

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ENGENHARIA MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

GUSTAVO HAYASHI DANIEL

**PROTÓTIPO DE BOMBA DE INSULINA INTELIGENTE E PORTÁTIL DE BAIXO
CUSTO**

LONDRINA

2022

GUSTAVO HAYASHI DANIEL

**PROTÓTIPO DE BOMBA DE INSULINA INTELIGENTE E PORTÁTIL DE BAIXO
CUSTO**

Portable low-cost smart insulin pump prototype

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador(a): Prof. Dr. Janksyn Bertozzi.

Coorientador(a): Prof. Dr. Roger Nabeyama Michels

LONDRINA

2022



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es) e que licenciem as novas criações sob termos idênticos. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

GUSTAVO HAYASHI DANIEL

**PROTÓTIPO DE BOMBA DE INSULINA INTELIGENTE E PORTÁTIL DE BAIXO
CUSTO**

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentado como requisito para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Data de aprovação: 20/junho/2022

Janksyn Bertozzi
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Janaina Fracaro de Souza Gonçalves
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Ricardo de Vasconcelos Salvo
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

LONDRINA

2022

RESUMO

O número de diabéticos no Brasil e no mundo soma uma quantia expressiva que tende a aumentar ao longo dos anos, dessa forma, o presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um protótipo de bomba de insulina inteligente e portátil de baixo custo que permita um melhor tratamento da doença e aumento da qualidade de vida de tal população. Para confecção do protótipo serão seguidas as recomendações da Sociedade Brasileira de Diabetes para bombas com sensores de monitoramento contínuo de modo que o funcionamento do protótipo possa ser considerado seguro. Nesse trabalho o protótipo não será testado em pacientes reais, tornando necessária a utilização de um simulador, para tal tarefa optou pela utilização de um simulador que aplica um modelo de glicose aprovado pela FDA (*Food and Drug Administration*). Após obtidos resultados satisfatórios no simulador foi construído o protótipo em si. Após a construção do protótipo, sua vazão foi comparada com a vazão do simulador para assim validar sua performance.

Palavras-chave: Diabetes. Controle. Monitoramento Contínuo. Glicemia.

ABSTRACT

The number of diabetics in Brazil and in the worlds adds up to a significant amount that tends to increase over the years, therefore, this thesis presents the development of a low-cost smart and portable insulin pump prototype that allows a better treatment of the disease and increases the quality of life of this population. To make this prototype, the recommendations of the Brazilian Society of Diabetes for pumps with continuous monitoring sensors were followed so that the functioning of the prototype can be considered safe. In this work, the prototype was not tested in real patients, making it necessary to use a simulator, the chosen simulator applies a glucose model approved by the FDA (Food and Drug Administration). After obtaining satisfactory results in the simulator, it was built the prototype itself. The prototype's insulin flow was compared with the simulator's insulin flow in order to validate the prototype's performance.

Keywords: Diabetes. Control. Continuous Monitoring. Blood glucose.

Dedico este trabalho à minha família, por todo apoio oferecido ao longo da graduação.

AGRADECIMENTOS

Ao longo do curso muitos desafios apareceram e certamente continuarão a aparecer após minha graduação, entretanto toda força que obtive com minha família, amigos e professores ao longo dos últimos anos, servirão como impulso para eu passar por todos os obstáculos em minha vida.

Dessa forma, tenho uma gratidão indescritível a todos que fizeram parte deste meu caminho, em especial aos meus pais que me deram todo o apoio necessário e seguem me apoiando para meu crescimento futuro.

Também gostaria de agradecer meu orientador Prof. Dr. Janksyn Bertozzi e coorientador Prof. Dr. Roger Nabeyama Michels, por todo conhecimento oferecido na execução e escrita do presente Trabalho de Conclusão de Curso.

