também corrigido com a utilização de um outro par de LED/fototransistor a noventa graus em relação ao original o que ampliaria a região de sensoriamento. Sensores de inclinação com alarmes poderia também ser uma solução. Mesmo assim um estojo equilibrado, além de tecnicamente necessário, promove um aspecto visual adequado.

Como melhorias um futuro novo projeto deverá necessariamente incorporar um *Real Time Clock* (RTC) para o cálculo exato do tempo entre as gotas e como consequência mais precisão no cálculo da vazão. Também a incorporação de uma fonte de alimentação recarregável é fundamental para maior praticidade e manutenção do funcionamento por um período mais longo. Seria interessante a confecção de uma placa de circuito impresso única com todos os componentes utilizados, para compactar o circuito adaptado ao novo *design* de estojo.

A mudança do módulo de Bluetooth<sup>®</sup> por um de Wi-Fi pode ser um alternativa, dependendo das necessidades.

A Figura 65 mostra o estojo atual ao lado de uma bateria recarregável, de um carregador de bateria, de um RTC e de um módulo de Wi-Fi ESP32. As dimensões e o peso podem aumentar significativamente dependendo dos novos recursos que seriam utilizados. Tal aspecto é relevante visto que esse projeto foca na miniaturização do dispositivo, um diferencial no mercado.

Figura 65 – ESC32, Pilha recarregável, Carregador, RTC.



Fonte: o autor.

O módulo transmissor não oferece riscos de caráter elétrico ao paciente. Um possível risco seria o de queda do estojo. Esse problema pode ser resolvido com algum tipo de fio que conecta esse no suporte do soro para que no caso dele se desprender da câmara de gotejamento fique pendurado no suporte.

Um aspecto bastante interessante do módulo transmissor seria suas possíveis outras funções. A simples mudança no algoritmo poderá transformá-lo em um equipamento para estimar, por exemplo, diurese ou volume de secreção de um dreno. Nesse caso nem o módulo de RTC seria necessário. Inclusive, como o processamento ocupa pouca memória, múltiplos algoritmos podem ser arquivados no módulo com um menu para a escolha daquele que se adéqua a função que se destina. A Figura 66 mostra esse projeto modificado para estimar a diurese em um dispositivo desenvolvido em um projeto anterior.

Figura 66 – Sistema para estimar a diurese.



Fonte: o autor.

Com um *design* adequado à área da saúde, a confirmação da segurança e confiabilidade, e com a aprovação dos órgãos de fiscalização, esse projeto tende a atender múltiplos interesses no atendimento ao paciente.

O receptor também poderá ser diversificado dependendo das necessidades. Todo o processamento de alarmes e transferências de dados para diversos setores de interesse de um hospital poderá ser realizado nesse módulo. Poderia ser substituído inclusive por um computador que possui as placas de Bluetooth® (ou Wi-Fi ) fazendo rapidamente as mudanças de algoritmo conforme a função utilizada.

Com um novo produto finalizado e aprovado por órgãos reguladores de pesquisa, testes em campo podem ser realizados para comprovar a eficiência dos produtos.

### 3 CONCLUSÕES

Este projeto permitiu estimar o volume que flui de um reservatório, determinar o momento de um valor de volume crítico e alertar para que as providências necessárias sejam tomadas.

Esse processo tende a facilitar o trabalho dos profissionais de saúde nos cuidados com seus pacientes.

Várias áreas de estudo da Engenharia Eletrônica foram revistas para o seu desenvolvimento: microprocessadores, *software*, eletrônica básica, estrutura da matéria, displays, comunicação sem fio, rede e internet, além de aspectos práticos como soldagem, custos e *design*.

Trata-se de um primeiro passo onde a linha de desenvolvimento foi demonstrada. Melhorias ainda são necessárias para incrementar o valor comercial do produto criado.

