

**FACULDADE DE TECNOLOGIA DO ESTADO DE SÃO PAULO**  
**FATEC OSASCO PREFEITO HIRANT SANAZAR**

**BRENDA XAVIER DE MOURA**  
**FLORA SILVERIO ALEXANDRE**  
**JOSÉ CARLOS GOMES JUNIOR**  
**LUANA CORREA DOS SANTOS**

**Automatização de Desfibrilador por meio de algoritmo com uso de MOSFET**

Trabalho apresentado para a disciplina de  
Sistemas Digitais, CST em Sistemas  
Biomédicos, 4º Semestre 2022.

Professora: Magali Andreia Rossi

**Osasco**  
**2022**

## SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	1
2.	O CIRCUITO.....	1
3.	PROPOSTA DO GRUPO .....	5
4.	O ALGORITMO.....	5
5.	A TABELA VERDADE .....	9
	REFERÊNCIAS .....	13

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Circuito RCL e Onda Bifásica Amortecida Oscilatória. (Fonte: Acervo pessoal, 2022) ....	3
Figura 2: Circuito de Carga e Descarga Final. (Fonte: Acervo pessoal, 2022) .....	4
Figura 3: Circuito do Desfibrilador Automático. (Fonte: Acervo pessoal, 2022) .....	8
Figura 4: Tabela Verdade 1 - Lógica Geral do Equipamento. (Fonte: Acervo pessoal, 2022).....	10
Figura 5: Diagrama de karnaugh da Tabela Verdade 1. (Fonte: Acervo pessoal, 2022).....	10
Figura 6: Circuito Lógico da Tabela Verdade 1. (Fonte: Acervo pessoal, 2022) .....	10
Figura 7: Circuito Lógico da Tabela Verdade 2. (Fonte: Acervo pessoal, 2022) .....	12

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1: Relação de Portas Digitais do Arduino UNO. (Fonte: Acervo pessoal, 2022).....	6
Tabela 2: Tabela Verdade 2 resumida. (Fonte: Acervo pessoal, 2022).....	11

## **1. INTRODUÇÃO**

Os procedimentos terapêuticos de cardioversão e desfibrilação possuem como objetivo geral a aplicação de pulsos elétricos de grande intensidade, a um curto intervalo de tempo, para a promoção da reversão de arritmias cardíacas, onde a contração concomitante das fibras do miocárdio resultam no reestabelecimento do ritmo cardíaco ordinário, ritmo esse em que se encontrava em estado assíncrono.

As arritmias são patologias que dizem respeito a perda de sincronismo nos batimentos cardíacos ou até mesmo a sua interrupção, sendo a fibrilação ventricular a mais perigosa delas. Quanto a fibrilação ventricular, tem-se como fato que a ausência de fluxo sanguíneo que acarreta a diminuição da pressão sanguínea, pode ocasionar a morte do indivíduo em questões de minutos. Dessa forma, a rápida despolarização das fibras do miocárdio através dos procedimentos de cardioversão e desfibrilação são essenciais para salvar a vida daquele que se encontra sob estado de fibrilação do tipo ventricular.

Dessa forma, fica evidente que um desfibrilador automático deve ter como função principal desfibrilar um coração em estado de fibrilação ventricular.

## **2. O CIRCUITO**

O circuito do desfibrilador automático desenvolvido pelo grupo basicamente é constituído por outros dois circuitos elétricos, a saber, o circuito de carga e descarga e o circuito eletrocardiográfico.

Em relação ao circuito elétrico de carga e descarga, este tem como finalidade a realização do carregamento da carga, medida em joules [J], que é armazenada em um capacitor sem polarização, e, o descarregamento da mesma sobre o paciente, de tal modo que somente a uma fração da carga total é submetido o indivíduo. Existe também o descarregamento interno da carga armazenada no capacitor, que é realizado por motivos de segurança, principalmente de cargas não utilizadas e/ou cargas flutuantes. O descarregamento da carga sobre o paciente recebe o nome de desfibrilação, pois tem como objetivo a despolarização do tecido do

miocárdio que se encontra em fibrilação, isto é, em estado não condizente com o marca-passo natural e síncrono dos batimentos cardíacos.

