

Universidade de São Paulo – USP
Escola de Engenharia de São Carlos – EESC
Departamento de Engenharia Elétrica e de Computação – SEL

Guilherme Mateus de Mattos Pinto

**Módulo de codificação e sincronização
de transceptor óptico para cápsulas endoscópicas**

São Carlos
2017

Guilherme Mateus de Mattos Pinto

**Módulo de codificação e sincronização
de transceptor óptico para cápsulas endoscópicas**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Escola de
Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo.

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em Sistemas de Energia e
Automação

Orientador: Prof. Dr. João Paulo Pereira do Carmo

São Carlos
2017

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

D953m

de Mattos Pinto, Guilherme Mateus
Modulo de codificação e sincronização de
transceptor óptico para cápsulas endoscópicas /
Guilherme Mateus de Mattos Pinto; orientador João Paulo
Pereira do Carmo. São Carlos, 2017.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Sistemas de Energia e Automação) -- Escola de
Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo,
2017.

1. Cápsulas Endoscópicas. 2. Gerador PN. 3.
Sequência Pseudo Aleatoria. 4. CDMA. 5. CMOS. 6. FPGA.
I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Guilherme Mateus de Mattos Pinto

Título: "Módulo de codificação e sincronização de transceptor óptico para cápsulas endoscópicas"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 06 / 11 / 2017,

com NOTA 6,0 (SGS, ZER.), pela Comissão Julgadora:

Prof. Dr. João Paulo Pereira do Carmo - Orientador - SEL/EESC/USP

Prof. Dr. Emiliano Rezende Martins - SEL/EESC/USP

Dr. Yuri Andrey Olivato Assagra - SEL/EESC/USP

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Rogério Andrade Flauzino

Dedico este Trabalho a Benedita e João de Mattos, meus pais.

Agradecimentos

Primeiramente quero agradecer aos meus pais, pela dedicação pela minha formação. Sem Benedita e João Mattos jamais conseguiria fazer uma faculdade e ter formação, a eles deve ser dedicado não só esse trabalho, mas toda minha graduação.

A minha irmã Geisla Mattos agradeço pelo apoio psicológico durante a faculdade, sua coragem e sonhos me motivaram muito.

Quero agradecer a Stefan Thiago e Emerson Pedrino pela amizade e apoio durante toda a faculdade, pelas intermináveis discussões de problemas, mesmo quando esses não eram das suas áreas. Sem eles também não seria possível essa graduação

A toda a galera da Republica 100 pudor, pelos ótimos anos, amizades, histórias e apoio em momentos difíceis. Obrigado Jeferson, Wander, Marcelo, Homer, Marcos.

Sumário

Resumo.....	11
1. Dispositivos Médicos	13
1.1 Dispositivos Médicos	13
1.2 Capsulas Endoscópicas.....	13
1.3 Novas funções para capsulas endoscópicas	17
2. Motivação	21
2.1 Comunicações em dispositivos médicos intracorporais	21
2.2 Motivação.....	22
3. Sequências PN	25
3.1 Espalhamento Espectral.....	25
3.2 CDMA e Ortogonalidade.....	26
3.3 Sequências PN	29
3.4 Gerador de sequência PN proposto	32
4. Emulação em FPGA.....	35
4.1 FPGAs	35
4.2 Placa de desenvolvimento DE1 da Altera.....	39
4.3 Arquitetura do gerador de sequência PN	40
4.4 Testes.....	42
5. Microdispositivo CMOS	47
5.1 Projeto	47
5.1.1 Porta inversora.....	47
5.1.2 Portas NOR e NAND de duas entradas	48
5.1.3 Porta NAND de três entradas	50
5.1.4 Flip-Flop D com PRESET e CLEAR	51
5.1.5 Circuito Realimentador.....	51
5.1.6 Circuito de Programação.....	52
5.1.7 Layout Gerador de Sequência PN	53
5.2 Teste do microdispositivo	54
6. Conclusões.....	63
6.1 Trabalhos Futuros.....	63
Apêndice.....	65
Referências	67

Resumo

Este trabalho apresenta um gerador de sequência pseudoaleatória (Sequência PN). Esse gerador será aplicado em comunicações intracorporais de e para dispositivos médicos com ênfase para as capsulas endoscópicas. A sequência PN codificará um sinal binário na cápsula, utilizando a técnica de espalhamento espectral. Uma sequência sincronizada no receptor poderá descodificar o sinal recuperando-o. Estas sequências permitem a comunicação simultânea de vários dispositivos. Além disso, foi também emulada em FPGA a geração de sequência PN.

Palavras chave: Cápsulas Endoscópicas, Gerador PN, Sequência Pseudo Aleatória, CDMA, CMOS, FPGA.

1. Dispositivos Médicos

Neste capítulo faz-se uma breve revisão sobre dispositivos médicos, e alguns exemplos. Também faz-se uma apresentação das capsulas endoscópicas atualmente usadas em diagnóstico, suas funções e objetivos.

1.1 Dispositivos Médicos

Qualquer aparelho ou software utilizado a fim de tratamento e diagnóstico é denominado dispositivo médico (DM) [1]. Observa-se que no mercado existe uma ampla classe de dispositivos médicos, os quais classificam-se em [2]:

- Dispositivo médico in-vitro: são reagentes, equipamentos, materiais com objetivo de serem utilizados in-vitro, em laboratório para exames com amostras biológicas do paciente [2]. Exemplos são os reagentes para teste de gravidez, e testes de tipo sanguíneo.
- Dispositivos médicos implantáveis ativos: dependem de uma fonte de energia para funcionarem, sendo projetados para implantações no corpo humano via cirurgia ou orifício natural [2]. Como exemplos incluem-se os marca passos e as cápsulas endoscópicas.
- Dispositivos médicos gerais: não são classificados pelas categorias acima, e alguns exemplos incluem os equipamentos de tomografia, raio-X entre outros [2].

Os objetivos dos dispositivos são a melhoria do estado dos pacientes, seja por meio de intervenções diretamente na enfermidade, como marca passos, ou como meios de diagnósticos, por exemplo, um equipamento de raio-X [2]. A cápsula endoscópica é a aplicação escolhida para este trabalho por também ser um dispositivo médico implantável minimamente invasivo pois não precisa de intervenção cirúrgica para a sua operação [2].

1.2 Capsulas Endoscópicas

Não é estranho a ninguém, o fato de as técnicas endoscópicas serem um recurso de diagnóstico e tratamento de doenças amplamente utilizadas pelos profissionais da

saúde. Comparativamente com outras técnicas de visualização do interior do corpo humano, onde se inclui a tomografia computacional (TC ou CT, *Computurized Tomography*) ou a ressonância magnética computorizada (MRI, *Magnetic Resonance Imaging*) que requerem a emissão de radiação X [3] ou a geração de campos magnéticos de elevada intensidade [4] respectivamente, as técnicas endoscópicas tornaram-se imprescindíveis quer em diagnóstico [5] ou em cirurgias minimamente invasivas [6] (por exemplo, a laparoscopia) justamente devido ao seu baixo risco para o paciente.

Esta técnica específica pode-se dividir em endoscopia superior e endoscopia inferior, permitindo o acesso e, portanto a respectiva visualização de algumas partes do trato gastrointestinal (GI, *Gastrointestinal Tract*), nomeadamente o esôfago, o estômago e o intestino (embora de forma limitada neste último caso). A Figura 1 ilustra dois procedimentos endoscópicos (a endoscopia digestiva alta, EDA ou *Upper Endoscopy* [7]; e a endoscopia digestiva baixa ou *Lower Endoscopy* [8], mais conhecida como colonoscopia) e simultaneamente ajuda a compreender a razão da maior parte do intestino delgado estar inacessível com estas técnicas convencionais [9].

Esta restrição tem como consequências muito severas que de outra forma se poderia evitar, nomeadamente a impossibilidade de detectar as doenças mais comuns (por exemplo, sangramentos, úlceras e tumores) ainda nas fases iniciais. Isto faz com que se perca a oportunidade de controlar a sua evolução ou mesmo a oportunidade de cura total sem necessidade de recorrer a tratamentos mais complexos e dispendiosos [10]. Portanto, esta ausência de diagnóstico resulta frequentemente na deterioração dos sintomas e respectiva evolução para uma forma mais grave de doença ou mesmo em doença cancerosa [11].

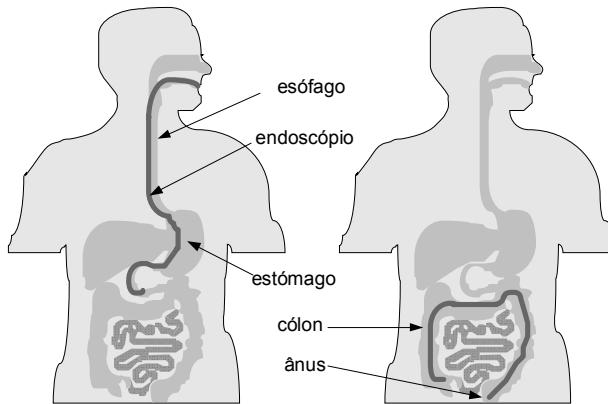


Figura 1: Ilustração dos procedimentos de visualização utilizados nas técnicas de endoscopia digestiva (a) alta (*Upper endoscopy*) e (b) baixa (*Lower endoscopy*, mais conhecida como colonoscopia).

Neste contexto, a cápsula endoscópica (CE ou EC, *Endoscopic Capsule*) introduzida em 2000 revolucionou a gastroenterologia, promovendo uma nova perspectiva do interior do trato gastrointestinal que anteriormente só poderia ser acedido através de cirurgia [12]. Atualmente, a CE é um exame de diagnóstico de primeira linha na endoscopia do intestino delgado para a deteção da doença de *Crohn*, associada à doença inflamatória do intestino (DII ou IBD, *Inflammatory Bowel Disease*) [13-15].

Conforme ilustrado na Figura 2 [15], a EC é um dispositivo biomédico de reduzidas dimensões (26 mm de comprimento por 11 mm de diâmetro) semelhante a um comprimido. Esta incorpora uma câmara, sistema de iluminação e transmissão sem fios, permitindo assim realizar diagnósticos minimamente invasivos comparativamente com os exames tradicionais de endoscopia digestiva alta ou a endoscopia digestiva baixa.

As CEs comercialmente disponíveis utilizam a luz branca através de LEDs (Díodos Emissores de Luz ou *Light Emitting Diodes*) para iluminar a mucosa do trato gastrointestinal (GI) [12]. Por conseguinte, algumas lesões da mucosa continuam não sendo visíveis devido ao diagnóstico baseado em luz branca [16]. Além disso, a locomoção da CE é passiva, isto é, igual à mobilidade natural do bolo alimentar conhecida pelos movimentos peristálticos [16].



Figura 2: (à esquerda) CE, e (à direita) respectivos componentes contidos numa CE: cúpula (dome) óptica, suporte físico para as lentes, lente (com baixa distância focal), LEDs de luz branca para iluminação, sensor para aquisição de imagens, baterias de óxido de prata para alimentação, um emissor de radiofrequência (RF) para transmissão sem fios das imagens e uma antena [18].

Atualmente existem no mercado vários tipos de cápsulas endoscópicas com focos diferentes daqueles do protótipo original de 2001 [17], analisando-se aqui quatro tipos diferentes de capsulas, a PillCam SB2, Endo Capsule, MiroCam e a OMOM.

É interessante salientar que é escassa a bibliografia comparando a atuação das quatro capsulas endoscópicas [17].

Na Tabela 1 resume as características dos quatro dispositivos.

Tabela 1 – Comparativo entre capsulas (Adaptado de [17]) .

Característica	PillCam SB2 (Given Imaging LTD)	EndoCapsule (Olympus)	MiroCam (Intromedic)	OMOM Capsule (Jinshan Science and Technology Group)
Início da Produção	2001	2007	2007	Ainda em pesquisa
Comprimento(mm) x Diâmetro(mm)	26 x 11	26 x 11	24 x 11	27,9 x 13
Peso (g)	3,4	3,8	3,4	6
Imagens por Segundo	2	2	2	0,5 a 2
Transmissão de Dados	Radiofrequência	Radiofrequência	Radiofrequência	Radiofrequência
Iluminação	6 LEDs Brancos	6 LEDs Brancos	6 LEDs Brancos	6 LEDs Brancos

A Tabela 2 ilustra um comparativo das vantagens e desvantagens das capsulas endoscópicas referentes a um exame convencional para visualização do trato gastro intestinal [17].

Tabela 2 – Vantagens e desvantagens da utilização de capsulas (adaptado de [17]).

Vantagens	Desvantagens
Minimamente Invasivo	Tempo de bateria limitado
Estudos demonstram a segurança	Movimento passivo da capsula
Não precisa de anestesia (Geral ou local)	Imagens de baixa resolução (2 por segundo ou menos no caso da OMOM)
Visualização completa do intestino delgado.	Não pode ser utilidade para realização de intervenções terapêuticas
Realização ambulatorial	Comunicação intracorporal de difícil realização sujeita a perda de dados

1.3 Novas funções para capsulas endoscópicas

O controle da locomoção da CE abre caminho para novas funcionalidades como é o caso da tecnologia *Narrow Band Imaging* (NBI) [19], endomicroscopia confocal (ENM ou CLE, *Confocal Laser Endomicroscopy*) [20], terapia fotodinâmica (PDT, *Photodynamic Therapy*) [21] e reconstrução 3-D da mucosa GI [22]. De acordo com a Figura 3, a integração destas técnicas vai justamente de encontro à visão pessoal do presidente da companhia *Olympus* (Mr. I. Shimoyama) com as perspectivas de evolução das funções suportadas pelas cápsulas endoscópicas do futuro, visão esta partilhada com o público pela primeira vez, no *11th World MicroMachine Summit* [23].

De fato, a Figura 3 ilustra o rápido crescimento do uso de cápsulas endoscópicas, comparativamente com a endoscopia convencional. É interessante observar que a taxa de crescimento está diretamente relacionada com o número de funções passíveis de serem integradas na cápsula endoscópica. Portanto, é fato inegável que hoje em dia, a capacidade de diagnóstico na endoscopia convencional pode ser melhorada através de novas aplicações.

Um exemplo de aplicação que permite aumentar a capacidade de diagnóstico inclui a aplicação de iluminação *Narrow Band Imaging* (NBI). Esta técnica tira partido das características espectrais da luz para realçar as estruturas vasculares, sem aplicação

de qualquer tipo de corante. Foi já comprovado que o NBI aumenta a capacidade de diagnóstico de diversas patologias: permite (a) a classificação de padrões característicos do esôfago de *Barrett* [24]; (b) colite ulcerosa [25]; e (c) caracterização em tempo real da histologia de pôlipos [26,27]. Assim, a inclusão desta tecnologia na CE permitirá a junção das vantagens inerentes ao diagnóstico por cápsula com a possibilidade da distinção nítida do padrão vascular, o que traz grandes vantagens na identificação de diversas patologias que, de outra forma, seriam praticamente imperceptíveis.

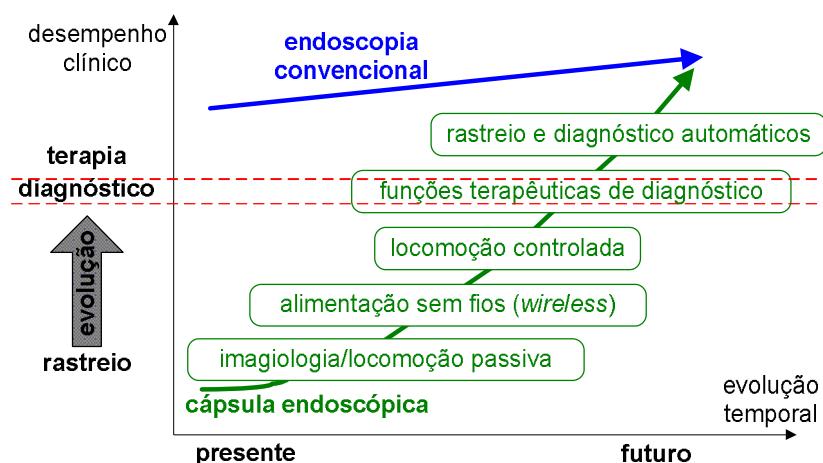


Figura 3: Visão do presidente da companhia *Olympus* com as perspectivas de evolução (*roadmap*) das funções suportadas pelas cápsulas endoscópicas do futuro [33].

Relativamente à endomicroscopia confocal, trata-se de uma técnica de microscopia que também já é aplicada em endoscópios convencionais. Este método permite assinalar características morfológicas dos tecidos e células, assim como detectar alterações bioquímicas e moleculares, permitindo quase um exame histológico da camada superficial do tubo digestivo [28]. Podem ser obtidas imagens de diferentes seções variando a posição axial do plano focal. Com esta técnica podem ser realizadas análises a nível celular sem lesão dos tecidos, pois tira partido da penetração da luz em profundidade e aplicação da luz incidente e luz refletida no mesmo plano focal.

As imagens são adquiridas *in-vivo* e em tempo real, o que permite um diagnóstico rápido e preciso. Com a aplicação desta técnica têm sido demonstrados bons resultados na caracterização histológica de diversas patologias, como é o cancro colo retal [29] esôfago de *Barrett* [30,31] e doença inflamatória do intestino [28,31]. A aplicação deste tipo de diagnóstico ao intestino delgado seria um enorme avanço tecnológico, já que

esta é uma porção do trato intestinal de difícil acesso e por isso é impraticável a realização de biopsias. Portanto, esta técnica aplicada à cápsula endoscópica traria uma enorme vantagem na classificação das patologias do intestino.

A terapia fotodinâmica (PDT) é uma técnica óptica de tratamento que tem sido aplicada ao trato gastrointestinal. O seu funcionamento baseia-se na aplicação de um fármaco fotossensível (foto sensibilizador ou PS, *Photosensitizer*) ao paciente, que após determinado tempo de atuação é absorvido pelas células cancerígenas. A aplicação de luz com potência e comprimentos de onda específicos no local a tratar permite a ativação deste fármaco [32].