## REFERÊNCIAS

1. PASETTI, Giovani. **Medição de Vazão**. Instituto Federal Catarinense. Disponível em: <<http://professor.luzerna.ifc.edu.br/giovani-pasetti/wp-content/uploads/sites/35/2018/08/Instrumentação-Parte-6-Vazão.pdf>>. Acesso em: 21 ago. 2019. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14724**: informação e documentação: trabalhos acadêmicos: apresentação. Rio de Janeiro, 2011.
2. SANTANA, Adrielle C. **Instrumentos de Vazão**. Disponível em: <[http://professor.ufop.br/sites/default/files/adrielle/files/aula\\_8\\_1.pdf](http://professor.ufop.br/sites/default/files/adrielle/files/aula_8_1.pdf)>. Acesso em: 21 ago. 2019.
3. WIKIPEDIA. **Medidor de vazão**. Disponível em: <[https://pt.wikipedia.org/wiki/Medidor\\_de\\_vazão](https://pt.wikipedia.org/wiki/Medidor_de_vazão)> Acesso em: 21 ago. 2019.
4. MARTINS, Maria J. Q. A.; PECINALLI Ney R; SIXEL, Paulo J. **Cálculos de gotejamento: validade das fórmulas e comparação entre equipos**. Rev. Enferm. UERJ;11(2):133-138, ago. 2003.
5. **DL 200 – Medflux**. Disponível em: <<https://www.deltalife.com.br/mediflux-plus-dl200-vet.html>>. Acesso em: 28 ago. 2019.
6. ARÊDES, Sebastião Vagner. **Contador de gotas para regulação de fluxo de infusão**. Depositante: Sebastião Vagner Arêdes BR n. PI 0604747-6 A2. Depósito: 24 nov. 2006. Disponível em: <<https://gru.inpi.gov.br/pePI/servlet/PatenteServletController?Action=detail&CodPedido=722892&SearchParameter=CONTADOR%20DE%20GOTAS%20%20%20%20%20%20&Resumo=&Titulo=>>. Acesso em: 28 ago. 2019.
7. **BIPSORO-ELETRÔNICO** Disponível em: <<http://www.tmed.com.br/produtos/bipsoro-eletronico/>>Acesso em: 25 nov. 2019.
8. **DROP COUNTER**. Disponível em: <<https://www.sernis.com/project/drop-counter/>>Acesso em: 28 ago. 2019.
9. **DRIPASSIST** Disponível em: <<https://www.shiftlabs.com>>Acesso em: 28 ago. 2019.
10. **DRIPASSIST** Disponível em: <<https://www.hallowell.com/index.php?pr=z000A2773>>Acesso em: 28 ago. 2019.

11. **DripClip**. Disponível em: < <https://www.medgadget.com/2012/09/drip-clip-estimates-iv-drug-delivery-helps-prepare-your-absinthe-video.html> > Acesso em: 28 ago. 2019.
  
12. **TEKIPITA**. Disponível em: < [https://www.g-mark.org/award/describe/44052?locale=zh\\_TWD](https://www.g-mark.org/award/describe/44052?locale=zh_TWD) > Acesso em: 28 ago. 2019.
  
13. Kingsley; Robert B., Durnan; Nathaniel E. **Drip counter apparatus**. Depositante: Dowty Aerospace Yakima US005982289 A. Depósito: 25 set. 1998. Disponível em: < <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fmetahtml%2FPTO%2Fsearchbool.html&r=1&f=G&l=50&co1=AND&d=PTXT&s1=%22drip+counter+apparatus%22&OS=>> >. Acesso em: 29 ago. 2019.
  
14. Mernoe; Morten, Thing; Morten. **Drop counter**. Depositante: T3M. US 20090227939 A1. Depósito: 02 mar. 2009. Disponível em: < <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fmetahtml%2FPTO%2Fsearchbool.html&r=1&f=G&l=50&co1=AND&d=PTXT&s1=%22drip+counter+apparatus%22&OS=>> >. Acesso em: 29 ago. 2019.
  
15. Pekkarinen; Michael O. Wolf, Jr.; Ludwig, Woodworth; Walker. **Indirect piezoelectric drop counter and method**. Depositante: Baxter Travenol Laboratories, Inc. US4583975A. Depósito: 29 mar. 1985. Disponível em: < <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fmetahtml%2FPTO%2Fsearchbool.html&r=1&f=G&l=50&co1=AND&d=PTXT&s1=%22drip+counter+apparatus%22&OS=>> >. Acesso em: 29 ago. 2019.
  
16. Davis; Bryan G., McKinnon; Austin Jason. **Systems and methods for providing an IV administration set incorporating drip monitoring circuitry**. Depositante: Becton, Dickinson and Company US 20110015583 A1. Depósito: 15 jul 2009. Disponível em: < <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fmetahtml%2FPTO%2Fsearchbool.html&r=1&f=G&l=50&co1=AND&d=PTXT&s1=%22drip+counter+apparatus%22&OS=>> >. Acesso em: 29 ago. 2019.
  