Atendo-se ao circuito eletrocardiográfico, sua função é a aquisição por meio de eletrodos dos sinais elétricos produzidos pelos batimentos cardíacos, onde em superfície do corpo estão na faixa de milivolts [mV], o tratamento destes sinais elétricos – que resumidamente são a amplificação do sinal através de amplificadores de instrumentação e a atenuação de frequências ruídos através de filtragens em diversos filtros, tais como filtro passa baixas, passa altas e rejeita faixas – e o processamento dos sinais já tratados para a confecção do eletrocardiograma, comumente conhecido como ECG, que nada mais é do que um registro gráfico da tensão em volts [V] em função do tempo. Em suma o circuito eletrocardiográfico através do eletrocardiograma é capaz de monitorar o comportamento cardíaco, em especial a frequência cardíaca, de modo não invasivo, além de diagnosticar e fazer o acompanhamento de arritmias cardíacas, como a fibrilação ventricular.

O desfibrilador automático desenvolvido pelo grupo não chega a ser propriamente dito um cardioversor, uma vez que o mesmo detém um monitor eletrocardiográfico, que tem como finalidade monitorar o eletrocardiograma e outros parâmetros vitais, a saber, pressão sanguínea, oxigenação do sangue, taxas de respiração, etc. Devido ao tempo disponibilizado para a realização do projeto integrador, não fora possível desenvolver um monitor eletrocardiográfico e também não fora possível construir tanto o circuito de carga e descarga quanto o circuito eletrocardiográfico, sendo que o circuito de carga e descarga foi simulado em softwares de simulação de circuitos elétricos enquanto para o circuito eletrocardiográfico somente foi calculado e determinado seus componentes.

Para o eficiente funcionamento dos procedimentos de desfibrilação e cardioversão, se faz necessário uma comunicação entre ambos os circuitos, isto é, o circuito eletrocardiográfico deve se comunicar com o circuito de carga e descarga. Tal comunicação em equipamentos de desfibrilação é realizada através de um médico ou de um profissional de saúde apto, que interpreta o eletrocardiograma exibido no monitor eletrocardiográfico de modo a identificar o estado de fibrilação ventricular. Se for constatado através do eletrocardiograma que o paciente está em estado de fibrilação, o médico a profissional da saúde apto recorre ao

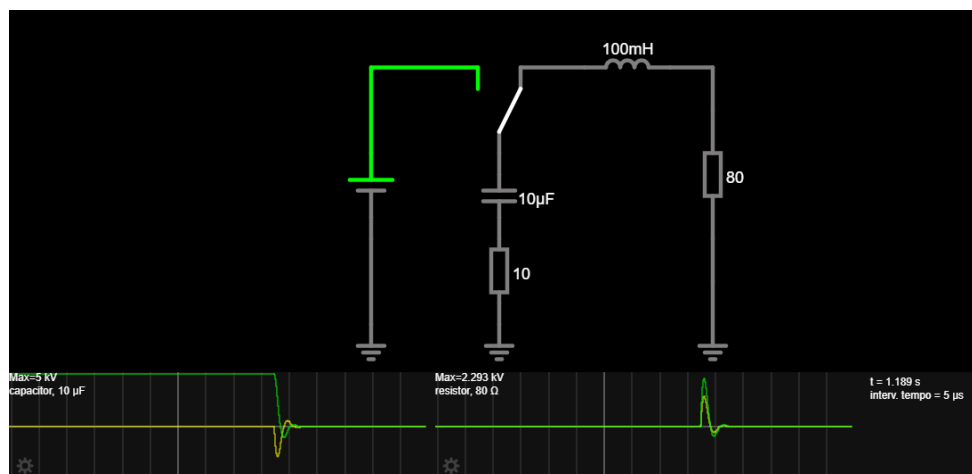
circuito de carga e descarga para realizar o procedimento de desfibrilação. Sendo este procedimento o mais comum para equipamentos de desfibrilação.

Assim, tanto o profissional da área da saúde apto quanto o médico devem detectar a onda de fibrilação no eletrocardiograma, onda esta que tem como especificidade uma alta flutuação e alta frequência. Cabe ressaltar que as fibrilações também podem ser detectadas pela ausência de pulso. Reconhecido a fibrilação ventricular, o médico ou outrem, executam o empreendimento de desfibrilação através do circuito de carga e descarga de forma manual, ou seja, pressionando-se botões para cada tipo de acionamento de tal circuito.