Normalmente é utilizada luz na gama do vermelho, sendo que diferentes fármacos reagem a diferentes comprimentos de onda. A ativação do fármaco induz a formação de radicais livres de oxigênio, que provocam danos a nível celular nos tecidos tumorais [33]. Este tipo de tratamento tem sido aplicado com sucesso em diferentes patologias gastrointestinais: cancro esofágico [32,34]; esôfago de *Barret* [34,35] e pólipos colo retais [36], entre outras.

Assim, PDT tem várias vantagens sobre os outros tipos de tratamentos do cancro convencionais [34]. Portanto, tendo em conta as vantagens mencionadas, e também as dimensões da cápsula endoscópica, a fototerapia dinâmica é o tipo de tratamento mais apropriado para este módulo.

A reconstrução 3-D (R3D) das imagens endoscópicas obtidas traz grandes vantagens de diagnóstico à cápsula endoscópica. Comparativamente a outras tecnologias de diagnóstico (CT, MRI) a técnica por imagem baseada em cápsula endoscópica por ser constituída por imagens 2-D apresenta a desvantagem de não fornecer diretamente informação adequada sobre a forma dos objetos capturados pela câmera. Sendo a forma um dos fatores mais importantes na percepção humana esta falta de informação é de vital importância para o médico na fase de diagnóstico.

Elevações na mucosa como as provocadas por úlceras ou pólipos não podem ser corretamente avaliadas na ausência de informação de forma, existente apenas em imagens 3-D. Em alguns casos é possível fazer uma reconstrução 3-D de objetos com base em imagens 2-D, recorrendo a um conjunto de técnicas conhecidas como endoscopia virtual. Devido a limitações de resolução espacial a representação 3-D completa do trato digestivo não é completamente viável, no entanto pode ser criada uma visão 3-D mais realística através da criação de quadros (*frames*) por processos de interpolação que permitam suavizar a representação do vídeo.

Alguns trabalhos recentes mostram que mesmo nestas condições difíceis a reconstrução 3-D do intestino é possível a partir de imagens 2-D, portanto usando tecnologia corrente se forem usadas técnicas de reconstrução adequadas [23]. Portanto, a inclusão deste módulo pretende acrescentar a possibilidade de percepção tridimensional de várias patologias, tais como, úlceras, pólipos ou sangramentos, com uma abordagem simples do ponto de vista de requisitos computacionais.

Com a junção dos diferentes módulos propostos, a capacidade de diagnóstico da cápsula endoscópica aumentará, eliminando várias das limitações das cápsulas endoscópicas disponíveis atualmente. Ao tirar partido das diferentes propriedades ópticas dos tecidos e da reconstrução tridimensional da mucosa, é possível chegar a um diagnóstico fundamentado em informações de primeira linha sobre as patologias em questão. Por outro lado, a inclusão do PDT é um enorme avanço terapêutico, já que hoje em dia a cápsula endoscópica funciona apenas como meio de diagnóstico e não permite intervenção terapêutica.

2. Motivação

Este capítulo ilustra o funcionamento da comunicação em dispositivos médicos intracorporais, na sequência apresenta-se a motivação do trabalho de projeto de um gerador de sequência pseudoaleatória que será usado como codificador e descodificador na comunicação intracorporal.

2.1 Comunicações em dispositivos médicos intracorporais

As novas funções anteriormente apresentadas requerem um elevado número de imagens por unidade de tempo para o exterior para efeitos de visualização não só do que é relevante para a terapia e diagnóstico, mas também para permitir uma pronta e rápida reação do profissional de saúde para posicionar e controlar a mobilidade da cápsula endoscópica com precisão e rapidez. Tal envio de imagens requer que a cápsula endoscópica transmita os dados a uma elevada taxa. A título de exemplo, as cápsula endoscópica comerciais mais vulgares permitem o envio das imagens a uma taxa de 2 *frames* [19] por segundo com uma resolução de 256×256 pixels e um fluxo de transferência máximo de 1 MBPS à frequência de 2.4 GHz [37].

Caso se pretenda ou (1) adquirir imagens de alta resolução do interior do corpo humano através de sensores de imagem em CMOS com uma resolução de 1920×1080 pixels à mesma taxa de 2 *frames* por segundo ou (2) com a mesma resolução de 256×256 pixels mas a uma taxa de transferência de 30 imagens por segundo, seria necessário transmitir os dados respectivamente às taxas de aproximadamente 33 Mbps e 16 MBPS.

O grande desafio surge justamente neste último requisito, pois atualmente a frequência mais comum utilizada em dispositivos médicos intracorporais situa-se em torno dos 433 MHz [37,38]. Todavia, dada a baixa largura de banda inerente, esta frequência não é adaptável aos requisitos impostos. Assim, se usa uma frequência mais adequada à transmissão por radio frequência. Outra frequência muito usada é a que se situa ao redor dos 2.4 GHz [39]. O grande problema do aumento da frequência de transmissão é a elevada perda no interior do corpo humano [40,41], a perda em um meio genérico é:

$$\delta = \left(2\pi 10^9 f_{GHz} \sqrt{\frac{\mu_0 \epsilon_0 \epsilon_r}{2} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{18\sigma}{f_{GHz} \epsilon_r} \right)^2} - 1 \right)} \right)^{-1}$$

sendo $\epsilon_0 = 10^{-9}/(36\pi)$ F.m⁻¹ e $\mu_0 = 4\pi 10^{-7}$ H.m⁻¹ a permeabilidades elétricas e a permeabilidade magnética em espaço livre (note-se que $(\epsilon_0 \mu_0)^{-1/2} = c$). As quantidades σ e ϵ_r são a condutibilidade e a constante dielétrica do meio. A quantidade f_{GHz} é a frequência de trabalho expressa em GHz.

Além disso, o corpo humano é altamente anisotrópico [40]. Dito de outra forma, o corpo humano possui uma variedade grande de meios materiais, nomeadamente osso trabecular, osso cortical, gordura, músculo, entre outros. Por todas as razões anteriormente enunciadas, é importante a pesquisa de um meio alternativo de envio de dados do interior para o exterior do corpo humano. Recentemente, sistemas de comunicação sem fios baseados em óptica têm vindo a surgir, apresentando taxas de transmissão elevadas. O desenvolvimento de diodos emissores de luz (LEDs) apresenta vantagens ao nível da miniaturização em comparação com sistemas RF para aplicação em dispositivos médicos intracorporais. A eliminação das antenas por parte desta abordagem permite a criação de um protótipo de reduzidas dimensões. Este método baseia-se na luz para o envio de informação. Estudos provam que a propagação da luz infravermelha (IR) na gama entre os 800-900 nm é a que sofre menor atenuação pelos tecidos [41-44]. As regras da FDA para radiação/emissão permitem o seu uso para produtos biomédicos [44]. Além disso, a radiação IR deverá ser pulsada a microssegundos e com intensidade controlada [44]. Uma vantagem da tecnologia CMOS é a possibilidade dos fotodetectores nesta tecnologia detectarem luz na gama de comprimentos de onda de interesse supracitada.

2.2 Motivação.

Esse trabalho apresenta o projeto e o fabrico de um módulo de codificação e decodificação para um transceptor óptico para transmissão e recepção de e para CEs viajando no interior do corpo humano, cujo diagrama de blocos se ilustra na Figura 4. À exceção da fonte de luz nos 850 nm, todos os blocos do transceptor serão projetados e fabricados na tecnologia CMOS 0.7 μ m/1-poly/2-metals da *on-semiconductor*.

Relativamente ao módulo de codificação (e inversamente, o módulo de descodificação), este possui duas funções opcionalmente selecionáveis pela EC, nomeadamente codificação bifásica e implementação de um esquema de espalhamento espectral gerando sequências PN. A estrutura da sequência PN a implementar é igualmente programável pela EC e destina-se a adaptar a transmissão às condições de transmissão do canal.

O espalhamento espectral permite a descodificação do sinal mesmo com muito ruído [43], assim podendo aumentar-se a frequência de transmissão sem que a perda do meio implique em perda de informação de dentro para fora do corpo. A maior vantagem é poder-se ter transmissão simultânea desde que os códigos usados pelos diferentes emissores sejam ortogonais entre si [45]. Isto faz com que a transmissão dos outros canais seja vista como ruído quando considerada uma sequência de espalhamento específica.

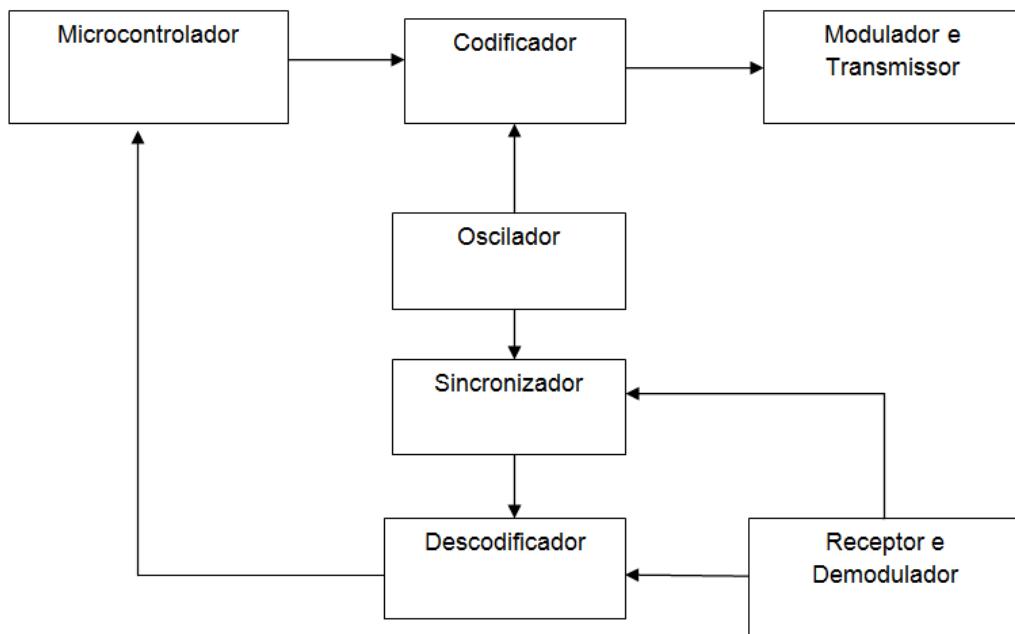


Figura 4: Diagrama de blocos do transceptor óptico a fabricar em CMOS.

Além do projeto em questão, o conceito foi testado recorrendo à emulação em FPGA. A emulação em FPGA decorre da necessidade de efetuar testes da topologia citada. Um objetivo consiste no teste dos blocos fabricados em CMOS para validação das especificações.

3. Sequências PN

Este capítulo apresenta uma breve revisão teórica de sequências PN e o seu uso em sistemas de comunicação.

3.1 Espalhamento Espectral

O sistema de comunicação proposto fará uso de espalhamento espectral para a codificação do sinal, como apresentado na motivação do trabalho. Esta técnica consiste na codificação da mensagem por um sinal pseudoaleatório de faixa espectral larga [45]. O produto desses sinais é também um sinal de faixa espectral larga. As vantagens da utilização de espalhamento espectral que justificam a escolha para um sistema de comunicação intracorporal dão-se por:

- poderem descodificar sinais com relações sinal-ruído muito baixas [46].
- permitirem a utilização da mesma banda de frequências, graças as características estocásticas dos sinais transmitidos não se correlacionarem entre si [46].

A desvantagem associada ao sistema escolhido é a sua complexidade [47].

Observa-se na Figura 5 (a) um sinal Binário de informação no domínio da frequência, sendo E_b a energia do Bit do sinal de dados, e T_d a duração de cada bit. Na Figura 5 (b) vemos o mesmo sinal depois de ser espalhado, sendo T_{ds} a duração do bit da sequência que espalhou o sinal.

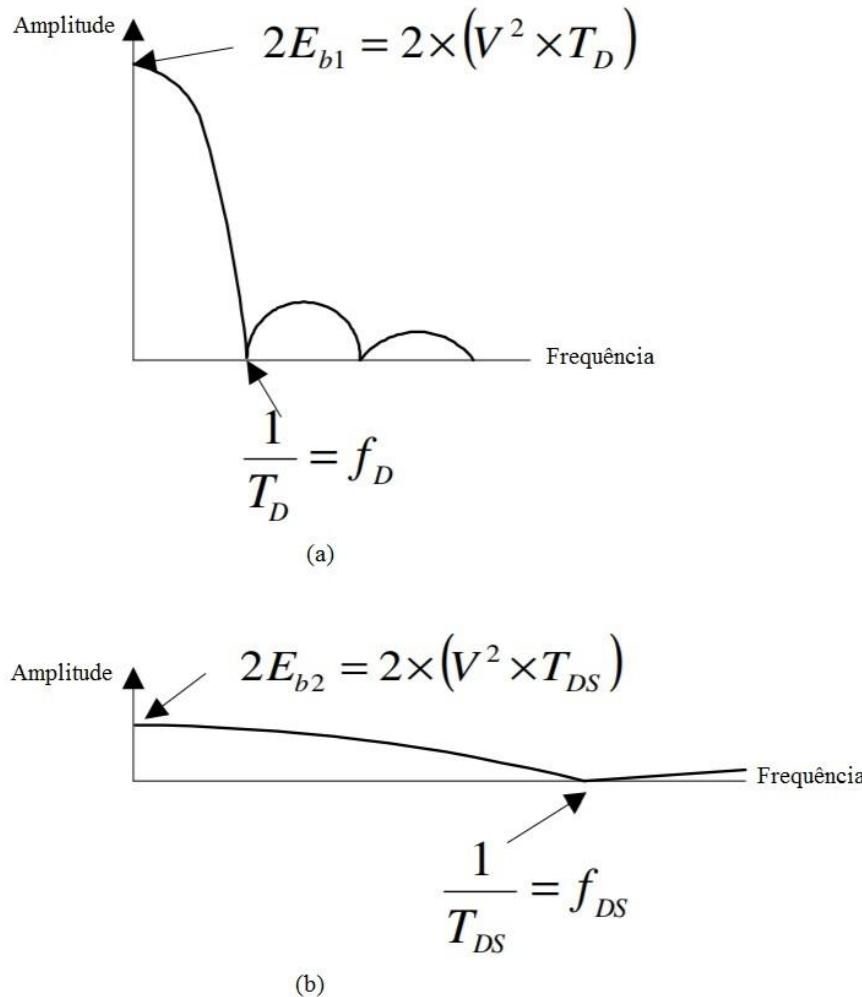


Figura 5: (a) Sinal binário no domínio da frequência, (b) sinal binário espalhado na frequência

Tem-se que, ao se espalhar o sinal, por espalhar-se também o ruído presente no mesmo, a relação sinal/ruído da transmissão aumentará.

3.2 CDMA e Ortogonalidade

O acesso múltiplo por divisão do código, ou CDMA, é a técnica de codificação escolhida, que motiva o projeto do gerador de sequência PN. Esta técnica usa o conceito de espalhamento espectral, transformando o sinal binário com a informação em um sinal semelhante a ruído com a banda algumas vezes maior que a mínima requerida para transmissão da informação [47], ou seja, o sinal é espalhado em frequência, e isto resulta no aumento da relação sinal-ruido.

A Figura 6 ilustra o processo de codificação. Observa-se que o código CDMA resulta da operação binária ou exclusivo (XOR) entre o sinal de informação e a sequência PN [47].

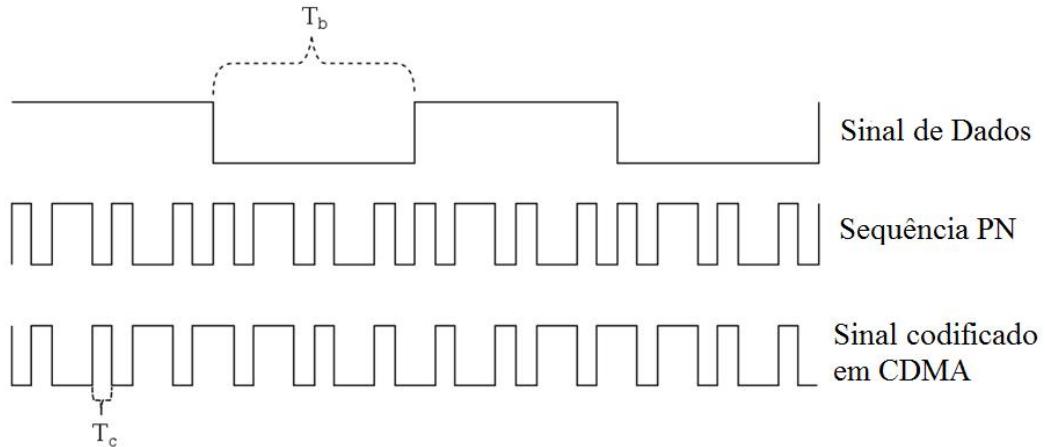


Figura 6: Codificação de um sinal binário de dados.

A partir da Figura 6 observa-se que é possível recuperar a informação apenas conhecendo-se a sequência PN utilizada [48]. Isso garante sigilo na transmissão, importante para aplicações médicas. Além disso, é possível transmissão simultânea utilizando a mesma faixa de frequência para transmissão, que vários canais sejam transmitidos simultaneamente [47]. Esta característica deve-se à ortogonalidade das sequências PN [47]. Ou seja, cada sequência é linearmente independente uma da outra (ou seja, o produto escalar de duas sequências PN é 0). Considere um exemplo onde se supõe que em um sistema de comunicação CDMA estão transmitindo sete canais diferentes com códigos da Tabela 3.

Na Figura 7 ilustra os bits que cada canal está transmitindo em um determinado instante de tempo.

Tabela 3 – Códigos PN para um sistema CDMA.