17. Hammond; Peter, Munro; James F., Postema; Luke, Bui; Tuan. **Drip chamber with integrated optics**. Depositante: BAXTER INTERNATIONAL INC. US 20140267709 A1. Depósito: 15 out. 2015. Disponível em: < <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fmetahtml%2FPTO%2Fsearchbool.html&r=1&f=G&l=50&co1=AND&d=PTXT&s1=%22drip+counter+apparatus%22&OS=>> >. Acesso em: 30 ago. 2019.
  
18. Chesney; John, Friberg; Vincent, Phelps; Richard. **Monitoring system for fluid flow in drop form.** US3500366A. Depósito: 10 mar. 1970. Disponível em: <

- <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fnetahtml%2FPTO%2Fsearch-bool.html&r=1&f=G&l=50&co1=AND&d=PTXT&s1=%22drip+counter+apparatus%22&OS=>>. Acesso em: 30 ago. 2019.
19. Barnes; Wiliam, Brown; Houston. **Apparatus and method for measuring drop size in an intravenous drip chamber..** Depositante:. Alaris Medical Systems, Inc. US6562012B1. Depósito: 20 nov. 2000. Disponível em: < <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=%2Fnetahtml%2FPTO%2Fsearch-bool.html&r=1&f=G&l=50&co1=AND&d=PTXT&s1=%22drip+counter+apparatus%22&OS=>>. Acesso em: 30 ago. 2019.
20. Igcasan; K. M. E., Guanzon; G.A.F., Gurat; A.J.A., Zabala;D.G.S., Vinluan; A.A., **Intravenous Line Drop Counter App Using Image Processing** . International Journal of Conceptions on Computing and Information Technology Vol. 3, Issue. 3, Oct 2015. Disponível em: < [https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=2ahUKEwjA5uuf3K7lAhWtIbkGHejdDIQQFjAAegQIARAC&url=https%3A%2F%2Fpdfs.semanticscholar.org%2Fd5ef%2F2c6ac9309dd9f2e8170608ed628872c606a2.pdf&usg=AOvVaw2DR\\_eS23QaVWIBOTkj7GV0](https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=2ahUKEwjA5uuf3K7lAhWtIbkGHejdDIQQFjAAegQIARAC&url=https%3A%2F%2Fpdfs.semanticscholar.org%2Fd5ef%2F2c6ac9309dd9f2e8170608ed628872c606a2.pdf&usg=AOvVaw2DR_eS23QaVWIBOTkj7GV0)>. Acesso em: 30 ago. 2019.
21. **Diodo Emissor de Luz.** Disponível em: < [https://pt.wikipedia.org/wiki/Diodo\\_emissor\\_de\\_luz](https://pt.wikipedia.org/wiki/Diodo_emissor_de_luz) > Acesso em: 01 out. 2019.
22. Sedra, Adel S., **Microelectronic circuits**, Oxford University Press, New York. Seventh edition. 2015 cap. 4, pag. 228.
23. **Fotodiodo.** Disponível em: < <https://pt.wikipedia.org/wiki/Fotodiodo> > Acesso em: 01 out. 2019.
24. BOYLESTAD; Robert L.,NASHEISKY; Louis. **Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos.** 8.Ed. São Paulo Prentice Hall, 2004 cap 19, pag 596
25. MORA; Nora Díaz, LUCAS Juliana Fenner, MARAN; Maycon Aurélio. **Materiais elétricos: Compêndio de Trabalhos.** Foz do Iguaçu, 2010. Disponível em: < <http://www.foz.unioeste.br/~lamat/downcompendio/compendiov7.pdf> > Acesso em: 01 out. 2019.
26. **Fototransistor.** Disponível em: < <https://pt.wikipedia.org/wiki/Fototrans%C3%ADstor>> Acesso em: 01 out. 2019.
27. PEREIRA; Jorge Manuel Torres. **Fundamentos de eletrônica.** Fenix Técnico Lisboa, 2010Disponível em: <