O circuito de carga e descarga do projeto desenvolvido pelo grupo atua por meio de três acionamentos: O primeiro acionamento é o de carregamento da carga sobre o capacitor, o segundo acionamento diz respeito ao descarregamento desta carga internamente e o terceiro acionamento é o descarregamento da carga armazenada no capacitor, não descarregada internamente, sobre o paciente, isto é, a desfibrilação. Tal descarregamento sobre o paciente é conseguido por intermédio de um circuito RCL.

O circuito RCL, como o próprio nome sugere, é um circuito formado por um resistor, um capacitor e um indutor, sendo que esses três componentes se encontram dispostos em série. O resistor,  $R_L$ , representa a impedância ou resistência elétrica do tórax do paciente; enquanto o capacitor,  $C_C$ , é o próprio capacitor responsável por armazenar a carga; o indutor,  $L$ , por sua vez, tem o intuito de amortecer a onda de desfibrilação produzida no procedimento desfibrilação. Essa onda é resultado dos valores dos três componentes.

Figura 1: Circuito RCL e Onda Bifásica Amortecida Oscilatória. (Fonte: Acervo pessoal, 2022)







tipo MOSFET canal n – canal n, pois as tensões de controle são positivas –, contabilizando o total de três transistores por método.

O método fala acerca do tipo de energia que é desfibrilada ao paciente, energia abaixo de 50 J e energia entre 50 J a 360 J, onde respectivamente trata-se do método infantil e o método adulto. Desse modo, o projeto do circuito de carga e descarga conta com um total de seis transistores MOSFET do tipo canal n, sendo três transistores por método, isto é, três chaves correspondente aos três acionamentos – acionamento de carregamento da carga, acionamento de descarregamento da carga internamente e o acionamento do descarregamento da carga sobre o paciente, a desfibrilação.

### **3. PROPOSTA DO GRUPO**

A proposta do grupo é o desenvolvimento de um desfibrilador automático com o uso de transistores MOSFET tipo canal n como chaves de acionamento. Para automatizar o procedimento de desfibrilação, fica claro que a comunicação entre o circuito de carga e descarga com o circuito eletrocardiográfico deve ser realizada por meio de um algoritmo, isto é, por meio da máquina, não necessitando da intervenção humana – o médico ou profissional da área da saúde apto que interpretavam o eletrocardiograma no monitor eletrocardiográfico –, onde consequentemente retira o uso de botões para os três tipos de acionamentos, a saber, acionamento de carregamento, acionamento para descarregamento interno e o acionamento para o descarregamento sobre o paciente ou desfibrilação.

### **4. O ALGORITMO**

Foram separadas seis portas digitais do Arduino UNO, a saber, a porta 13, 12, 11, 10, 9 e 8 e definidas como portas de saídas, isto é, portas que são responsáveis por enviar sinais altos, HIGH, aos transistores MOSFET de tipo canal n. Como são utilizados para a composição do circuito de carga e descarga o total de seis transistores, cada porta fica responsável exclusivamente por um transistor.

A relação de portas digitais e transistores é a seguinte: a porta 13 e a porta 10 são responsáveis por enviar sinais altos, 5 V, aos MOSFET 1 e 4, isto é, aos transistores que realizam o carregamento das cargas sobre os capacitores, onde o MOSFET 1 faz o papel de chave para carregar a carga sobre o capacitor do modo adulto, enquanto o MOSFET 4 faz o papel de chave para carregar o capacitor do modo infantil – assim, as portas 13 e 10 são responsáveis cada uma pelos acionamentos de carregamentos das cargas sobre os capacitores de ambos os modos.

As portas digitais 12 e 9 são as portas responsáveis pelos acionamentos de descarregamento internamente de cargas flutuantes, da ordem de mili-volts [mV]. Como o desfibrilador desenvolvido pelo grupo é automático, não ocorre a situação de carregar uma carga e esta não ser desfibrilada, necessitando de descarregamento da mesma internamente, mas somente o descarregamento de cargas flutuantes que se acumulam naturalmente sobre os capacitores de carga. Logo, as portas digitais 12 e 9 ficam responsáveis por enviarem sinais de nível lógico alto para o MOSFET 2 e 5 respectivamente, que são os transistores responsáveis por desempenharem o papel das chaves de descarregamento interno.

Já as portas digitais 11 e 8, como se deve imaginar, são responsáveis por realizarem os acionamentos que dizem respeito a desfibrilação, isto é, o descarregamento de cargas sobre o paciente através do circuito RCL. Os transistores responsáveis são o MOSFET 3 e 6, sendo o transistor 3 utilizado como chave para permitir a desfibrilação do modo adulto, enquanto o transistor 6 é destinado para o modo infantil.