Infelizmente não é possível colocar o nome de todos aqueles a quem sou grato, uma vez que seria uma lista interminável, entretanto, ainda gostaria de agradecer a todos aqueles que me ajudaram ao longo de minha graduação, uma vez que por menor que seja a ajuda, foi algo fundamental para mim.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Perfil de ação das insulinas e análogos de insulina.....	22
Figura 2 - Sistema de controle da bomba de insulina.....	27
Figura 3 - Curva de resposta com especificações de desempenho	28
Figura 4 – ESP32	36
Figura 5 - Sensor de glicose FreeStyle Libre	37
Figura 6 - Sensor NFC.....	37
Figura 7 - Esquema da Bomba de insulina	38
Figura 8 - Diagrama de ligações do circuito do sensor de insulina	39
Figura 9 - Diagrama de ligações do circuito da bomba de insulina.....	40
Figura 10: Gráfico seed 1 adultos com insulina basal	44
Figura 11: Gráfico seed 1 adultos com insulina bolus	44
Figura 12: Gráfico seed 2 adultos com insulina basal	45
Figura 13: Gráfico seed 2 adultos com insulina bolus	45
Figura 14: Gráfico seed 100 adultos com insulina basal	46
Figura 15: Gráfico seed 100 adultos com insulina bolus	46
Figura 16: Gráfico alimentação personalizada adultos com insulina basal.....	47
Figura 17: Gráfico alimentação personalizada adultos com insulina bolus	47
Figura 18: Gráfico seed 1 adolescentes com insulina Basal.....	49
Figura 19: Gráfico seed 1 adolescentes com insulina bolus.....	50
Figura 20: Gráfico seed 2 adolescentes com insulina basal	50
Figura 21: Gráfico seed 2 adolescentes com insulina bolus.....	51
Figura 22: Gráfico seed 100 adolescentes com insulina basal	51
Figura 23: Gráfico seed 100 adolescentes com insulina bolus.....	52
Figura 24: Gráfico alimentação personalizada adolescentes com insulina basal	52
Figura 25: Gráfico alimentação personalizada adolescentes com insulina bolus	53
Figura 26: Gráfico seed 1 crianças com insulina Basal.....	55
Figura 27: Gráfico seed 1 crianças com insulina bolus.....	55
Figura 28: Gráfico seed 2 crianças com insulina basal	56
Figura 29: Gráfico seed 2 crianças com insulina bolus.....	56
Figura 30: Gráfico seed 100 crianças com insulina basal	57
Figura 31: Gráfico seed 100 crianças com insulina bolus	57
Figura 32: Gráfico alimentação personalizada crianças com insulina basal	58
Figura 33: Gráfico alimentação personalizada crianças com insulina bolus	58
Figura 34: Gráfico seed 1 grupo geral com insulina Basal.....	61
Figura 35: Gráfico seed 1 grupo geral com insulina bolus.....	61
Figura 36: Gráfico seed 2 grupo geral com insulina basal	62
Figura 37: Gráfico seed 2 grupo geral com insulina bolus.....	62
Figura 38: Gráfico seed 100 grupo geral com insulina basal	63

Figura 39: Gráfico seed 100 grupo geral com insulina bolus.....	63
Figura 40: Gráfico alimentação personalizada grupo geral com insulina basal	64
Figura 41: Gráfico alimentação personalizada grupo geral com insulina bolus	64
Figura 42: Comparação de volume injetado e esperado	67
Figura 43: Erro da injeção do protótipo	67
Figura 44: Protótipo da bomba de insulina.	68
Figura 45: Leitor do sensor de glicemia.	68

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AACE	American Association of Clinical Endocrinologists
ADA	American Diabetes Association
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CHO	Sigla utilizada para se referir aos carboidratos
CV	Coeficiente de Variação
CGM	Continuous Glucose Monitor
DM	Diabetes Mellitus
DM1	Diabetes Mellitus Tipo 1
DM2	Diabetes Mellitus Tipo 2
DMG	Diabetes Mellitus Gestacional
FC	Fator de Correção
FDA	Food and Drug Administration
HbA1c	Hemoglobina Glicada
IA	Inteligência Artificial
IAM	Infarto Agudo do Miocárdio
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IDF	International Diabetes Federation
NFC	Near Field Communication
NPH	Neutral Protamine Hagedorn
PID	Proporcional Integral Derivativo
PCB	Printed Circuit Board
SBD	Sociedade Brasileira de Diabetes
TCC	Trabalho de Conclusão de Curso
TIR	Time In Range