Sistema	Código
0	1110010
1	0111001
2	1011100
3	0101110
4	0010111
5	1001011
6	1100101

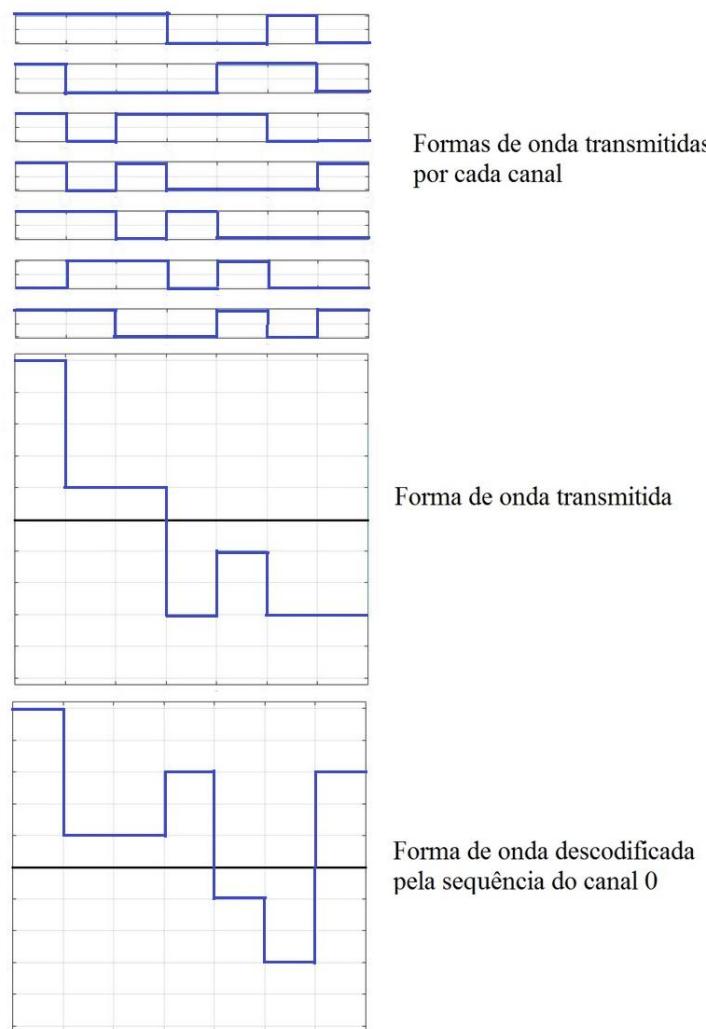


Figura 7: Sistema de comunicação CDMA em certo instante de tempo [43].

Pode-se observar que a soma dos oito canais resulta em uma forma de onda indiscernível. No receptor, depois de efetuada a multiplicação da forma de onda transmitida pela sequência do canal a decodificar (no exemplo, o canal 0) tem um sinal resultante, que deve ter seus bits somados, conforme a Equação 1, no caso em questão, a soma é igual a nove. O significado desta soma é produto escalar do sinal transmitido com a sequência do canal e representa a qualidade da decodificação e o valor do bit original transmitido [47].

$$Q = \sum \text{bits recebidos} \quad (1)$$

Se, em módulo, a soma é igual ou maior à correlação da sequência com ela mesma (número de bits da sequência do canal), ou seja, se a Equação (2) é atendida, então é possível decodificar a informação [47].

$$\|Q\| > \sum \text{bits da sequência do canal} \quad (2)$$

Sendo possível decodificar a informação, então o produto escalar do sinal transmitido com a sequência do canal demonstra o valor do bit de informação [47]. Se esta for maior que zero, transmite-se o bit 1, senão, transmite-se o bit zero. Ou seja, se a Equação 3 for satisfeita, transmitiu-se nível lógico alto, se a Equação 4 foi satisfeita, transmite-se nível lógico baixo.

$$Q > 0 \quad (3)$$

$$Q < 0 \quad (4)$$

No exemplo, tem-se o produto escalar igual a 9, o qual em módulo é maior que 7 (produto escalar da sequência do canal com ela mesma) isto mostra que no sinal recebido existe a sequência em questão. Também obtém-se a informação de que o bit transmitido é o bit um.

3.3 Sequências PN

O sinal pseudo aleatório (sinal PN) é a chave para comunicações via espalhamento espectral, pois permite a codificação do sinal no emissor e a sua descodificação no receptor exigindo um sinal pseudo aleatório sincronizado com o

emissor [48]. O Sinal PN pode ser visto como determinístico para o receptor da mensagem, mas para outros receptores visto como ruído. Uma Sequência PN possui um período fixo [48]. Para ser considerada uma sequência aleatória, um termo qualquer dessa sequência não deve influenciar qualquer outro. Ou seja, os termos da sequência devem ser mutuamente independentes [47]. Isto acontece apenas quando a sequência é infinita, ou seja, uma boa sequência PN deve ter período suficientemente elevado para assemelhar-se verdadeiramente ao ruído [49]. Um registrador de deslocamento com realimentação linear de alguns estados pode ser usado para construir o gerador de sequência PN [50]. A Figura 8 ilustra uma representação simplificada de um gerador PN.

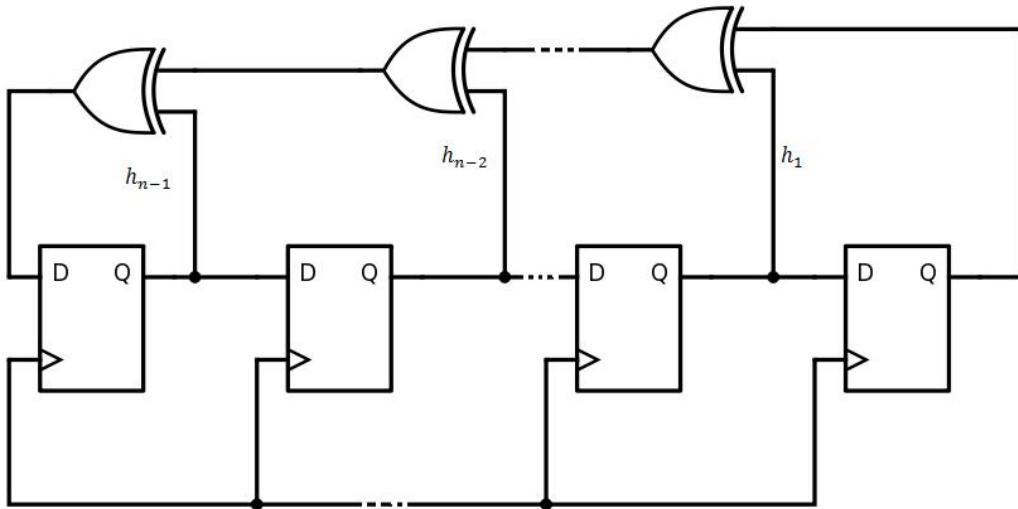


Figura 8: Esquemático de um gerador PN com todos os estados realimentados.

Os coeficientes h_i na Figura 7 caracterizam-se pela existência ou não de realimentação. A saída do gerador PN pode ser obtida da análise de circuitos digitais e é dependente do estado inicial dos flip-flops [50]. O tamanho máximo da sequencia gerada é $N = 2^T - 1$ elementos [48] onde T é o numero de flip-flops utilizados.

O polinômio característico do gerador PN é dado pela Equação 5, onde n é o número de flip-flops do circuito [50].

$$p(x) = \sum_{i=1}^N h_i \cdot x^i \quad (5)$$

Além da análise de circuitos digitais, pode-se calcular a sequência gerada por um gerador PN de forma matemática. Como exemplo ilustra-se abaixo o cálculo da saída do gerador PN da Figura 9. O polinômio característico desta estrutura é dado pela Equação 6, enquanto o polinômio característico recíproco (obtido espelhando-se os coeficientes do polinômio original [50]), é dado pela Equação 7. Estas equações são:

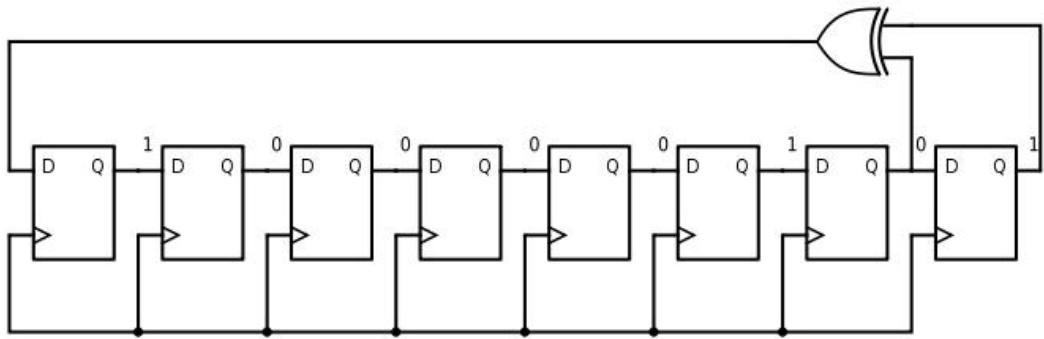


Figura 9: Gerador PN analisado.

$$g(x) = x^8 + x + 1 \quad (6)$$

$$g_r(x) = x^8 g(x^{-1}) = x^8 + x^7 + 1 \quad (7)$$

A obtenção da saída segue os três seguintes passos [50]:

- 1) faz-se a multiplicação do polinômio dos estados iniciais, chamado de $a(x)$, pelo polinômio recíproco;
- 2) obtenção de $a'(x)$ polinômio de grau $\leq n-1$ através da truncagem da multiplicação acima no maior grau possível que obedeça a restrição imposta;
- 3) a saída do gerador PN são os coeficientes do polinômio obtido pela divisão de $a'(x)$ por $g_r(x)$.

No exemplo dado, $a(x)$ e $a'(x)$ podem ser vistos nas Equações 8 e 9. Os primeiros termos do polinômio obtido da divisão de $a'(x)$ por $g_r(x)$ está evidente na Equação 10, que os primeiros termos da saída esperada para esse gerador PN serão: 101000011110001000100110011

$$a(x) = x^7 + x^2 + 1 \quad (8)$$

$$a'(x) = x^2 + 1 \quad (9)$$

$$\frac{a'(x)}{gr(x)} = 1 + x^2 + x^7 + x^8 + x^9 + x^{10} + x^{14} + x^{18} + x^{21} + x^{22} + x^{25} + x^{26} \quad (10)$$

3.4 Gerador de sequência PN proposto

A topologia proposta permite a generalização do gerador onde o grau do mesmo pode ser escolhido via programação, podendo-se escolher qual realimentação será existente ou não. O circuito de realimentação inserido, não será apenas uma porta XOR como na Figura 8, e está representado na Figura 10, pode-se observar que variando a entrada binária a podemos definir se a realimentação é existente ou não e variando a entrada binária b pode-se deixar o gerador PN com menos módulos, deixando o circuito projetado genérico para qualquer aplicação e programável.

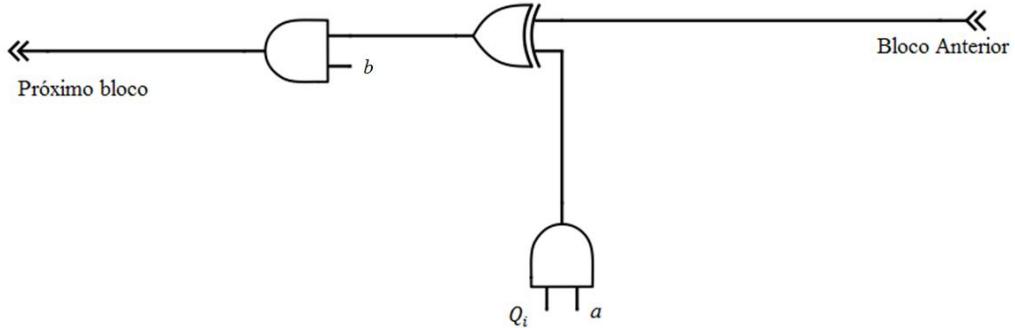


Figura 10: Circuito de realimentação.

A entrada Q_i se liga a saída Q do i -ésimo flip-flop. O flip-flop a ser utilizado para essa aplicação deverá possuir pinos de PRESET e CLEAR a fim de podermos programar uma sequência inicial no gerador. Os sinais de PRESET e CLEAR transformam assincronamente a saída do flip-flop em nível lógico alto ou baixo, respectivamente, independente da entrada do flip-flop. São entradas ativas em nível lógico baixo. Os quatro sinais de programação: a , b , PRESET e CLEAR deverão ser armazenados em registradores antes do início do funcionamento do circuito, estes registradores farão parte do projeto. Também o circuito dos sinais binários de programação PRESET e CLEAR será parte do projeto, e garantirão os estados iniciais dos flip-flops antes da operação do gerador PN. O esquemático de uma célula unitária,

contendo um flip-flop com PRESET e CLEAR, um circuito de realimentação, um circuito de programação, pode ser visualizada na Figura 11. O gerador PN, aqui projetado, será composto da união de oito células unitárias. Cujo conceito é ilustrado na Figura 12.

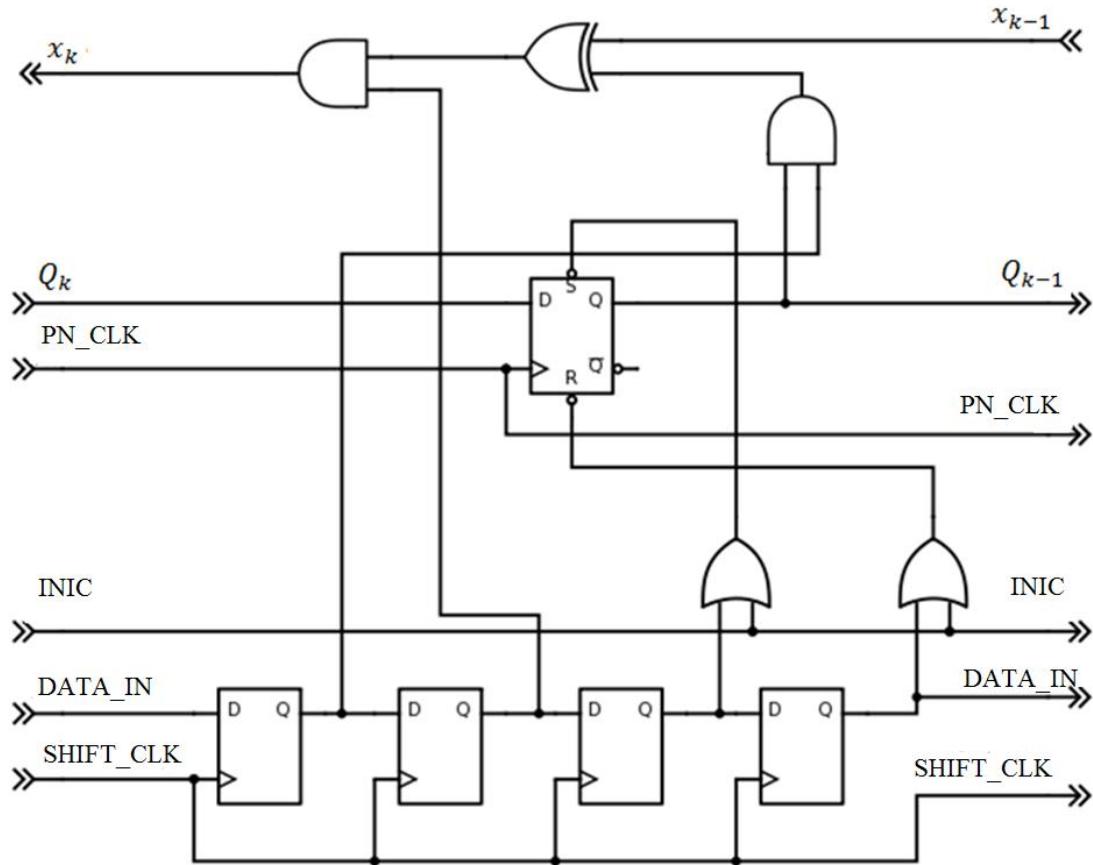


Figura 11: Esquemático da célula unitária do gerador PN.

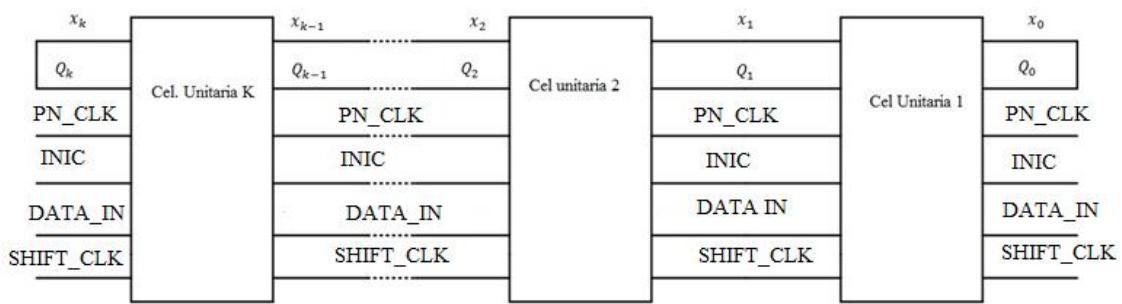


Figura 12: Esquemático de um gerador PN apartir da união de células unitárias.

As entradas x_k e x_{k-1} da Figura 11 referem-se ao sinal da realimentação, os sinais Q_k e Q_{k-1} são as saídas dos flip-flops, enquanto *Data In* e *Data Out* são as entradas e saídas da programação dos coeficientes a , b , PRESET e CLEAR, o

barramento PN-CLK é o barramento de clock do gerador PN, o barramento INIC é o sinal de programação dos estados iniciais do gerador PN. O barramento SHIFT_CLK é o clock do shift register que armazenará os coeficientes de programação do gerador PN.