Abaixo há uma tabela que resume a relação das portas digitais com os transistores:

Tabela 1: Relação de Portas Digitais do Arduino UNO. (Fonte: Acervo pessoal, 2022)

PORTA DIGITAL	MOSFET	FUNÇÃO
13	1	Acionamento do carregamento da carga no modo adulto
12	2	Acionamento do descarregamento interno no modo adulto
11	3	Acionamento do descarregamento no paciente no modo adulto
10	4	Acionamento do carregamento da carga no modo infantil
9	5	Acionamento do descarregamento interno no modo infantil
8	6	Acionamento do descarregamento no paciente no modo infantil

O algoritmo foi construído com uma estrutura de três condições, a saber, a condição sem fibrilação, a condição de fibrilação modo adulto e a condição de fibrilação modo infantil. As três condições estão constituídas por meio de um if-else encadeado, onde a primeira condição diz respeito ao estado de ECG normal ou sem fibrilação, enquanto a segunda condição é o estado de ECG anormal com fibrilação do tipo modo adulto, e por fim, não menos importante, a condição de ECG anormal com fibrilação que diz respeito ao modo infantil.

Na condição de ECG normal, ou estado sem fibrilação, os MOSFET 2 e 5 são acionados, isto é, são enviados pelas portas digitais 12 e 9 sinais altos nos pontos GATE de ambos os MOSFETs, criando-se assim canais de condução elétrica DRENO-FONTE que descarregam cada um a carga flutuante dos capacitores de armazenamento de carga de ambos os modos.

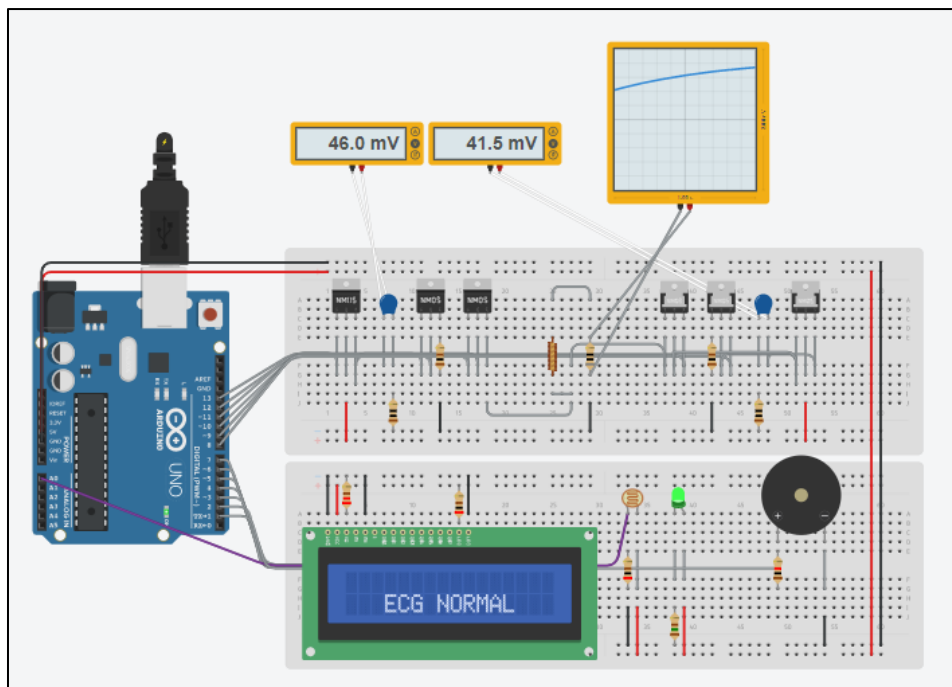
Já na condição de ECG anormal, do tipo modo adulto, são acionados os MOSFET 1 e 3 por meio das portas digitais 13 e 10, sendo um acionamento seguido do outro por meio de intervalos de tempo, isto é, primeiro se aciona o MOSFET 1 que realiza o carregamento da carga sobre o capacitor de carga por um dado período e logo em seguida é acionado o MOSFET 3 para descarregar tal carga, desfibrilar em outros termos. O mesmo acontece com a condição de ECG anormal do tipo modo infantil, sendo neste caso acionado os MOSFETs 4 e 6 por meio das portas digitais 11 e 8 respectivamente.