- [https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/3779578014811/CAP7\\_DispOptoelectronicos.pdf](https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/3779578014811/CAP7_DispOptoelectronicos.pdf)> Acesso em: 01 out. 2019.
28. **LCD**. Disponível em: <<https://pt.wikipedia.org/wiki/LCD> >Acesso em: 07 out. 2019.
29. Barbacena, Ilton. Fleury, Claudio. **Display LCD**. Disponível em: <<ftp://ftp.dca.fee.unicamp.br/pub/docs/ea079/complementos/Lcd.pdf>>Acesso em: 07 out. 2019.
30. Bastos, Alex. **LCD (Liquid Cristal Display)**. Disponível em: <<http://www.decom.ufop.br/alex/arquivos/bcc425/slides/LCD.pdf>> Acesso em: 07 out. 2019.
31. **Diodo orgânico emissor de luz**. Disponível em: <[https://pt.wikipedia.org/wiki/Diodo\\_organico\\_emissor\\_de\\_luz](https://pt.wikipedia.org/wiki/Diodo_organico_emissor_de_luz)>Acesso em: 07 out. 2019.
32. **2014 Status Report on Organic Light Emitting Diodes (OLED)**. Disponível em: <<https://core.ac.uk/download/pdf/38629205.pdf>>Acesso em: 21 ago. 2019.
33. **Utilizando o Display OLED 0.96" I2C com Arduino** Disponível em: <<https://portal.vidadesilicio.com.br/display-oled-0-96-com-arduino/>>Acesso em: 07 out. 2019.
34. **0.96 inch IIC Serial OLED Module User Manual**. Disponível em: <<http://www.inno-maker.com/wp-content/uploads/2019/03/096-OLED-Module-User-Manual-v1000-en.pdf>> Acesso em: 07 out. 2019.
35. **SSD1306**. Disponível em: < <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf>> Acesso em: 07 out. 2019.
36. **OLED I2C Display Arduino** Tutorial Disponível em: <<https://startingelectronics.org/tutorials/arduino/modules/OLED-128x64-I2C-display/>>Acesso em: 07 out. 2019.
37. **0.96inch OLED User Manual**. Disponível em: <<https://static.chipdip.ru/lib/490/DOC001490735.pdf>>Acesso em: 07 out. 2019.
38. **Bluetooth®** Disponível em: < <https://pt.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>>Acesso em: 09 out. 2019.

39. Bonatto, Aurelio. Canto, Diego Oliveira do, **Bluetooth®** Disponível em: < <https://www.inf.pucrs.br/~cnunes/redes/Trabalho%20Bluetooth.pdf>> Acesso em: 09 out. 2019.
40. **HC-05**. Disponível em: < <http://www.electronicaestudio.com/docs/istd016A.pdf> > Acesso em: 09 out. 2019.
41. **ATmega328P – Arduino Pin Mapping**. Disponível em: < <https://www.arduino.cc/en/Hacking/PinMapping168>> Acesso em: 15 out. 2019.
42. **Arduino Nano- Schematic**. Disponível em: < [https://content.arduino.cc/assets/NanoV3.3\\_sch.pdf](https://content.arduino.cc/assets/NanoV3.3_sch.pdf) > Acesso em: 15 out. 2019.
43. **ATmega328P**. Disponível em: < [http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P\\_Datasheet.pdf](http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf)> Acesso em: 15 out. 2019.
44. **SIR333-A datasheet** . Disponível em: < <http://www.everlight.com/file/ProductFile/SIR333-A.pdf> > Acesso em: 15 out 2019.
45. **PT334-6C-A datasheet** . Disponível em: < <http://www.everlight.com/file/ProductFile/PT334-6C.pdf>> Acesso em: 15 out. 2019.
46. **HC-03/05** Disponível em: < <https://s3-sa-east-1.amazonaws.com/multilogica-files/datasheets/HC-0305+serail+module+AT+commamd+set+201104+revised.pdf>> Acesso em: 15 out. 2019.
47. **AT comand mode of HC-05 and HC-06 Bluetooth® modules** Disponível em: < <https://www.instructables.com/id/AT-command-mode-of-HC-05-Bluetooth-module/>> Acesso em: 15 out. 2019.
48. **Arduino Duemilanove- Schematic**. Disponível em: < <https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/arduino-duemilanove-schematic.pdf>> Acesso em: 15 out. 2019.
49. **ATmega328PB**. Disponível em: < <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/40001906C.pdf>> Acesso em: 15 out. 2019.
50. **ENC28j60**. Disponível em: < <https://www.elecrow.com/download/ENC28J60%20Datasheet.pdf>> Acesso em: 15 out. 2019.