Para a junção de N células unitárias para formação do gerador PN, as conexões fazem-se da seguinte forma:

- os sinais x_k de um bloco e x_{k-1} do bloco adjacente devem ser conectados para k indo de 2 até n ;
- x_k deve ser conectado com Q_k para $k=n+1$ e $k=0$;
- os sinais Q_k de um bloco e Q_{k-1} do bloco adjacente devem ser conectados para k indo de 2 até N ;
- os sinais Prog_In de cada bloco deve ser conectado ao Prog_Out do bloco adjacente;
- os barramentos de PN_clk, Inic, Shift_Clk são interligados entre si.

Como mostrado pela Figura 13, a programação será feita inserindo os coeficientes em um shift register de forma serial. Primeiro, para o oitavo bloco, será inserido o valor de CLEAR, seguido do PRESET, b e a . em seguida, deverá em seguida inserir os dados para o sétimo bloco, e por diante até os coeficientes do primeiro bloco.

Para se programar os estados iniciais pretendidos através dos sinais de CLEAR e PRESET deve-se proceder como na Figura 13. Primeiramente deve-se inserir no shift register o conteúdo dos sinais de programação, depois de todos os sinais de programação inseridos, pulsa-se a variável INIC, a partir disso pode começar a operação do gerador PN.

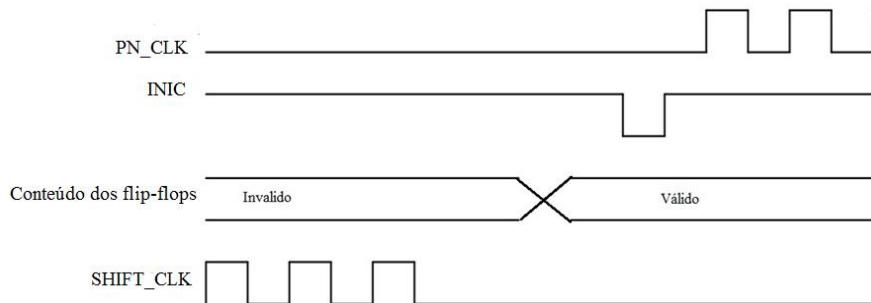


Figura 13: Sinais para a programação.

4. Emulação em FPGA

Neste capítulo apresenta-se a emulação em FPGA do circuito projetado, e os problemas encontrados. Primeiramente faz-se uma revisão teórica sobre FPGAs, uma explanação da placa de desenvolvimento escolhido e depois demonstra-se os testes realizados utilizando uma placa de desenvolvimento, validando o circuito projetado.

4.1 FPGAs

A sigla FPGA vem do inglês *Field Programmable Gate Array* que descreve uma matriz de elementos lógicos integrados que podem ser programados para executar a função preferida pelo usuário ou programador [51].

As FPGAs são muito usadas para testes e prototipagem de circuitos de eletrônica digital [49] e também no ensino da mesma em escolas [51]. Os circuitos lógicos programáveis podem ser subdivididos em três categorias simples [51]:

- 1) PAL/GAL: dispositivos simples, implementam poucas funções lógicas simultâneas e não possuem muitas interconexões;
- 2) CPLD: dispositivos complexos, com densidade média de portas lógicas e muitas interconexões;
- 3) FPGA: dispositivos complexos, com alta densidade de portas lógicas e muitas interconexões.

A FPGA foi escolhida devida às várias interconexões e periféricos que esta possui, facilitando a emulação do gerador PN, e não necessitando de elementos externos. Outra vantagem é a grande densidade lógica, resultado da arquitetura interna diferente dos CLPs [51] que é formada de diversos blocos lógicos, interconectados por uma matriz de conexão que roteia a comunicação entre os blocos [51].

Os blocos lógicos não se constituem apenas de portas lógicas, mas sim um aglomerado mais complexo de elementos configuráveis [51]. A matriz de interconexão possui chaves que podem fazer o roteamento de informação por um caminho conveniente entre os blocos lógicos. A estrutura descrita pode ser mais bem entendida observando-se a Figura 14.

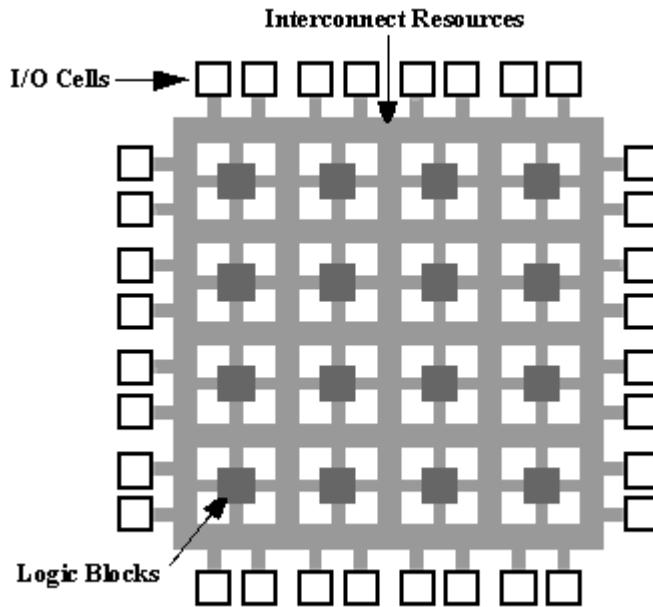


Figura 14: Estrutura de uma FPGA (adaptado de [49]).

Na Figura 14 tem-se representado as *I/O Cells*, que são as estruturas de entrada e saída da FPGA, ligando-a com os periféricos. Os *Logic Blocks* são os blocos lógicos citados anteriormente, enquanto as *Interconnect Resources* que representam a matriz de interconexão.

Os dispositivos FPGA podem ser classificados quanto ao tipo de granularidade [51]. A granularidade é a menor unidade programável, a classificação pode ser vista abaixo:

- 1) pequena Granularidade: dispositivos dotados de muitos blocos lógicos simples, como uma função lógica de duas entradas e um flip-flop [51];
- 2) média Granularidade: dispositivos dotados de menor número de blocos lógicos mais complexos que os anteriores, como maior número de flip-flops e unidades lógicas mais complexas [51];
- 3) elevada Granularidade: dispositivos dotados de poucos blocos lógicos extremamente complexos, que podem ser compostos por microprocessadores e memórias [51].

A matriz de interconexões é formada por alguns elementos e pode ser mais bem visualizada na Figura 15.

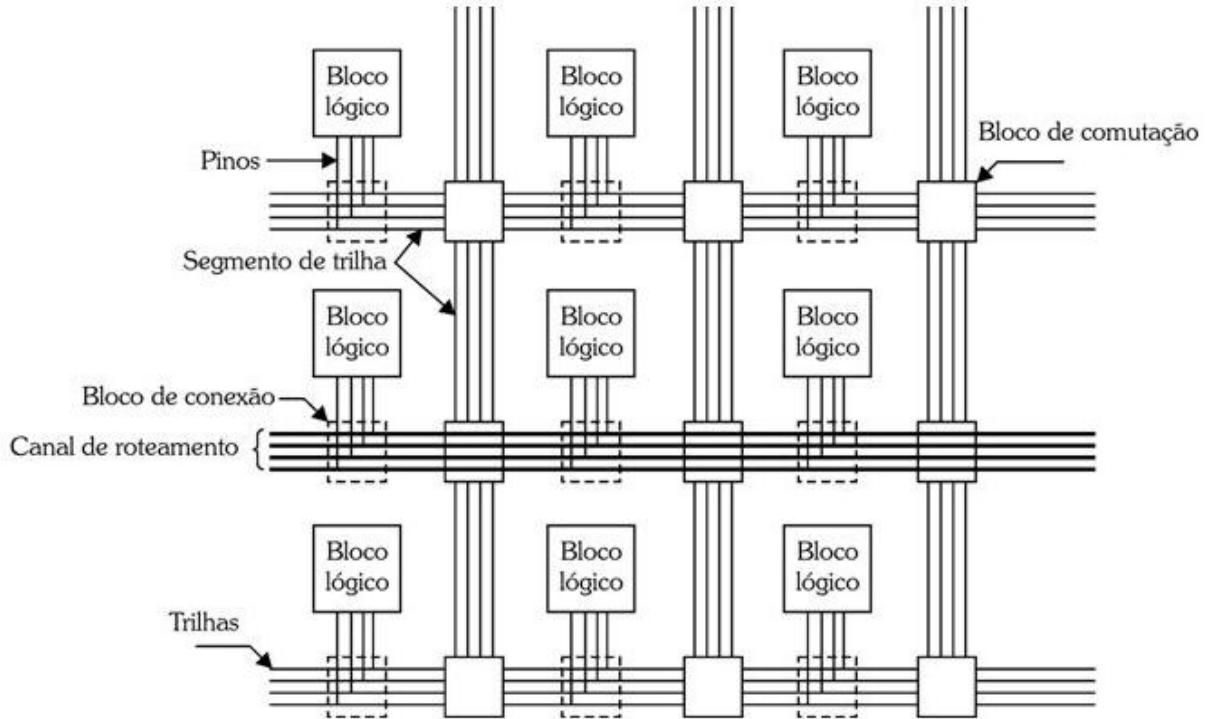


Figura 15: Representação da Matriz de Interconexões. (Adaptado de [51]).

Os pinos são as entradas e saídas dos blocos lógicos, os blocos de conexão ligam eletricamente um par de pinos, os segmentos de trilha são segmentos elétricos não interrompidos pelo bloco de comutação, que liga dois segmentos de trilha distintos e é programável, duas ou mais trilhas paralelas são chamadas de canal de roteamento.

O desenvolvimento de projetos com FPGA atualmente é automatizado graças ao uso de softwares EDA [51] (*Electronic Design Automation*, ou Automação Eletrônica de Projeto), o processo para esse desenvolvimento, muitas vezes invisível ao engenheiro inclui os seguintes passos: especificação do projeto, síntese do projeto e mapeamento da tecnologia, posicionamento e roteamento dos blocos lógicos, verificação e testes, programação.

A Figura 16 representa o fluxograma do desenvolvimento de projetos utilizando um Software EDA.

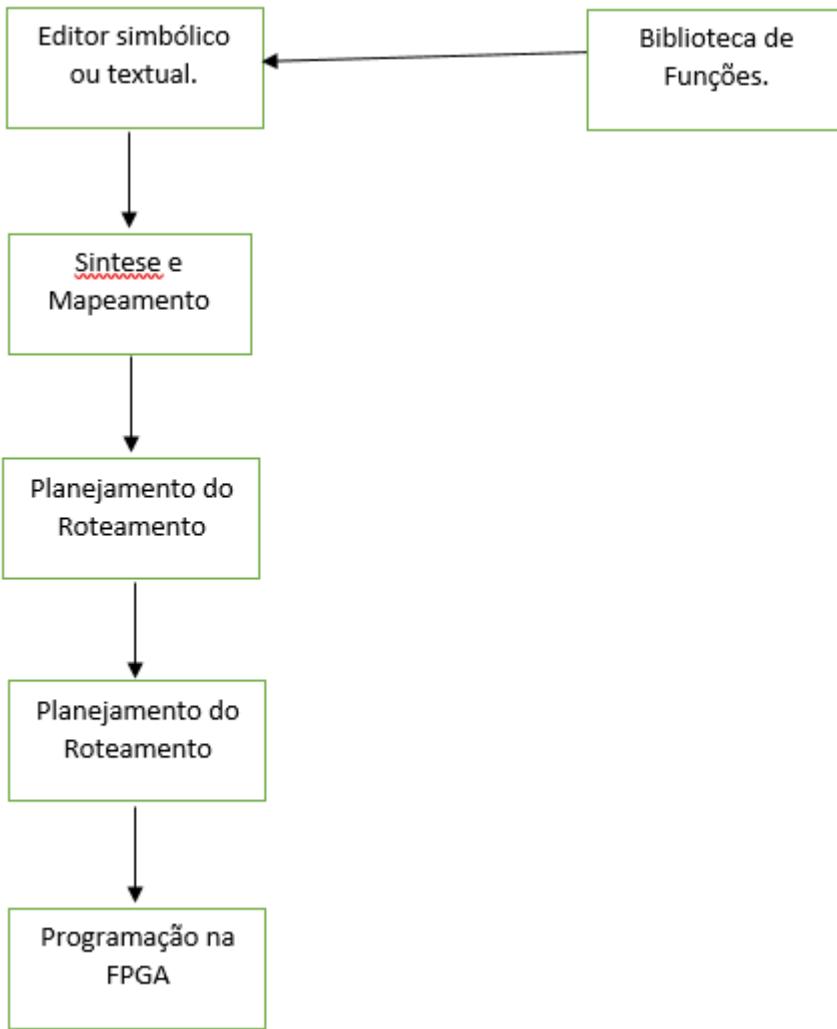


Figura 16: Fluxograma representando o funcionamento de um software EDA para desenvolvimento de projetos com FPGA.

A especificação e entrada do projeto são feitas pelo programador, podendo ser criada em forma de blocos [51] que representem o circuito lógico a ser criado. Esta forma exige menos conhecimento específico da FPGA por parte do programador [51]. Também pode ser criada em forma de uma linguagem de descrição de hardware [51], exigindo um programador com maior conhecimento [51].

A síntese e mapeamento lógico consiste na otimização da equação booleana fornecida como entrada no passo anterior, e mapeamento da tecnologia para converter as entradas otimizadas de modo a utilizar a biblioteca da tecnologia alvo [51]. Este processo é invisível ao programador.

O posicionamento e roteamento consistem na atribuição dos componentes do código fonte aos componentes físicos do circuito da tecnologia alvo e o roteamento é a

atribuição das trilhas que serão utilizadas para a comunicação entre os diversos blocos lógicos utilizados [51]. Esta é uma etapa invisível ao programador

A verificação, teste e simulação do circuito para verificação comportamental do mesmo [51], é uma etapa realizada pelo programador.

Em seguida é gerado um arquivo que deve ser descarregado na tecnologia alvo [51]. Existem diversos métodos de programação, como a programação EPROM que utiliza uma memória externa que contém o código fonte que é interligada ao FPGA [51], é pouco utilizada nos dias de hoje. A programação pode ser feita também via serial, para uma EEPROM (FLASH) permanentemente conectada ao FPGA, usado largamente para aplicações mais permanentes, que não exijam muitas reprogramações. A programação mais usada em prototipagem é a JTAG que é um método de testes e carregamento, que assegura a integridade dos componentes e periféricos quando a FPGA já está instalada numa placa de circuito impresso [51] é o meio que será usado nesse projeto.

4.2 Placa de desenvolvimento DE1 da Altera

A placa de desenvolvimento DE1 da Altera foi escolhida para prototipagem do gerador PN e testes iniciais antes da fabricação do circuito projetado. A placa contém uma FPGA da família Cyclone II [52] que permite desenvolvimento tanto de lógicas simples até lógicas complexas, sequenciais e combinacionais [52]. A placa pode ser mais bem visualizada na Figura 17, podendo-se observar a presença de periféricos tais como botões, chaves, LEDs e displays que permitem desenvolver o projeto sem exigir periféricos externos.

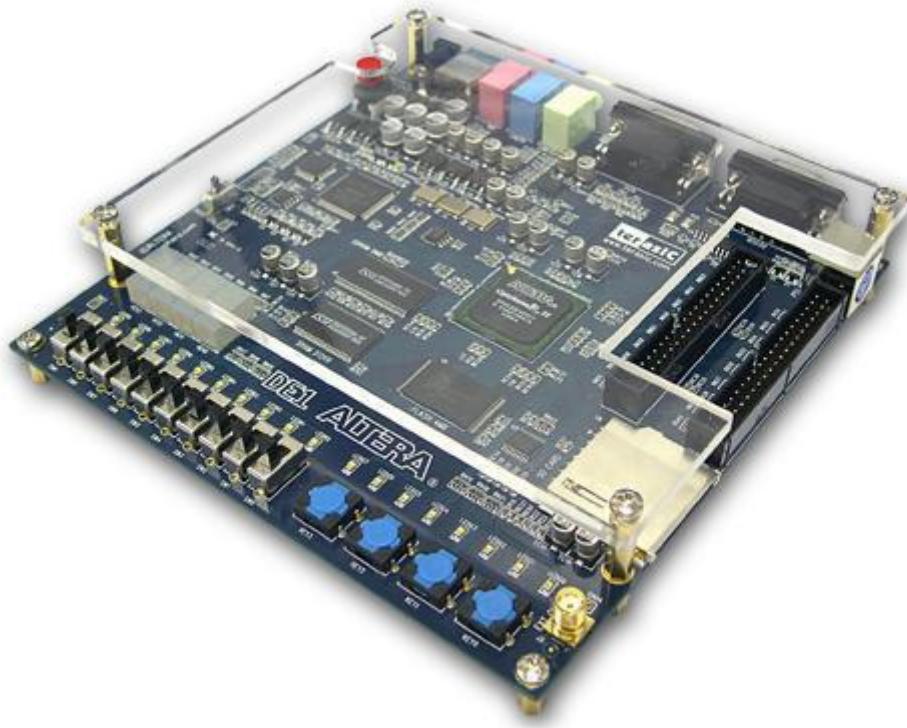


Figura 17: Placa Altera DE1, contendo uma FPGA cyclone II e diversos periféricos.

Os grupos de periféricos utilizados neste projeto serão explanados a seguir, contendo seu comportamento. As chaves SW, são contidas em número de 10 chaves. Foi observado nos testes que geram ruídos no sistema, logo não devem ser utilizadas em sinais que são sensíveis a borda, tais como relógios. Os botões KEY são botões que quando pressionados tem em sua saída nível lógico ‘0’ e quando soltos a sua saída tem nível lógico ‘1’. Não apresentam ruídos, excelentes para implementação de sinais de relógio.

Os LEDs, disponíveis em duas cores, isto é, 10 em vermelho e 8 em verde. Os LEDs estão conectados em cátodo comum, ou seja, acendem em nível lógico alto no ânodo.