As condições são valores de tensões, mais especificamente faixa de valores de tensões, captados a partir de da porta analógica A0, sendo tais valores medidos por meio de um LDR – escolheu-se o LDR como componente representativo dos estados de fibrilação e não desfibrilação, uma vez que o simulador utilizado, a saber, o Tinkercad da Autodesk, não é capaz de simular com eficiência o circuito eletrocardiográfico –, desse modo o seu papel é de promover variações de tensões, e estas por sua vez são convencionadas aos estados de ECG normal, ECG anormal modo adulto e ECG anormal modo infantil. É graças a essas convenções e o uso de LDR como componente representativo do circuito eletrocardiográfico, que o circuito de carga e descarga é automatizado, desfibrilando quando houver condição de ECG anormal, e somente descarregando internamente as cargas flutuantes sobre os capacitores quando há condição de ECG normal.

Dessa forma, não há a necessidade de botões para realizar os acionamentos, e muito menos da interpretação do eletrocardiograma para reconhecer os estados de fibrilação ventricular através da ação humana. Além disso, para cada condição há uma comunicação informando o que ocorre com o equipamento em tempo real, sendo a forma de comunicação mensagens exibidas em um Display LCD 16x2 e por sinais sonoros produzidos por Piezo – sons esses emitidos ao final de cada operação de desfibrilação. O circuito foi simulado no software de simulação de circuitos elétricos Tinkercad, da Autodesk, que pode ser visto na figura 3.

Em suma, a comunicação do circuito de carga e descarga com o circuito eletrocardiográfico seria realizada através de comparação de valores de tensões oriundas do eletrocardiograma, sendo cada faixa de valores um determinado estado de ritmo cardíaco, e, identificado estes estados, automatizasse os procedimentos de desfibrilação a partir de um encadeamento de if-else que tem como objetivo principal enviar sinais altos e positivos as portas ou pontos GATE dos transistores MOSFETs do tipo canal n, que são responsáveis por sua vez pelos acionamentos. Isto é, todo o reconhecimento do ECG e o processo de desfibrilação são empreendidos por um algoritmo que tem como lógica a comparação de faixas de valores de tensão.

Figura 3: Circuito do Desfibrilador Automático. (Fonte: Acervo pessoal, 2022)



## 5. A TABELA VERDADE

Existe somente um único dado que entra no equipamento Desfibrilador automático, a saber, o valor de tensão do sinal elétrico coletado pelo circuito eletrocardiográfico, isto é, somente os valores de tensão em volts [V] do eletrocardiograma é o dado de entrada. Todavia, em decorrência do ritmo cardíaco assumir somente um estado por vez, ou seja, ou há sincronismo nos batimentos cardíacos ou há descompasso e até mesmo não há batimentos cardíacos, os valores de tensão somente são interpretados pelo estado. Assim, de acordo com o estado do coração, a tensão coletada pelo circuito eletrocardiográfico estará na faixa de tensão que diz respeito ao estado do coração, e nunca em mais de uma faixa, pois o coração não pode ter um ritmo normal e concomitantemente estar em fibrilação ventricular – não existe a possibilidade do coração estar batendo e simultaneamente parado –, consequentemente a variável de entrada, tensão  $V$ , somente pode assumir um valor das faixas de tensão por vez.

Os estados possíveis do coração são, resumidamente, estado normal (ECGN), estado anormal com fibrilação ventricular de modo adulto (ECGAM1) e o estado anormal com fibrilação ventricular de modo infantil (ECGAM2). Para cada estado há uma faixa de tensão correspondente, e como o coração somente assume um estado por vez, a variável de entrada tensão,  $V$ , oriunda dos sinais elétricos coletados pelo circuito eletrocardiográfico, somente se enquadrará em uma única faixa por vez. Isto posto, fica claro que se considerarmos como entradas as variáveis ECGN, ECGAM1 e ECGAM2, logicamente a variável saída será a carga elétrica sobre o capacitor de armazenamento de carga, chamada  $VC$ , pois em todos os casos ou em todos os modos de operação do equipamento, modos esses que dependem exclusivamente dessas variáveis de entradas, a carga do capacitor sofre variação – variação essa de acordo com o modo, e o modo depende diretamente do estado do coração.