## APÊNDICE A – Algoritmo do transmissor.

```

//Código do Transmissor

#include "U8glib.h" // biblioteca do OLED

int mil = 0; // milhar
int cen = 0; // centena
int dez = 0; // dezena
int uni = 0; // unidade
int sel = 0; // volume total inicial = 0
int gota = 0; // inicializa gotas em 0
int total = 0; // inicializa ml em 0
int vol = 0; // inicializa selecao de volume em 0
int jan = 1; // inicializa na janela 1
float part = 0; //algebra do contador de vazao
int cont = 0; // inicializa contador para vazao em 0
int vazao = 0; // inicializa vazao em 0
const int Infra = 2; // Infra recebe sinal do pino D2
const int SelBotao = A0; // SelBotao recebe sinal do pino D2
const int EnterBotao = A1; // EnterBotao recebe sinal do pino D2
int EnterEstado = LOW; // estado do botao de Enter
int UltimoInfra = LOW; // logica da ultima gota

U8GLIB_SSD1306_128X64 u8g(U8G_I2C_OPT_NO_ACK); // inicializa OLED

// montagem das paginas do OLED

void u8g_prepare(void)
{
    u8g.setFont(u8g_font_6x10);
    u8g.setFontRefHeightExtendedText();
    u8g.setDefaultForegroundColor();
    u8g.setFontPosTop();
}

void u8g_0(uint8_t a)
{
    u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
    u8g.drawStr( 5, 15, "VOLUME TOTAL");
    u8g.setFont(u8g_font_fub30);
    u8g.drawStr( 10, 57, " 0");
    u8g.setFont(u8g_font_9x15B);
    u8g.drawStr( 105, 57, "ml");
}

void u8g_var1(uint8_t a)
{
    u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
    u8g.drawStr( 5, 15, "VOLUME TOTAL");
    u8g.setFont(u8g_font_fub30);
    u8g.setPrintPos(5, 57);
    u8g.print(mil);
    u8g.setPrintPos(30, 57);
    u8g.print(cen);
    u8g.setPrintPos(55, 57);
    u8g.print(dez);
    u8g.setPrintPos(80, 57);
    u8g.print(uni);
    u8g.setFont(u8g_font_9x15B);
    u8g.drawStr( 105, 57, "ml");
}

```

```

void u8g_var2(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 15, "VOLUME TOTAL");
  u8g.setFont(u8g_font_fub30);
  u8g.drawStr(5, 57, " ");
  u8g.setPrintPos(30, 57);
  u8g.print(cen);
  u8g.setPrintPos(55, 57);
  u8g.print(dez);
  u8g.setPrintPos(80, 57);
  u8g.print(uni);
  u8g.setFont(u8g_font_9x15B);
  u8g.drawStr( 105, 57, "ml");
}

void u8g_var3(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 15, "VOLUME TOTAL");
  u8g.setFont(u8g_font_fub30);
  u8g.drawStr( 5, 57, " ");
  u8g.drawStr( 30, 57, " ");
  u8g.setPrintPos(55, 57);
  u8g.print(dez);
  u8g.setPrintPos(80, 57);
  u8g.print(uni);
  u8g.setFont(u8g_font_9x15B);
  u8g.drawStr( 105, 57, "ml");
}

void u8g_var4(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 15, "VOLUME TOTAL");
  u8g.setFont(u8g_font_fub30);
  u8g.drawStr( 5, 57, " ");
  u8g.drawStr( 30, 57, " ");
  u8g.drawStr( 55, 57, " ");
  u8g.setPrintPos(80, 57);
  u8g.print(uni);
  u8g.setFont(u8g_font_9x15B);
  u8g.drawStr( 105, 57, "ml");
}

void u8g_1(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 15, "VOLUME TOTAL");
  u8g.setFont(u8g_font_fub30);
  u8g.drawStr( 10, 57, " 0");
  u8g.setFont(u8g_font_9x15B);
  u8g.drawStr( 105, 57, "ml");
}

void u8g_var5(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 16, "VOLUME RESTANTE:");
  u8g.drawStr( 5, 48, "VAZÃO:");
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.setPrintPos(43, 32);
  u8g.print(mil);
  u8g.setPrintPos(52, 32);
  u8g.print(cen);
  u8g.setPrintPos(61, 32);
  u8g.print(dez);
  u8g.setPrintPos(70, 32);
  u8g.print(uni);
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 85, 32, "ml");
  u8g.setPrintPos(31, 64);
  u8g.print(vazao);
  u8g.drawStr( 85, 64, "ml/h");
}