Utilizou-se durante o projeto o *software Quartus 7.2 Web Edition*.

4.3 Arquitetura do gerador de sequência PN

Como apresentado na motivação, fez-se também uma emulação do circuito projetado em FPGA para se obterem testes preliminares garantindo o funcionamento do gerador de sequencia PN

A célula unitária programada na FPGA está ilustrada na Figura 18, podendo-se ver algumas diferenças da célula projetada tais quais: Circuito de programação com ANDs ao invés de ORs, isso se deve ao PRESET e ao CLEAR dos flip-flops não serem invertidos, ou seja, PRESET e CLEAR são feitos em nível lógico alto. A porta inversora na saída da programação deve-se à tecla utilizada para programação ficar durante o repouso em nível lógico alto.

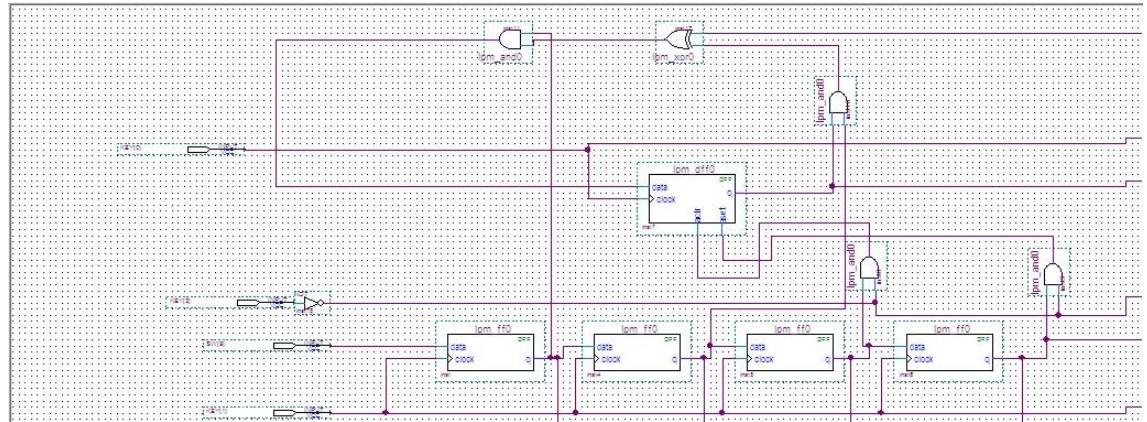


Figura 18: Célula unitária do gerador PN programado na altera DE1.

Na Figura 19, pode-se observar a junção de 8 células unitárias, para emular completamente o circuito projetado em CMOS.

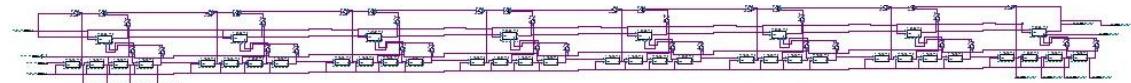


Figura 19: Gerador PN de oito células unitárias, programado na altera DE1.

A Tabela 4 mostra os periféricos utilizados da FPGA para os testes e validação, os detalhes destes periféricos encontram-se na secção 4.3.

Tabela 4 – Periféricos da DE1 utilizados.

Periféricos da DE1 utilizados	
PN_CLK	KEY[0]
SHIFT_CLK	KEY[1]
DATA_IN	SW[9]
INIC	KEY[2]
DATA_OUT	LED[7..0]

A entrada PN_CLOCK, é o clock do gerador PN, SHIFT_CLK, é o clock do shift register. DATA_IN é a entrada dos coeficientes de programação, INIC faz a gravação dos estados iniciais dos flip-flops e DATA_OUT é a saída de dados dos oito flip-flops.

Os coeficientes de programação se constituem de a , b , CLEAR e PRESET. O valor de a significa a existência ou não da realimentação naquele bloco do gerador PN. O coeficiente b demonstra a existência ou não da continuidade do gerador PN. Os valores de PRESET e CLEAR nos dizem o estado inicial do flip-flop.

4.4 Testes

Para a validação e teste, foram inseridos os coeficientes de modo a ter o gerador de sequência PN da Figura 20. Na Tabela 5 relacionam-se os estados dos flip-flops e as saídas esperadas. Na coluna ao lado tem-se as saídas obtidas no circuito programado na FPGA, como vemos para essa situação, validando a topologia programada.

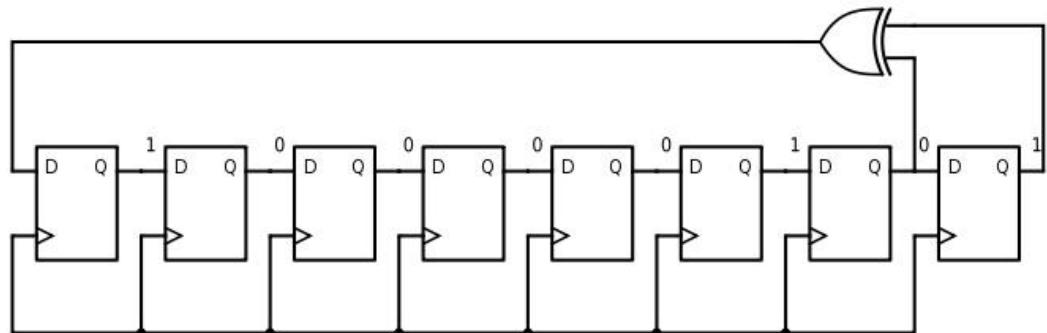


Figura 20: Topologia Testada.

Tabela 5 – Resultados Experimentais do gerador emulado.

X_8	X_7	X_6	X_5	X_4	X_3	X_2	X_1	Saída Esperada	$X_1 + X_2$	Saída Experimental
1	0	0	0	0	1	0	1	1	1	1
1	1	0	0	0	0	1	0	0	1	0
1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	1
1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	1	0
1	0	0	0	1	1	1	1	1	0	1
0	1	0	0	0	1	1	1	1	0	1
0	0	1	0	0	0	1	1	1	0	1
0	0	0	1	0	0	0	1	1	1	1
1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0
0	0	1	0	0	0	1	0	0	1	0
1	0	0	1	0	0	0	1	1	1	1
1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0
0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	0
1	0	1	1	0	0	1	1	1	0	1
0	1	0	1	1	0	0	1	1	1	1
1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0
0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	0
1	0	1	0	1	0	1	1	1	1	1
1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0
0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	0
1	0	1	1	0	0	1	1	1	0	1
0	1	0	1	1	0	0	1	1	1	1
1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0
0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	0
1	0	1	0	1	0	1	1	1	0	1
0	1	0	1	0	1	0	1	1	1	1

Foi-se também programado o gerador PN da Figura 21. Conforme a Tabela 6 vê-se que a sequência esperada foi diferente da obtida via programação do gerador PN, isso deve-se ao fato que quando tenta-se diminuir as células unitárias do gerador PN, não se atenta em projeto que a saída da AND que recebeu $b=0$ deve ser realimentada na entrada D do respectivo flip-flop. A comparação das Figuras 21 e 22 fornecem visualmente a explicação.

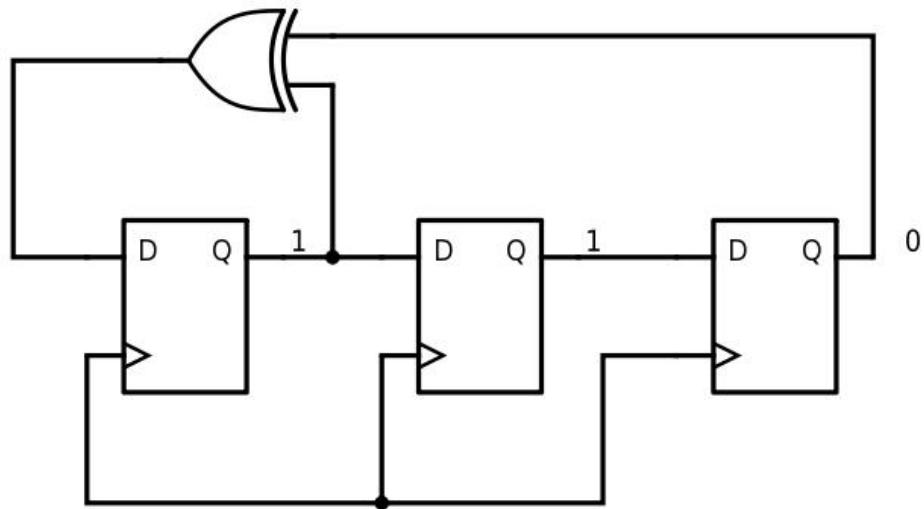


Figura 21: Topologia de teste.

Tabela 6 – Teste da modularidade do circuito projetado.

X_3	X_2	X_1	$X_3 + X_1$	Saída Esperada	Saída do Gerador Projetado	Saída do Gerador PN convencional
1	1	0	1	0	0	0
1	1	1	0	1	1	1
0	1	1	1	1	1	1
1	0	1	0	1	0	1
0	1	0	0	0	1	0
0	0	1	1	1	1	1
1	0	0	1	0	1	0

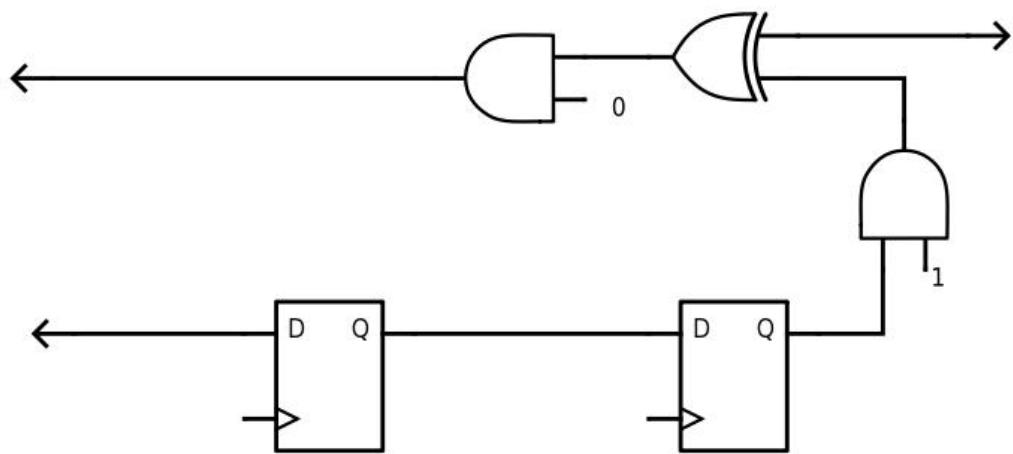


Figura 22: Circuito com a tentativa de modularidade.

Na Tabela 6 ainda foi incluída uma coluna para representar a saída da placa de desenvolvimento para o exato circuito da Figura 18 programado na mesma, vemos que essa coincide com a saída esperada, demonstrando que a falha é no projeto e não na placa de desenvolvimento.

5. Microdispositivo CMOS

Neste Capítulo mostra-se o projeto do microdispositivo, o qual constitui o foco desse trabalho. A última parte desse capítulo destina-se a demonstrar os testes realizados no CI fabricado, a fim de validar seu funcionamento.

5.1 Projeto

O projeto do gerador PN será executado em blocos, o projeto em nível de transistores será executado apenas nas células mais básicas, porta inversora, NOR e NAND de duas entradas.

O restante do circuito será projetado utilizando essas portas, esses circuitos incluem a NAND de três entradas, o flip-flop, o circuito realimentador e o circuito de programação.

Nas seções abaixo temos detalhes de projeto de todos os blocos assim como seu desenho esquemático e seu layout em tecnologia CMOS 0.7 μm da *on-semiconductor*

5.1.1 Porta inversora

O primeiro bloco a ser projetado foi uma porta inversora. O esquema elétrico da mesma encontra-se na Figura 23 e as medidas dos transistores na Tabela 7.

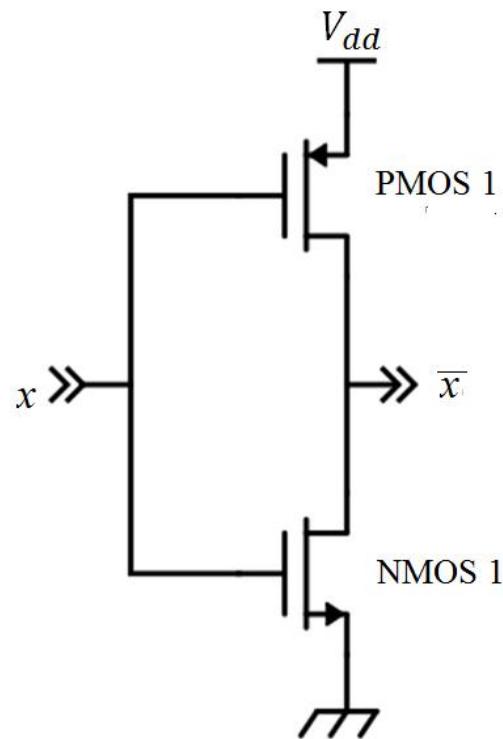


Figura 23: Circuito do inverter.

Tabela 7 – Tamanhos dos transistores.

	W [μm]	L [μm]
PMOS 1	6,6	0,7
NMOS 1	2.2	0,7

5.1.2 Portas NOR e NAND de duas entradas

Nas Figuras 24 e 25 encontram-se as representações dos circuitos das portas NOR e NAND respectivamente, e nas Tabelas 8 e 9 os tamanhos dos transistores utilizados.

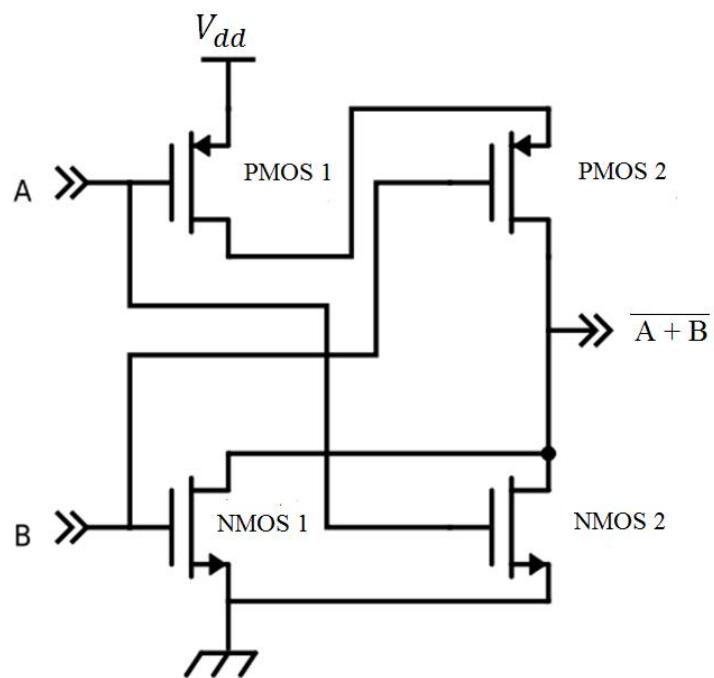


Figura 24: Circuito da porta NOR de duas entradas.

Tabela 8 – Transistores utilizados.

	W [μm]	L [μm]
PMOS 1	6,6	0,7
PMOS 2	6,6	0,7
NMOS 1	2,2	0,7
NMOS 2	2,2	0,7

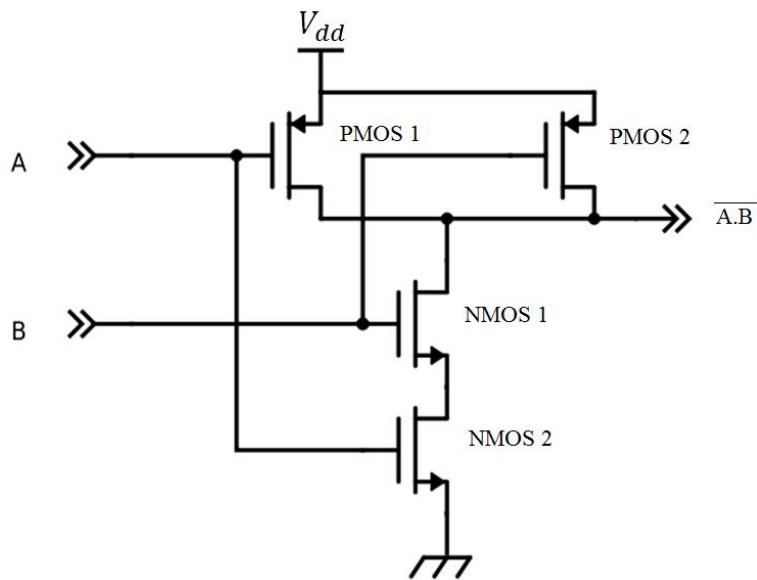


Figura 25: Esquemático da porta NAND de duas entradas.

Tabela 09 – Transistores utilizados.

	W [μm]	L [μm]
PMOS1	6,6	0,7
PMOS2	6,6	0,7
NMOS1	2,2	0,7
NMOS2	2,2	0,7

5.1.3 Porta NAND de três entradas

Para o projeto do flip-flop com PRESET e CLEAR viu-se a necessidade de utilizar portas NAND de três entradas, a partir dos blocos anteriores, foi criado o circuito da porta como mostrado na Figura 26.

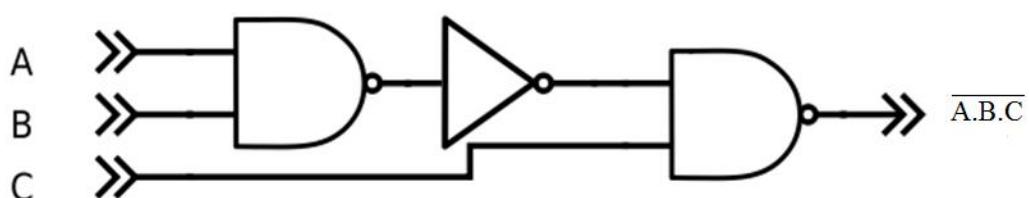


Figura 26: Circuito da porta NAND de três entradas.