Para a tabela verdade 1, que representa a lógica geral do equipamento, temos que nível lógico 0 para as entradas significa não leitura de tensão, enquanto nível lógico 1 significa leitura de tensão. Já nível lógico 0 para a saída significa não variação de carga no capacitor de armazenamento de carga, enquanto nível lógico 1 significa variação de tensão sobre o capacitor. Desse modo, não haverá variação de carga sobre o capacitor de armazenamento de carga se não tiver leitura de tensão ou mais de uma leitura de tensão por vez – sendo que

mais de uma leitura de tensão não é possível, pois o coração somente se encontra num único estado por vez. Somente haverá variação de tensão sobre a carga do capacitor se e somente se houver um único valor de tensão dentre as três entradas.

Figura 4: Tabela Verdade 1 - Lógica Geral do Equipamento. (Fonte: Acervo pessoal, 2022)

ECGN	ECGAM1	ECGAM2	VC
0	0	0	0
0	0	1	1
0	1	0	1
0	1	1	0
1	0	0	1
1	0	1	0
1	1	0	0
1	1	1	0

A expressão booleana minimizada pelo formato de soma de produtos é:

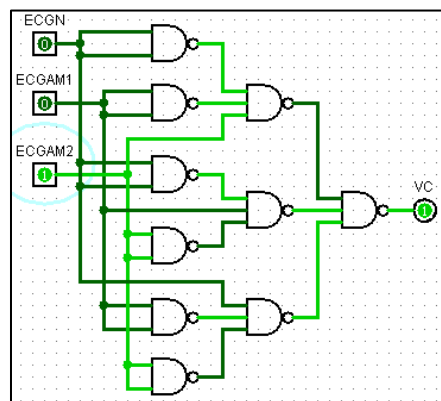
$$\overline{\text{ECGN}} \overline{\text{ECGAM1}} \text{ECGAM2} + \overline{\text{ECGN}} \text{ECGAM1} \overline{\text{ECGAM2}} + \text{ECGN} \overline{\text{ECGAM1}} \overline{\text{ECGAM2}}$$

O diagrama de karnaugh e o circuito lógico podem ser visualizados nas figuras abaixo:

Figura 5: Diagrama de karnaugh da Tabela Verdade 1. (Fonte: Acervo pessoal, 2022)

		ECGAM1, ECGAM2			
		00	01	11	10
ECGN	0	0	1	0	1
	1	1	0	0	0

Figura 6: Circuito Lógico da Tabela Verdade 1. (Fonte: Acervo pessoal, 2022)



Levando em conta que para o funcionamento do circuito de carga e descarga são necessário seis portas digitais do Arduino UNO, a saber, as portas 13, 12, 11, 10, 9 e 8, e que se os sinais altos que são emitidos por essas portas forem considerados variáveis de entrada, tem-se logicamente que a variável de saída é o descarregamento da carga sobre o capacitor de armazenamento de carga, visto que, em todas as possibilidades de envio de sinais altos por meio dessas portas, obedecendo a lógica da programação do circuito, há o descarregamento da carga do capacitor de carga, seja ele em forma de desfibrilação ou em forma de descarregamento interno.

Assim, como são seis portas digitais no total para controlar as operações dos três modos, temos seis variáveis de entrada, a saber, VP13, VP12, VP11, VP10, VP9 e VP8, sendo o número da variável o número da porta digital do Arduino UNO. A variável de saída é a descarga da carga sobre os capacitores de carga, isto é, DC.

A tabela abaixo mostra o resumo da tabela verdade 2 que diz respeito a lógica de funcionamento do circuito de carga e descarga:

Tabela 2: Tabela Verdade 2 resumida. (Fonte: Acervo pessoal, 2022)

Posição	Variáveis de Entrada – Sinais das portas digitais do Arduino						Saída
	VP13	VP12	VP11	VP10	VP9	VP8	DC
1 <sup>a</sup>	0	0	0	0	0	0	0
...	...	...	...	...	...	...	...
3 <sup>a</sup>	0	0	0	0	1	0	1
...	...	...	...	...	...	...	...
6 <sup>a</sup>	0	0	0	1	0	1	1
...	...	...	...	...	...	...	...
17 <sup>a</sup>	0	1	0	0	0	0	1
...	...	...	...	...	...	...	...
19 <sup>a</sup>	0	1	0	0	1	0	1
...	...	...	...	...	...	...	...
41 <sup>a</sup>	1	0	1	0	0	0	1
...	...	...	...	...	...	...	...
64 <sup>a</sup>	1	1	1	1	1	1	0