```

```

void u8g_var6(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 16, "VOLUME RESTANTE:");
  u8g.drawStr( 5, 48, "VAZÃO:");
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr(43, 32, " ");
  u8g.setPrintPos(52, 32);
  u8g.print(cen);
  u8g.setPrintPos(61, 32);
  u8g.print(dez);
  u8g.setPrintPos(70, 32);
  u8g.print(uni);
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 85, 32, "ml");
  u8g.setPrintPos(31, 64);
  u8g.print(vazao);
  u8g.drawStr( 85, 64, "ml/h");
}

```

```

void u8g_var7(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 16, "VOLUME RESTANTE:");
  u8g.drawStr( 5, 48, "VAZÃO:");
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 43, 32, " ");
  u8g.drawStr( 52, 32, " ");
  u8g.setPrintPos(61, 32);
  u8g.print(dez);
  u8g.setPrintPos(70, 32);
  u8g.print(uni);
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 85, 32, "ml");
  u8g.setPrintPos(31, 64);
  u8g.print(vazao);
  u8g.drawStr( 85, 64, "ml/h");
}

```

```

void u8g_var8(uint8_t a)
{
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 5, 16, "VOLUME RESTANTE:");
  u8g.drawStr( 5, 48, "VAZÃO:");
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 43, 32, " ");
  u8g.drawStr( 52, 32, " ");
  u8g.drawStr( 61, 32, " ");
  u8g.setPrintPos(70, 32);
  u8g.print(uni);
  u8g.setFont(u8g_font_8x13B);
  u8g.drawStr( 85, 32, "ml");
  u8g.setPrintPos(31, 64);
  u8g.print(vazao);
  u8g.drawStr( 85, 64, "ml/h");
}

```

```

uint8_t draw_state = 0;

void draw(void)
{
  switch(draw_state) // seleciona a pagina do OLED para ser apresentada no visor
  {
    case 0: u8g_0(draw_state&&7);mil=0; cen=0; dez=0; uni=0;break;
    case 1: u8g_var1(draw_state&&7);break;
    case 2: u8g_var2(draw_state&&7);break;
    case 3: u8g_var3(draw_state&&7);break;
    case 4: u8g_var4(draw_state&&7);break;
    case 5: u8g_var5(draw_state&&7);break;
    case 6: u8g_var6(draw_state&&7);break;
    case 7: u8g_var7(draw_state&&7);break;
    case 8: u8g_var8(draw_state&&7);break;
  }
}

void setup(void)
{
  Serial.begin(9600); // inicializa serial
  u8g.setColorIndex(255); // inicializa cor do OLED
  pinMode(Infra, INPUT); // define Infra como entrada
  pinMode(SelBotao, INPUT); // define SelBotao como entrada
  pinMode(EnterBotao, INPUT); // define EnterBotao como entrada
}

void loop(void)
{
  if (EnterEstado == LOW && sel == 0) // sequencia para definir o volume total inicial
  {
    int EnterEstado = digitalRead(EnterBotao); // para sair da selecao
    delay(50);
    if (EnterEstado == HIGH) { sel++; } // para selecionar progressivamente
    int SelEstado = digitalRead(SelBotao);
    delay(50);
    if (SelEstado == HIGH) vol++;
    switch (vol)
    {
      case 1: { total = 50; draw_state = 3;mil=0;cen=0; dez=5; uni=0; jan=3; break; }
      case 2: { total = 100; draw_state = 2;mil=0;cen=1; dez=0; uni=0; jan=2; break; }
      case 3: { total = 150; draw_state = 2;mil=0;cen=1; dez=5; uni=0; jan=2; break; }
      case 4: { total = 200; draw_state = 2;mil=0;cen=2; dez=0; uni=0; jan=2; break; }
      case 5: { total = 250; draw_state = 2;mil=0;cen=2; dez=5; uni=0; jan=2; break; }
      case 6: { total = 500; draw_state = 2;mil=0;cen=5; dez=0; uni=0; jan=2; break; }
      case 7: { total = 1000;draw_state = 1;mil=1;cen=0; dez=0; uni=0; jan=1; break; }
      case 8: { total = 0; draw_state = 0;mil=0;cen=0; dez=0; uni=0; vol = 0 ;jan=4; break;}
    }
  } // fim da selecao do volume

  if (sel == 1)
  {
    switch (jan) // selecao das janelas
    {
      case 1: {draw_state = 5;break; }
      case 2: {draw_state = 6;break; }
      case 3: {draw_state = 7;break; }
      case 4: {draw_state = 8;break; }
    }
  }
}

int InfraEstado = digitalRead(Infra); // InfraEstado = sinal do pino D2 = gota
delay(5);
cont++; // incrementa o contador do tempo para vazão
if ( UltimoInfra != InfraEstado && InfraEstado == HIGH ) // Passa se nova gota
{
  gota++;
  part=(cont / 7); //algebra para definir a vazão
  cont = 0;
  vazao = (180 / part);
  int UltimoInfra = HIGH; // modifica UltimoInfra para aguardar nova gota
}