5.1.4 Flip-Flop D com PRESET e CLEAR

Foi projetado o flip-flop com PRESET e CLEAR necessário para o gerador PN, a Figura 27 nos mostra seu esquemático. Todas as portas utilizadas para este projeto são NANDs de três entradas projetadas na seção anterior.

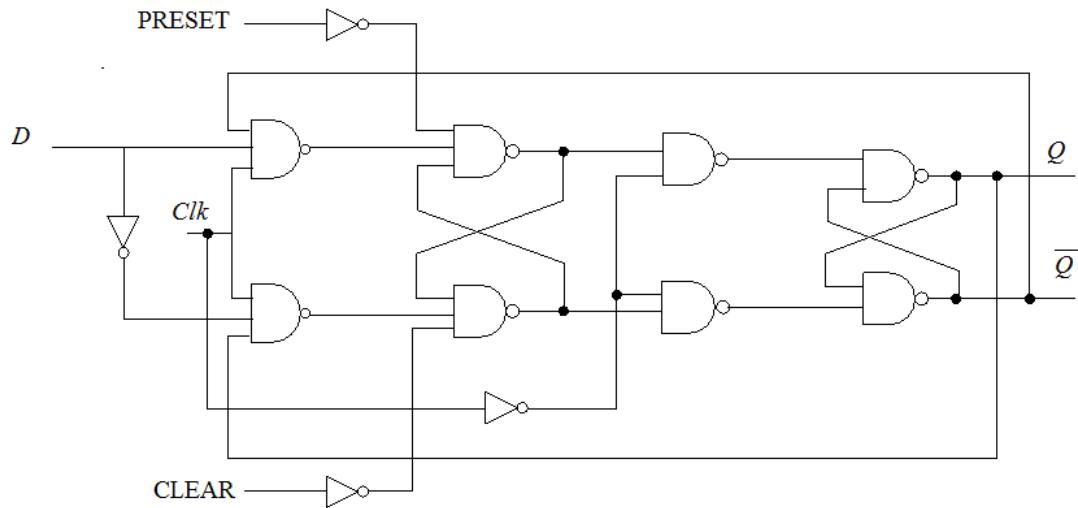


Figura 27: Circuito do flip-flop D com PRESET e CLEAR.

5.1.5 Circuito Realimentador

O circuito realimentador da Figura 10 foi rearranjado para utilizar as portas lógicas já projetadas. Pode-se observar os novos esquemáticos na Figura 28.

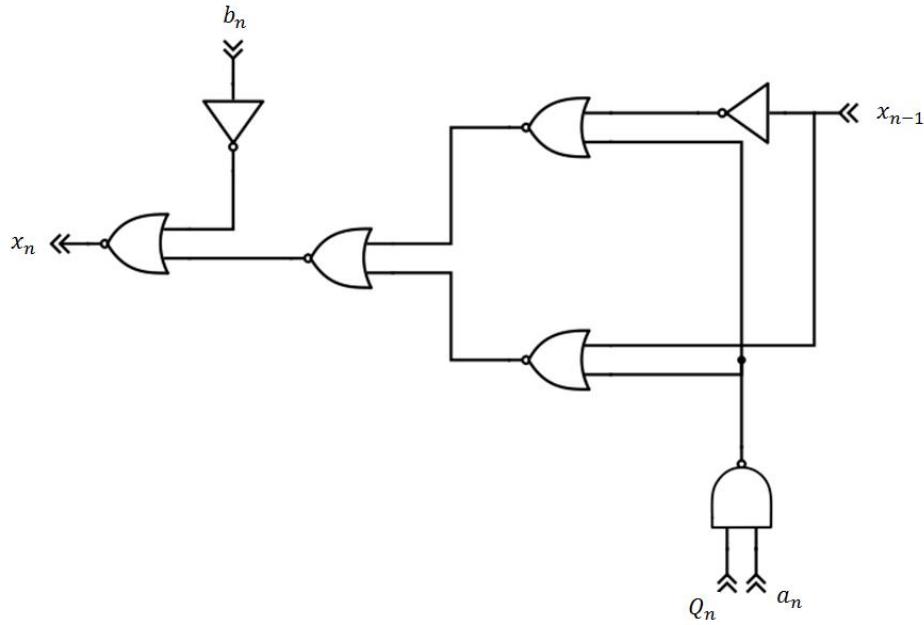


Figura 28: Circuito de realimentação do gerador PN.

5.1.6 Circuito de Programação

Por se tratar de um gerador PN programável necessita-se de um circuito para realizar o carregamento das variáveis a e b definidas anteriormente além do PRESET e do CLEAR. Esse circuito deve garantir que os valores iniciais dos flip-flops sejam carregados apenas antes da operação do gerador PN. Na Figura 29 ilustra-se o esquemático desse circuito.

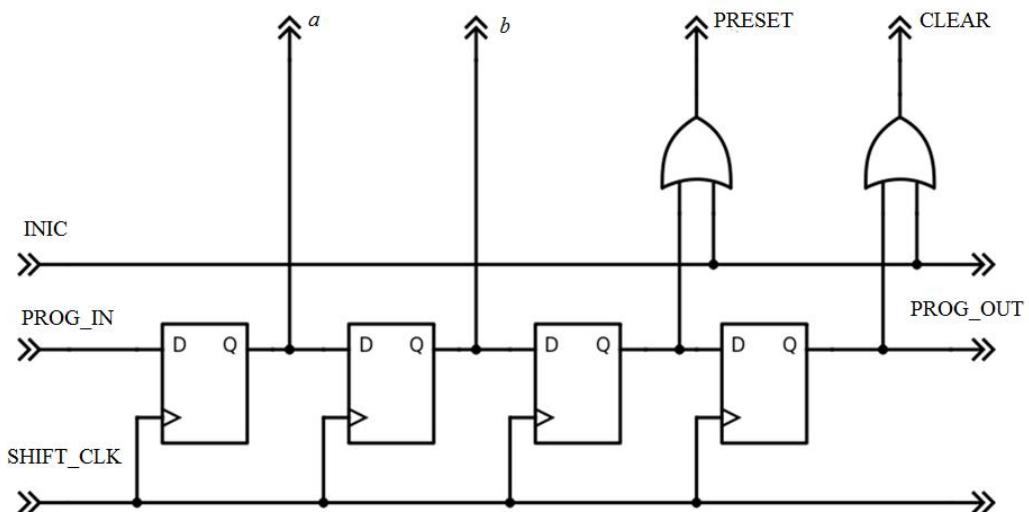


Figura 29: Circuito de Programação.

5.1.7 Layout Gerador de Sequência PN

Na Figura 30 (a) é possível observar-se o *layout* do bloco responsável por gerar sequências PN, enquanto na Figura 30 (b) pode-se observar uma fotografia de um protótipo de microdispositivo fabricado em CMOS $0.7\mu\text{m}$ da *on-semiconductor*, destacando-se a localização do gerador de sequência PN (área preenchida a vermelho) projectado no âmbito deste trabalho de conclusão de curso.

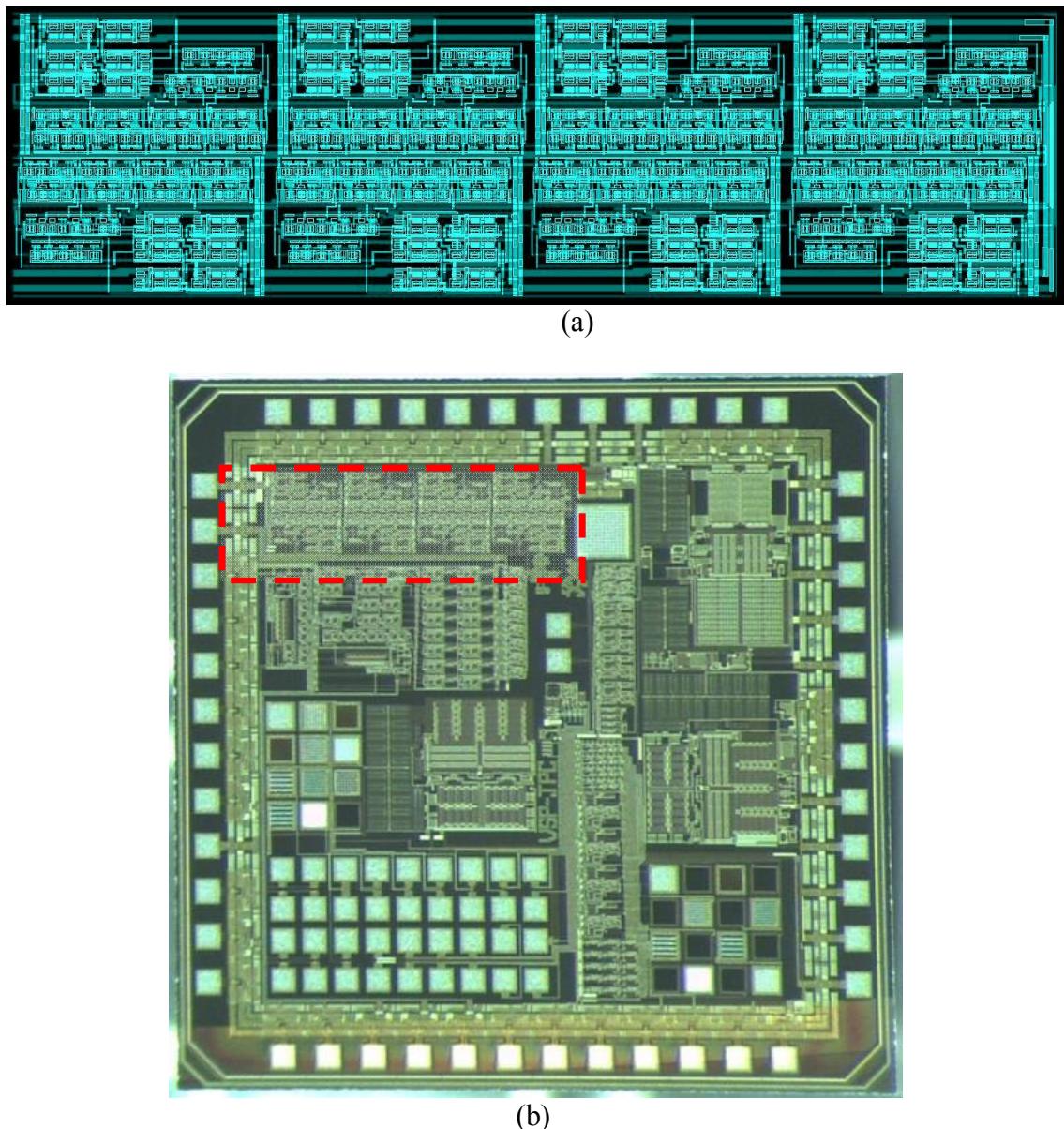


Figura 30: *Layout* do gerador de sequência PN projetado e fotografia do microdispositivo fabricado, com destaque para a localização do gerador de sequência PN (área preenchida a verde).

5.2 Teste do microdispositivo

Construiu-se uma placa de circuito impresso do tipo shield para arduino para facilitar os testes do microdispositivo fabricado.

É possível efetuar a programação do CI via arduino com a placa ilustrada na Figura 31 juntamente com o CI fabricado. Através de *jumpers* pode-se escolher a entrada de clock do gerador PN a partir do arduino, ou de um circuito separado baseado no NE555. A Figura 32 ilustra o diagrama de blocos da placa de testes.

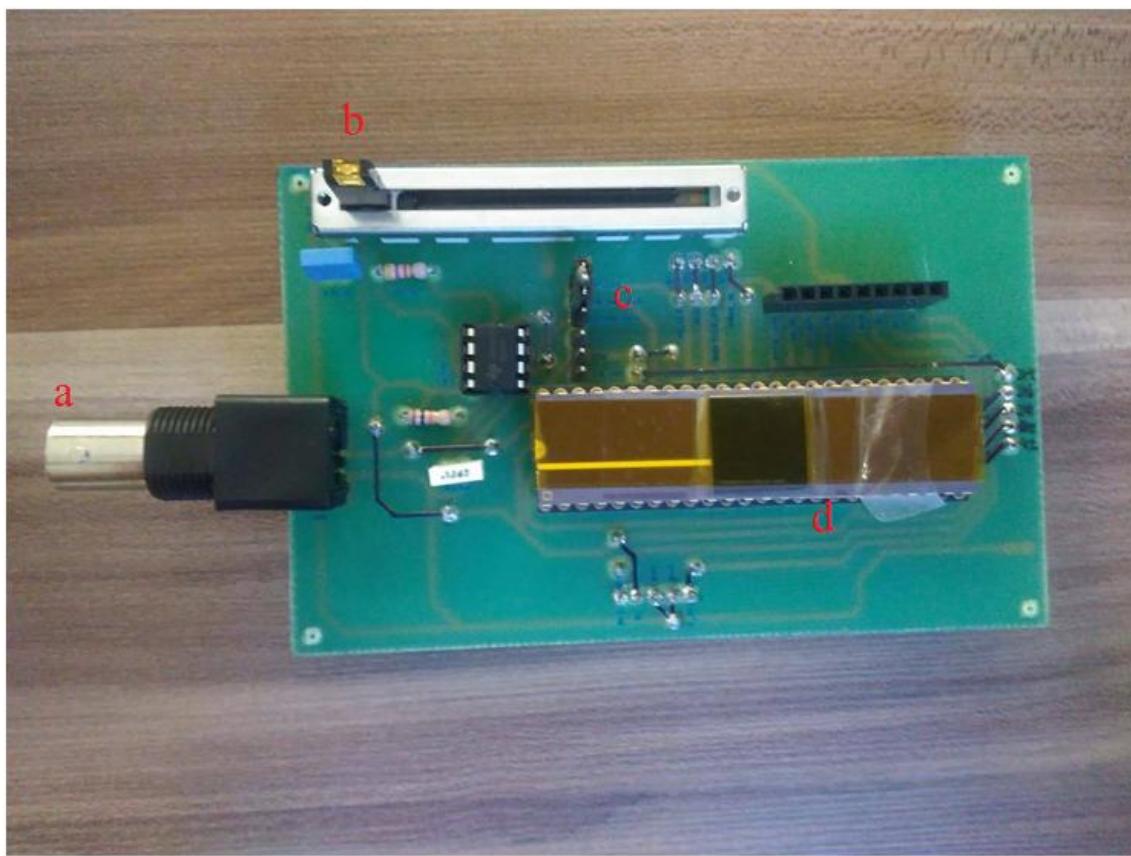


Figura 31: Placa de circuito construída, juntamente com o CI fabricado. (a) saída da sequência PN, (b) potencial deslizante para seleção de frequência, (c) jumpers de configuração, (d) microdispositivo fabricado.

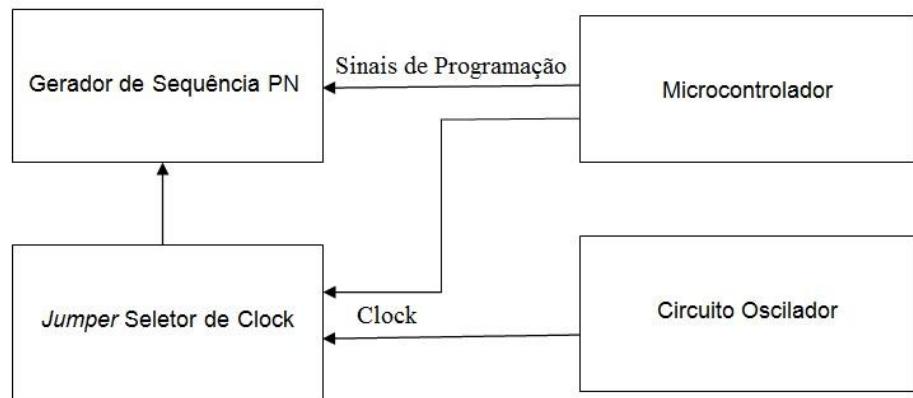


Figura 32: Diagrama de blocos do circuito projetado.

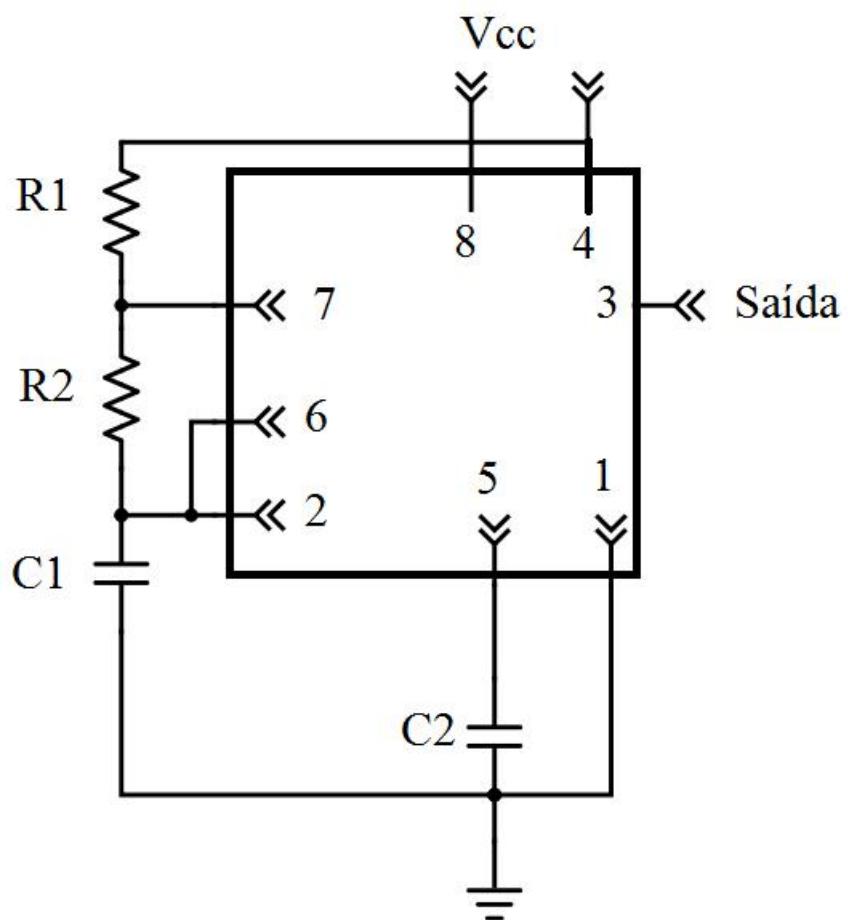


Figura 33: Esquemático do oscilador baseado no NE555.