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 OBJETIVO	11
3 JUSTIFICATIVA	12
4 REFERENCIAL TEÓRICO	13
4.1 Diabetes Mellitus	13
4.1.1 Descompensação Hiperglicêmica Aguda	15
4.1.2 Hipoglicemia	16
4.2 Metas glicêmicas para portadores de DM	17
4.3 Monitoramento contínuo de glicose	17
4.4 Metas glicêmicas com uso de CGM	19
4.5 Bombas de insulina acopladas a sensores CGM	20
4.6 Tipos de insulina	20
4.7 Injeção de insulina	22
4.8 Calculo da dose de insulina	23
4.8.1 Insulina Basal	23
4.8.2 Bolus De Correção	24
4.8.3 Bolus Prandial	25
4.9 Sistema de controle	26
4.9.1 Especificações De Desempenho	27
4.9.2 Controle PID	29
4.9.3 Otimização Computacional Para Escolha De Constantes	32
4.9.4 Bombas De Insulina No Mercado	33
5 MATERIAIS E MÉTODOS	34
5.1 Simulação do sistema de controle	34
5.2 Protótipo	35
5.2.1 Componentes	36
5.2.2 Ligações	39
5.2.3 Avaliação do desempenho da bomba	40
5.2.4 Avaliação Do Custo Da Bomba	41
6 RESULTADOS E DISCUSSÃO	42
6.1 Adultos	42
6.2 Adolescentes	48
6.3 Crianças	53
6.4 Geral	59
6.5 Precisão do protótipo	65
6.6 Portabilidade	67
6.7 Custo da bomba	68
7 CONCLUSÃO	73
REFERÊNCIAS	75

1 INTRODUÇÃO

O diabetes mellitus (DM) é definido pelo Ministério da Saúde (2019) como um distúrbio endócrino-metabólico de etiologia heterogênea que pode envolver fatores genéticos, biológicos e ambientais, e caracteriza-se pela manifestação de hiperglicemia crônica. Tal alteração é causada por uma secreção deficiente de insulina pelas células beta pancreáticas, pela resistência à ação da insulina ou ambos. Essa doença pode evoluir com complicações agudas e potencialmente fatais.

Existem dois principais tipos de diabetes, tipo 1 (DM1) e tipo 2 (DM2). O DM1 é caracterizado pela destruição das células beta pancreáticas pelo próprio sistema imunológico, causando assim uma deficiência na secreção de insulina de modo que a glicose se acumula no sangue ao invés de ser utilizada como energia pelo corpo. Este tipo de diabetes representa entre 5% e 10% dos portadores (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019) e costuma ocorrer em crianças e adolescentes com idade em 10 e 14 anos, entretanto também pode ocorrer em adultos embora menos comum.

Como pessoas portadoras do DM1 produzem pouca ou nenhuma insulina, todos os portadores devem realizar insulino terapia, além de ser fortemente recomendado o planejamento alimentar e atividades físicas, para facilitar o controle do nível de glicose no sangue.

O DM2 é caracterizado por uma resistência à insulina ou uma produção insuficiente de insulina, de maneira que não é possível controlar a taxa de glicemia de maneira adequada. Este tipo de diabetes representa cerca de 90% dos portadores (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019) de diabetes, e se manifesta mais frequentemente em adultos, mas também pode se manifestar em crianças.

A insulino terapia consiste basicamente na auto administração de insulina que é feita pelo portador de DM. Para poder administrar a injeção de insulina em si mesmo, primeiro o paciente deve medir seu nível de glicose para então aplicar a injeção de acordo com a necessidade.

Segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes (2019) em 2017 o DM atingia 8,8% da população entre 20 e 79 anos (424,9 milhões); para 2045, a estimativa é que o número alcance 628,6 milhões. Cerca de 79% dos casos são oriundos de países em desenvolvimento, como é o caso do Brasil, e espera-se que o maior aumento de casos ocorra nestes mesmos países.

O Brasil é um país com grande número de diabéticos, ainda segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes, o país ocupava a 4ª colocação dentre os países com o maior número de portadores de diabetes em 2019, com um total de 12,5 milhões de diabéticos. Com um número tão alto, as despesas com essa população também o são, de acordo com um ranking de países com maiores gastos com diabetes em 2019, o Brasil ocupou a terceira colocação com um montante de 52,3 bilhões de dólares (WLLIAMS, 2020).

Tendo tal cenário em vista, o DM trata-se de um grande problema no país que afeta milhões de habitantes e que tende a aumentar com os anos. Sendo assim, o desenvolvimento de equipamentos que melhorem a qualidade de vida dessa população terá grande impacto.