```

```

if ( InfraEstado == LOW ) { int UltimoInfra = LOW;}
if ( gota == 20) //apos 20 gotas diminui 1 ml (padrao)
{
  gota= 0; // reseta contador de gotas
  total--; // decrementa contador de ml
  if (uni == 0) //sequencia para zerar quando mudam as unidades
  {
    uni = 9;
    if (dez == 0)
    {
      dez = 9;
      if (cen == 0)
      {
        cen = 9; jan = 3;
        if (mil == 1) {mil = 0; jan = 2;}
      }
      else {cen--;}
    }
    else {dez--;}
  }
  else {uni--;}
  if (mil == 0 && cen != 0) { jan = 2;}
  if (mil == 0 && cen == 0) { jan = 3;}
  if (dez == 0 && cen == 0) { jan = 4;} // fim da sequencia para zerar quando muda de unidade

  Serial.println(total); // transmissao dos dados por bluetooth
  Serial.write(highByte(total));
  Serial.write(lowByte(total));

}

u8g.firstPage(); // apresentacao das janelas
do {draw();} while( u8g.nextPage() );
}

```

## APÊNDICE B – Algoritmo do receptor.

```

// Código do Receptor

#include <UIPEthernet.h>
#include <SoftwareSerial.h>

EthernetServer server = EthernetServer(80);
SoftwareSerial HC05(6, 7); // Simula TX e RX nas portas 6 e 7.

int total ; // Variável para avaliar os comando recebidos.

void setup()
{
  Serial.begin(9600); // Taxa de transmissão do módulo.
  HC05.begin(9600); // Taxa de transmissão na serial.

  uint8_t mac[6] = {0x00,0x01,0x02,0x03,0x04,0x05}; //Define o MAC da placa de rede.
  IPAddress myIP(192,168,1,7); //Define o endereço IP da placa

  Ethernet.begin(mac,myIP); //Inicializa a placa com as configuracoes fornecidas.
  server.begin();
}

void loop()
{
  if (HC05.available() > 0) // Avalia se está recebendo dados pela serial.
  {
    total = HC05.read(); // Total será igual ao valor do último dado recebido pela serial.
  }

  size_t size;
  if (EthernetClient client = server.available()) //Verifica se o cliente está conectado no servidor.
  {
    while((size = client.available()) > 0) //Caso resultado verdadeiro envia mensagem
    {
      uint8_t* msg = (uint8_t*)malloc(size);
      size = client.read(msg,size);
      Serial.write(msg,size);
      free(msg);
    }

    //Mensagem para transmissão.
    client.println("----- ");
    client.println(" PACIENTE 01");
    client.println("----- ");
    client.println(" ");
    client.println(" ");
    client.print("VOLUME RESTANTE: ");
    client.print(total);
    client.print("ml");
    client.println();
    client.println();
  }

  // Rotina para volume crítico.
  if (total < 20) // Definição do valor do volume crítico.
  {
    client.println();
    client.println("----- ");
    client.println("| ALERTA: VOLUME CRITICO |");
    client.println("----- ");
    client.println();
  }
  client.stop(); //Encerra a conexão com o cliente.
}
}

```