Para construção, utilizou-se $R1 = 10k\Omega$ e $R2$ é o potenciômetro deslizante, $C1=1nF$

No apêndice pode-se encontrar o código que possibilita a programação e a operação o circuito projetado. Primeiramente é necessário entender como o arduino efetua a programação. A interface com o usuário é feita através da porta serial do mesmo.

Como se pode perceber ao analisar o código, ao enviar para o arduíno o caractere 1, o microcontrolador escreve nível alto a entrada `Prog_In` do gerador e um pulso de relógio é realizado em `Shift_Clk`. A entrada `Prog_In` é deixada em nível lógico baixo quando o caractere 0 é enviado, e o relógio `Shift_Clk` também é pulsado. Ao enviar via serial para o micro o caractere i, a variável `inic` é pulsada, de modo a programar os valores iniciais nos flip-flops. Por fim, ou liga-se, via jumper o relógio ao barramento `PN_Clk`, ou, via jumper, liga-se uma porta do arduino a mesma entrada, e envia-se o caractere s, assim o arduino enviará o sinal de `PN_Clk` ao gerador PN.

Para se programar no gerador PN a estrutura da Figura 36, com o clock fornecido via arduino, deve-se enviar, nessa ordem, os seguintes caracteres para o micro: 1011 0111 1010 0110 0110 0110 0110 1010 i s.

Na Figura 34 é ilustrado o setup de testes, nele podemos ver a placa projetada conectada ao arduino, a saída do gerador PN conectada a um osciloscópio e um microcomputador serialmente conectado ao arduino a fim de efetuar a programação do gerador PN.

Na Figura 35 observa-se a sequência PN gerada pelo CI projetado. Foi programado no gerador PN a topologia observada na Figura 35.

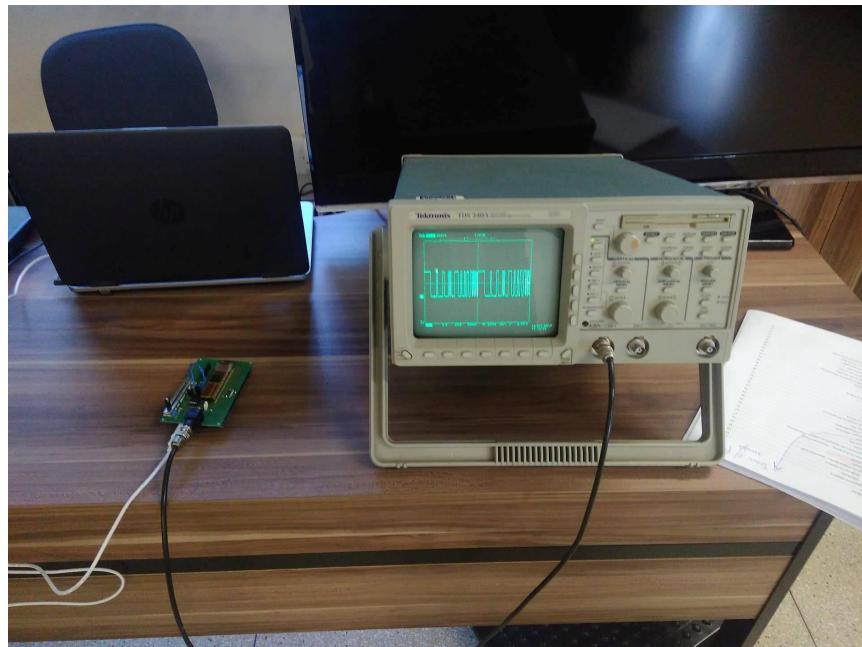


Figura 34: Setup de Testes do microdispositivo fabricado.

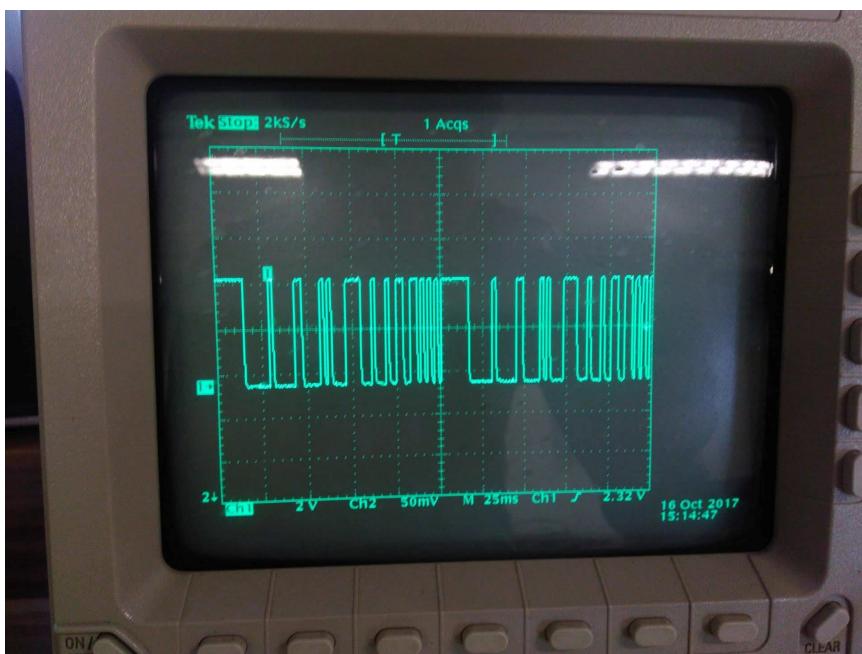


Figura 35: Exemplo de sequência gerada pelo gerador PN projetado e fabricado.

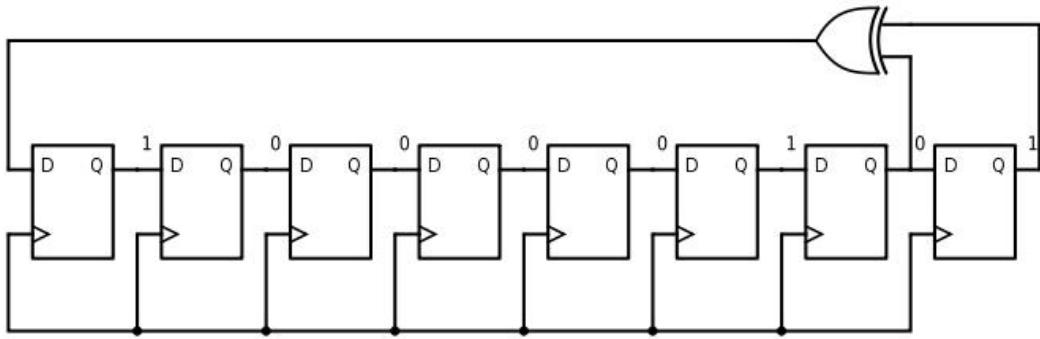


Figura 36: Padrão programado no gerador PN.

Com a informação codificada em CDMA, é necessário efetuar a modulação do sinal para transmissão. Será necessário em trabalhos futuros efetuar testes para sabermos a melhor modulação para transmissão intracorporal dos dados da capsula endoscópica.

Utilizando-se do gerador projetado, ligamos a saída do mesmo em um circuito chaveador. Esse circuito selecionava entre uma senoide de 500MHz e 0V. Podemos ver que o resultado é um sinal modulado em ASK (*amplitude-shift keying*) do tipo OOK (*on-off keying*). Observa-se na Figura 37 o aparato experimental para a modulação. A Figura 38 mostra detalhes dos circuitos utilizados.

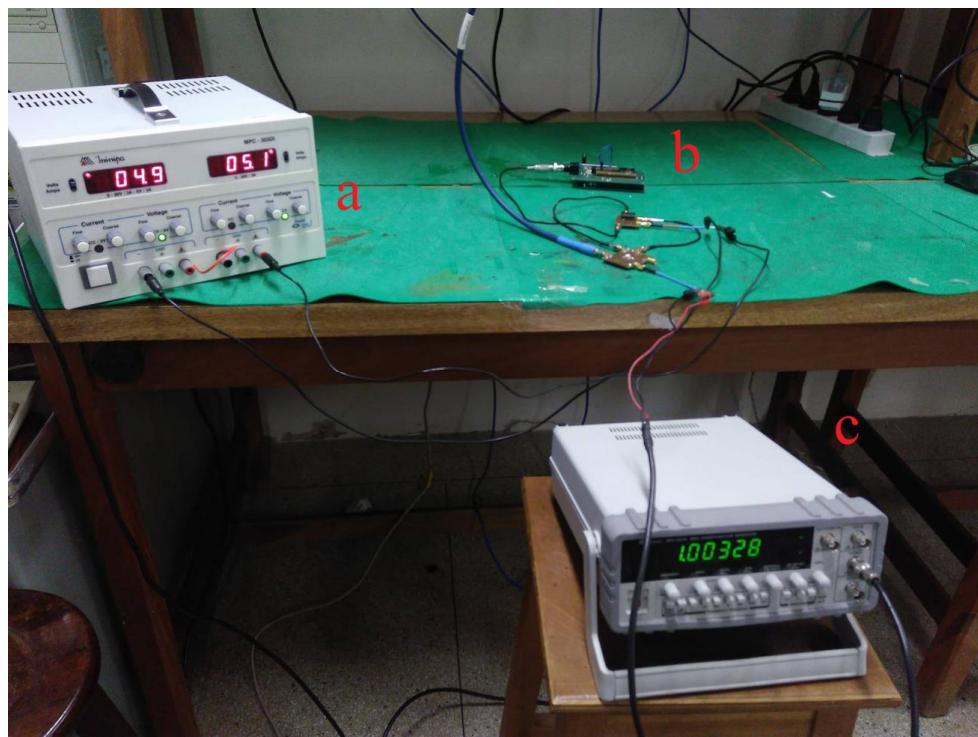


Figura 37: Aparato experimental utilizado: (a) Gerador CC, para alimentação dos circuitos, (b) Circuitos utilizados, detalhados na Figura 35, (c) Gerador de sinal, para geração da portadora.

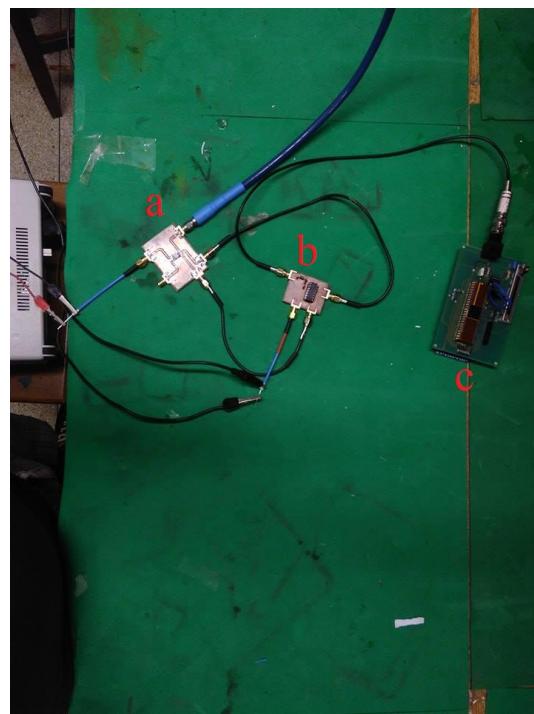


Figura 38: Circuitos utilizados para a modulação: (a) chaveador, circuito que alterna entre a senoide e 0V, dependendo da entrada digital, (b) driver, efetua a conversão do sinal para níveis aceitáveis pelo chaveador, (c) Gerador PN.

Na Figura 39 mostra-se o diagrama de blocos do sistema completo. É ilustrado na Figura 40 o sinal ASK resultante do experimento.

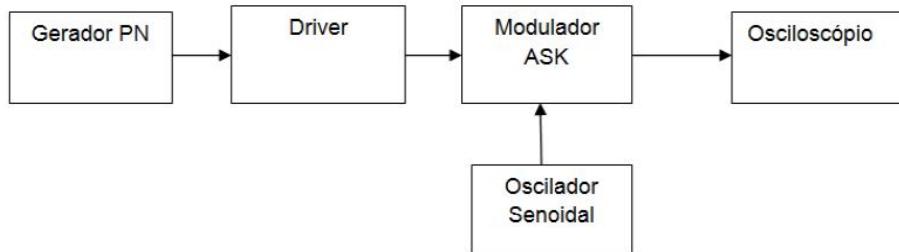


Figura 39: Diagrama de blocos do sistema usando a modulação ASK.

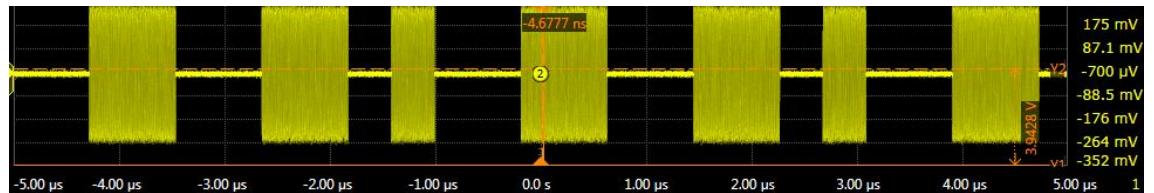


Figura 40: Sinal CDMA modulado em ASK.

Próximo passo para o teste do circuito foi a modulação do sinal em FSK (*frequency-shift keying*). Para isso foi usado um oscilador controlado por tensão (*voltage controlled oscillator*, VCO), que para nível lógico alto do gerador PN, a saída RF do mesmo era de 520MHz, e para nível lógico sua saída era de 330MHz. Na Figura 41 ilustra-se o setup de testes montado para essa modulação.

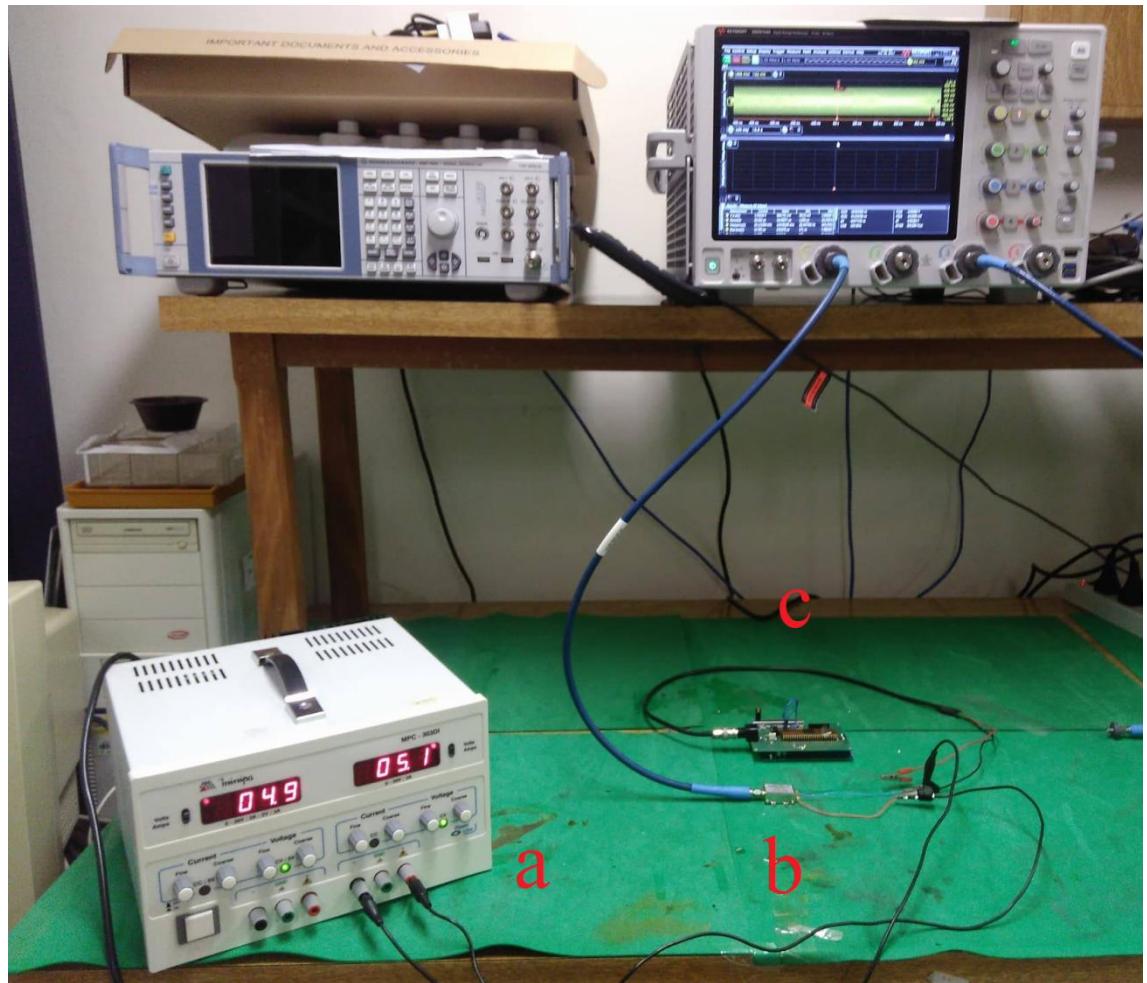


Figura 41: Setup de testes para modulação em frequência: (a) Gerador CC para alimentação do circuito, (b) VCO, (c) Gerador PN.