Em relação a tabela verdade 2, que diz respeito ao funcionamento do circuito de carga e descarga, somente haverá saída nível alto 1, isto é, somente haverá descarregamento da carga dos capacitores de carga, em 5 situações, a saber, sinal alto da porta digital 9, que aciona o MOSFET que descarrega o capacitor de carga do modo infantil; sinais altos das portas digitais 10 e 8, que respectivamente acionam os MOSFETs responsáveis por carregar e

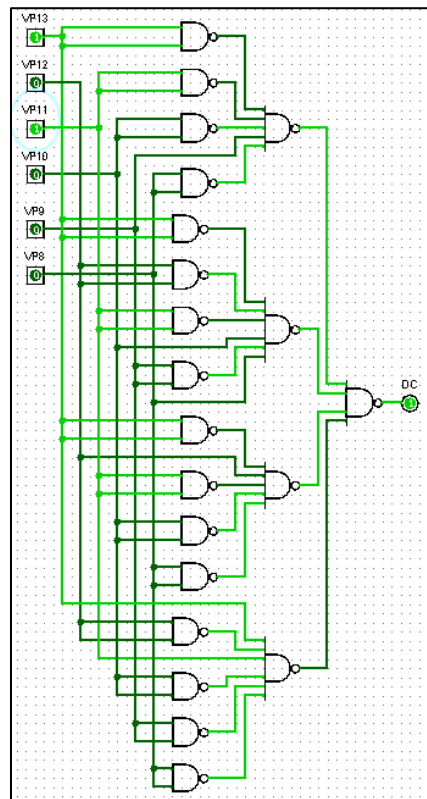
desfibrilar a carga do capacitor de carga do modo infantil; sinal alto da porta digital 12, que aciona o MOSFET que descarrega o capacitor de carga do modo adulto; sinais altos das portas digitais 13 e 11, que respectivamente acionam os MOSFETs responsáveis por carregar e desfibrilar a carga do capacitor de carga do modo adulto; e por fim, sinais altos das portas digitais 8 e 12 simultaneamente – lembrando que a programação não executa os sinais simultaneamente, porém é possível se o microcontrolador utilizado for mais sofisticado que o Arduino UNO, uma vez que este opera através de uma função void loop() –, onde nesse caso seria descarregado os dois capacitores de carga ao mesmo tempo.

A expressão booleana da lógica do funcionamento do circuito de carga e descarga se encontra abaixo:

$$\overline{VP13} \overline{VP11} \overline{VP10} VP9 \overline{VP8} + \overline{VP13} \overline{VP12} \overline{VP11} VP10 \overline{VP9} VP8 \\ + \overline{VP13} VP12 \overline{VP11} \overline{VP10} \overline{VP8} + VP13 \overline{VP12} VP11 \overline{VP10} \overline{VP9} \overline{VP8}$$

O circuito pode ser visualizado na figura abaixo:

**Figura 7: Circuito Lógico da Tabela Verdade 2. (Fonte: Acervo pessoal, 2022)**





## REFERÊNCIAS

BOYLESTAD, Robert L. **Introdução à Análise de Circuitos**. 12.ed. São Paulo, SP: Person Education do Brasil, 2012.

INTRAMED. **Manual do usuário DualMax Monitor Cardioversor/Desfibrilador Bifásico**. Porto Alegre, RS: Instramed Indústria Médico Hospitalar Ltda, 2020.

MACHADO, Phillipe L. **Projeto de Construção de um Hardware para Condicionamento e Aquisição de Sinais ECG**. 2016. 42 f. TCC (Graduação) – Bacharelado em Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, CEFET-MG – Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, Belo Horizonte. 2016. Disponível em: < [Projeto e Construção de um Hardware para Condicionamento e aquisição de Sinais ECG \(cefetmg.br\)](http://cefetmg.br) > Acesso em: 25 mai 2022.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção**: Capacitação a distância. Capítulo 6, Desfibriladores e Cardioversores, elaborado por: Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen – Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2002.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção**: Capacitação a distância. Capítulo 9, Eletrocardiográfico e Monitor Cardíaco, elaborado por: Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button – Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2002.

OLIVEIRA, Cláudio L. V.; ZANETTI, Humberto A. P. **Arduino Descomplicado**: Como Elaborar Projetos de Eletrônica. 1.ed. São Paulo, SP: Érica, 2015.