Na Figura 42 é mostrado o diagrama de blocos do sistema mostrado na Figura 40. É ilustrado na Figura 43 o sinal temporal modulado em FSK. Também para essa modulação é incluído na Figura 44 a espectro de frequências do sinal modulado.

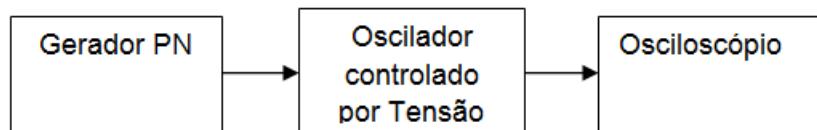


Figura 42: Diagrama de blocos do sistema usando a modulação FSK.

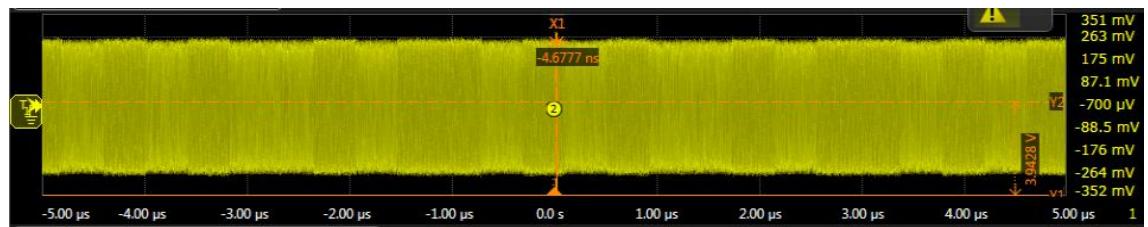


Figura 43 – Sinal CDMA modulado em FSK.

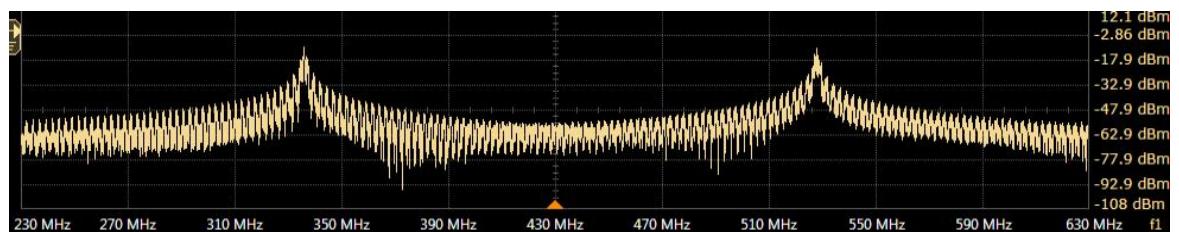


Figura 44 – Espectro de frequências do sinal.

6. Conclusões

Neste trabalho de conclusão de curso projetou-se e testou-se um gerador de sequência PN, que seja programável.

Este gerador será usado para codificação de sinais binários em CDMA para transmissão de sinais em dispositivos médicos intracorporais, mais específico, em cápsulas endoscópicas.

6.1 Trabalhos Futuros

Trabalhos futuros incluem os testes de transmissão de sinal em um meio que simule o meio intracorporal. Para isso pode ser utilizado gel balístico o qual se caracteriza por possuir uma densidade similar a gordura e pele. Nestes testes pode-se verificar qual sequência PN gera a melhor relação sinal-ruído e melhor se adapta ao meio intracorporal.

Apêndice

```

char serial = 'n';
int ProgIn=32;
int ProgOut=30;
int ShiftClk=28;
int Inic=26;
int PnClk=22;
int pn[8];

void setup() {
  pinMode(ProgIn,OUTPUT);
  pinMode(ProgOut,INPUT);
  pinMode(ShiftClk,OUTPUT);
  pinMode(Inic,OUTPUT);
  pinMode(PnClk,OUTPUT);

  digitalWrite(ProgIn,LOW);
  digitalWrite(ShiftClk,LOW);
  digitalWrite(Inic,HIGH);
  digitalWrite(PnClk,LOW);

  Serial.begin(9600);
  Serial.print("Pronto para gravação");
}

void loop() {
  if(Serial.available()>0){
    serial=Serial.read();
  }

  switch(serial){
    case '1':
      digitalWrite(ProgIn,HIGH);
      digitalWrite(ShiftClk,HIGH);
      delay(10);
      digitalWrite(ShiftClk,LOW);
      break;

    case '0':
      digitalWrite(ProgIn,LOW);
      digitalWrite(ShiftClk,HIGH);
      delay(10);
      digitalWrite(ShiftClk,LOW);
      break;

    case 'n':
      break;

    case 'i':
      digitalWrite(Inic,LOW);
      delay(10);
      digitalWrite(Inic,HIGH);
      break;
  }
}

```

```
case 's':
    digitalWrite(ProgIn,LOW);
    digitalWrite(ShiftClk,LOW);
    digitalWrite(Init,HIGH);
    digitalWrite(PnClk,LOW);
    digitalWrite(SgnX,LOW);

    while(1){
        digitalWrite(PnClk,HIGH);
        delay(1);
        digitalWrite(PnClk,LOW);
    }
    break;

}
}
```

Referências

- [1] Wahid Khan , Eameema Muntimadugu , Michael Jaffe , and Abraham J. Domb, "Implantable Medical Devices", Disponível em:
<https://pdfs.semanticscholar.org/0651/31fe63c09394e76e99207569e7e7470ee9e0.pdf> (Acessado 01/19/2017)
- [2] dos Santos, Claudia Sofia Machado, Avaliação de Dispositivos Médicos. A aplicação do HTA Core Model da EUnetHTA. Universidade de Coimbra, 2012.
- [3] M. B. Nagarajan, P. Coan, M. B. Huber, P. C. Diemoz, C. Glaster, and A. Wismüller, "Computer-aided diagnosis in phase contrast imaging X-ray computed tomography for quantitative characterization of ex vivo human patellar cartilage", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 60, No. 10, pp. 2896-2903, October 2013..
- [4] N. Savage, "The world's most powerful MRI takes shape", IEEE Spectrum, pp. 9-10, November 2013
- [5] R. Shahidi, M. R. Bax, C. R. Maurer, J. A. Johnson, E. P. Wilkinson, B. Wang, J. B. West, M. J. Citardi, K. H. Manwaring, and R. Khadem, "Implementationm calibration and accuracy testing of an image-enhanced endoscopy system", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 21, No. 12, pp. 1524-1535, December 2002.
- [6] T.-Y. Lee, T.-S. Chang, C.-H. Wei, S.-H. Lai, K.-C. Liu, and H.-S. Wu, "Automatica distortion correction of endoscopic images captured with wide-angle zoom lens", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 60, No. 9, pp. 2603-2613, September 2013.
- [7] P. W. Y. Chiu, "Second look endoscopy in acute non-variceal upper gastrointestinal bleeding", Best Practice & Research Clinical Gastroenterology: Elsevier Science, Vol. 27, No. 6, pp. 05-911, 2013.
- [8] C. J. Kahi, L. J. Myers, J. E. Slaven, D. Haggstrom, H. Pohl, D. J. Robertson, T. F. Imperiale, "Lower endoscopy reduces colorectal cancer incidence in older individuals", Gastroenterology: Elsevier Science, Corrected Proof available online 4 December 2013. [In Press].
- [9] M. Muños Navas, "Capsule endoscopy", World Journal of Gastroenterology, Vol. 15, No. 13, pp. 1584-1586, April 2009.

- [10] G. Pan, and L. Wang, "Swallowable wireless capsule endoscopy: progress and technical challenges", *Gastroenterology Research and Practice*, Vol. 2012. paper #841691. doi:10.1155/2012/841691.
- [11] C. McCaffrey, O. Chevalierias, C. O'Mathuna, and K. Twomey, "Swallowable-capsule technology", *IEEE Pervasive Computing*, Vol. 7, No. 1, pp. 23-29, 2008.
- [12] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, P. Swain, "Wireless capsule endoscopy", *Nature*, Vol. 405, pg. 507, 25th May 2000.
- [13] B. Rosa, M. J. Moreira, A. Rebelo, and J. Cotter, "Enteroscopia por cápsula na suspeita de doença de Crohn: há lugar para o Score de Lewis na prática clínica?", *Jornal Português de Gastroenterologia*, Vol. 17, No. 6, pp. 248-254, 2010.
- [14] Z. Fireman, E. Mahajna, E. Broide, M. Shapiro, L. Fich, A. Sternberg, Y. Kopelman, and E. Scapa, "Diagnosing small bowel Crohn's disease with wireless capsule endoscopy", *Gut: British Society of Gastroenterology*, Vol. 52, No. 3, pp. 390-392, March 2003. ISSN: 0017-5749.
- [15] W. a Voderholzer, J. Beinholz, P. Rogalla, S. Murrer, G. Schachschal, H. Lochs, and M. Ortner, "Small bowel involvement in Crohn's disease: a prospective comparison of wireless capsule endoscopy and computed tomography enteroclysis", *Gut: British Society of Gastroenterology*, Vol. 54, No. 3, pp. 369-373, March 2005.
- [16] W. A. Qureshi, "Current and future applications of the capsule camera", *Nature Reviews*, Vol. 3, pp. 447-450, 2004.
- [17] Pinho, Silvia Álvares Brandão, "Capsulas Endoscópicas", *Repositório aberto da Universidade do Porto*.
- [18] M. F. Silva, J. F. Ribeiro, L. M. Goncalves, C. Silva, J. H. Correia, "Magnetic control platform for wireless endoscopic capsules", *Procedia Engineering*: Elsevier Science, Vol. 25, pp. 996-999, 2011.
- [19] A. Rastogi, A. Bansal, S. Wani, P. Callahan, D. H. McGregor, R. Cherian, and P. Sharma, "Narrow-band imaging colonoscopyda pilot feasibility study for the detection of polyps and correlation of surface patterns with polyp histologic diagnosis", *Gastrointestinal Endoscopy*: Elsevier Science, Vol. 67, No. 2, pp. 280-286, 2008.

- [20] M. B. Wallace: Mayo Clinic's Medical Doctor (MD), "Applications of confocal endomicroscopy in colon polyps", Video Journal and Encyclopedia of GI Endoscopy: Elsevier Science, Vol. 1, No. 2, pp. 301-302, October 2013.
- [21] M. Fernández-Guarino, I. García-Morales, A. Harto, C. Montull, B. Pérez-García, and P. Jaén, "Terapia fotodinámica: nuevas indicaciones", Actas Dermo-Sifiliográficas: Elsevier Science, Vol. 98, No. 6, pp. 377-395, July 2007.
- [22] Y. Xu, G. Lahvis, H. Edwards, and H. C. Pitot, "Three-dimensional reconstruction from serial sections in PC-Windows platform by using 3D_Viewer", Computer Methods and Programs in Biomedicine: Elsevier Science, Vol. 76, No. 2, pp.143-154, 2004.
- [23] I. Shimoyama, MEMS market trends in Japan, in the 11th World MicroMachine Summit, Richardson, TX, USA, 1-4 May 2005.
- [24] K. Gono, T. Obi, M. Yamaguchi, N. Ohyama, H. Machida, Y. Sano, S. Yoshida, Y. Hamamoto, and T. Endo, "Appearance of enhanced tissue features in narrow-band endoscopic imaging.", Journal of Biomedical Optics: SPIE, Vol. 9, No. 3, pp. 568-977, 2004.
- [25] T. Matsumoto, T. Kudo, Y. Jo, M. Esaki, T. Yao, and M. Iida, "Magnifying colonoscopy with narrow band imaging system for the diagnosis of dysplasia in ulcerative colitis: a pilot study.", Gastrointestinal Endoscopy: Elsevier Science, Vol. 66, No. 5, pp. 957-965, November 2007.
- [26] M. Hirata, S. Tanaka, S. Oka, I. Kaneko, S. Yoshida, M. Yoshihara, and K. Chayama, "Magnifying endoscopy with narrow band imaging for diagnosis of colorectal tumors", Gastrointestinal Endoscopy: Elsevier Science, Vol. 65, No. 7, pp. 988-995, June 2007.
- [27] A. Rastogi, J. Keighley, V. Singh, P. Callahan, A. Bansal, S. Wani, and P. Sharma, "High accuracy of narrow band imaging without magnification for the real-time characterization of polyp histology and its comparison with high-definition white light colonoscopy: a prospective study", The American journal of Gastroenterology, Vol. 104, No. 10, pp. 2422-2430, October 2009.
- [28] J. M. Jabbour, M. a Saldua, J. N. Bixler, and K. C. Maitland, "Confocal endomicroscopy: instrumentation and medical applications",

- Annals of Biomedical Engineering: Springer Verlag, Vol. 40, No. 2, pp. 378-397, February 2012.
- [29] V. M. Ussui, and M. B. Wallace, "Confocal endomicroscopy of colorectal polyps", Gastroenterology Research and Practice: Hindawi Publishing Corporation, Vol. 2012, pg. 545679, January 2012.
- [30] K. B. Dunbar, and M. I. Canto, "Confocal endomicroscopy", Techniques in Gastrointestinal Endoscopy: Elsevier Science, Vol. 12, No. 2, pp. 90-99, April 2010.
- [31] R. Kiesslich, M. Goetz, and M. F. Neurath, "Confocal laser endomicroscopy for gastrointestinal diseases", Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North América: Elsevier Science, Vol. 18, No. 3, pp. 451-466, 2008.
- [32] B. T. Petersen, R. Chuttani, J. Croffie, J. DiSario, J. Liu, D. Mishkin, R. Shah, L. Somogyi, W. Tierney, and L. M. W. K. Song, "Photodynamic therapy for gastrointestinal disease", Gastrointestinal Endoscopy: Elsevier Science, Vol. 63, No. 7, pp. 927-932, June 2006.
- [33] D. E. J. G. J. Dolmans, D. Fukumura, and R. K. Jain, "Photodynamic therapy for cancer", Nature Reviews Cancer, Vol. 3, No. 5, pp. 380387, May 2003.
- [34] S. Yano, S. Hirohara, M. Obata, Y. Hagiya, S. Ogura, A. Ikeda, H. Kataoka, M. Tanaka, and T. Joh, "Current states and future views in photodynamic therapy", Journal of Photochemistry and Photobiology C: Photochemistry Reviews, Vol. 12, No. 1, pp. 46-67, March 2011.
- [35] M. Panjehpour, and B. F. Overholt, Photodynamic therapy for Barrett's esophagus. Book chapter in the Interventional and Therapeutic Gastrointestinal Endoscopy, Edited by K. Mönkemüller, C. M. Wilcox, and M. Muñoz-Navas, Vol. 27, pp. 128-139, 2010. ISBN-13: 9783805593083. ISBN-10: 3805593082.
- [36] P. Mlkvy, H. Messmann, H. Debinski, J. Regula, M. Conio, a MacRobert, a Spigelman, R. Phillips, and S. G. Bown, "Photodynamic therapy for polyps in familial adenomatous polyposis--a pilot study", European Journal of Câncer: Elsevier Science, Vol. 31A, Nos. 7-8, pp. 1160-1165, 1995.

- [37] X. Li, M. Zhang, Z. Wang, and A. Bermak, "Smart image sensor with integrated low complexity image processing for wireless endoscope capsules", *Tsinghua Sci. Technol.*, Vol. 14, No. 5, pp. 586-592, 2009.
- [38] R. J. Betancourt-Zamora, The biolink implantable telemetry system, NASA Research Report, pp. 1-56, May 1999.
- [39] ZL70102, Medical implantable RF transceiver MICS RF telemetry, Short Form Data Sheet, pp. 1-16, www.zarlink.com, 2010.
- [40] K. S. Kwak, et al., An overview of IEEE 802.15.6 standard, 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), 2010 , pp. 1-6.
- [41] J. P. Carmo, J. H. Correia, "Wireless microsystems for biomedical applications", *Journal of Microwaves and Optoelectronics*, Vol. 12, pp. 492-505, 2013. ISSN 1516-7399.
- [42] J. P. Carmo, J.H. Correia, "Low-power/low-voltage RF microsystems for wireless sensors networks", *Microelectronics Journal*: Elsevier Science, Vol. 40, No. 12, pp. 1746–1754, December 2009, December 2009.
- [43] B. Chance, M. Cope, E. Gratton, N. Ramanujam, and B. Tromberg, "Phase measurement of light absorption and scatter in human tissue", *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 69, no. 10, pp. 3457-3481, 1998.
- [44] D. M. Ackermann, High Speed Transcutaneous Optical Telemetry Link, Case Western Reserve University, 2007.
- [45] Proakis, J. G. "Digital Communications", McGraw-Hill Science/Engineering/Math; 4 edition (August 15, 2000)
- [46] VITERBI, A. J. CDMA: Principles of Spread Spectrum Communications. Addison Wesley, 1995.
- [47] DIXON, R. C. Spread Spectrum Systems. John Wiley & Sons, 1976.
- [48] SCHILLING, D. L. PICKHOLTZ, R. L. e MILSTEIN, L. B. "Spread Spectrum Goes Comercial", *IEEE Spectrum*, pp. 40-45, Ago. 1999.
- [49] LÚCIO SANCHEZ PASSOS, GILBERTO ARANTES CARRIJO, "REALIZAÇÃO DE UM SISTEMA DE COMUNICAÇÃO DE ESPALHAMENTO ESPECTRAL USANDO TÉCNICAS DE RÁDIO DIGITAL"
- [50] http://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/11319/11319_4.PDF (Acessso em 24/11/2016)

- [51] Costa, Cesar, Projetos de Circuitos Digitais com FPGA, Cesar da Costa. 1^a Edição, São Paulo, 2009.
- [52] Altera . DE1 tutorials, Disponível em <http://altera.com/> acessado 02/02/2017