A grande maioria dos glicômetros atuais são invasivos, necessitam que o usuário fure o dedo para obter sangue e assim utilizar o aparelho para avaliar a glicemia e em alguns casos quando necessário administrar insulina. Muitos portadores de DM utilizam este aparelho diversas vezes ao dia, o que pode causar grande desconforto.

Sendo assim, o uso de bombas de insulina inteligentes e portáteis podem aumentar expressivamente a qualidade de vida da população portadora de DM, uma vez que livra os usuários de furarem o dedo diversas vezes ao dia, além de dispensar a necessidade de o usuário calcular a quantidade de insulina a ser administrada, além de manter a glicemia em níveis saudáveis por um maior período de tempo ao longo dia.

Entretanto tal equipamento não tem um preço baixo, além de existir poucas opções disponíveis no mercado brasileiro, o que somado ao aumento de ações judiciais para pedidos de insumos por parte da população portadora de diabetes (BORIELO, 2019) traz grande peso aos cofres públicos. Portanto o objetivo do presente TCC é construir um protótipo de baixo custo de uma bomba de insulina inteligente e portátil.

2 OBJETIVO

O objetivo geral do presente TCC (Trabalho de Conclusão de Curso) é construir um protótipo de baixo custo de uma bomba de insulina inteligente utilizando componentes disponíveis no mercado.

Já os objetivos específicos são os seguintes:

- Implementar de um controle PID (Proporcional Integral Derivativo)
- Estudar um sistema de controle em malha fechada
- Estudar o diabetes mellitus e seu tratamento
- Aplicar metodologias de controle em protótipo real

3 JUSTIFICATIVA

Dado o cenário brasileiro onde a economia está em forte crise, que é refletida por uma queda do PIB de 4,1% em 2020 (Agência de Notícias IBGE, 2021) somado ao fato do Brasil ser o terceiro país com maior gasto relacionado ao DM, uma redução de custos se faz extremamente importante.

Dessa forma, uma bomba de insulina inteligente e portátil de baixo custo pode beneficiar o país ao reduzir as despesas com esse equipamento além de também possibilitar o acesso a esse tipo de equipamento a um maior número de pessoas.

O método convencional de injeção de insulina segundo o Ministério da Saúde (2019) consiste no cálculo da quantia de insulina a ser injetada, e este cálculo depende do tipo de insulina que a pessoa vai utilizar e das refeições que serão, o que é suscetível a erros uma vez que o próprio portador de diabetes deve calcular. Outro ponto importante, segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes (2019), é a necessidade da higienização da agulha e homogeneização da insulina que deve ser realizada antes de cada injeção.

Com tais etapas necessárias para a injeção correta de insulina, a utilização de uma bomba de insulina inteligente traz um aumento da qualidade de vida dos usuários, uma vez que todos os cálculos são realizados pela bomba e o processo de higienização e homogeneização é feito apenas uma vez quando é feita a troca da seringa de insulina.

Segundo matéria da CNN Brasil (2021), não existe uma bomba de insulina semelhante a proposta deste TCC, a primeira bomba deste tipo deve ser lançada em 2022 e com preço elevado.

Ao considerar o número de 12,5 milhões de diabéticos no Brasil, existem muitas pessoas que podem desfrutar de tal tecnologia, e para isso primeiro é necessário a construção de um protótipo que permita o estudo e validação dos modelos matemáticos, e após futuras etapas de testes exigidas pelos órgãos reguladores possa ser disponibilizada no mercado.

4 REFERENCIAL TEÓRICO

No presente tópico a teoria necessária para o desenvolvimento do presente TCC é abordada com maior profundidade, principalmente com relação ao diabetes mellitus e ao sistema de controle a ser desenvolvido para o controle dos níveis de glicose.

4.1 Diabetes Mellitus

O diabetes mellitus (DM) é um distúrbio endócrino-metabólico caracterizado pela hiperglicemia persistente causada pela deficiência na produção de insulina e/ou sua ação, e que possui etiologia heterogênea que pode envolver fatores genéticos, biológicos e ambientais. De acordo com a Sociedade Brasileira de Diabetes (2019), tal doença já possui proporções epidêmicas afetando cerca de 425 milhões de pessoas em todo mundo.

Ainda segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes (2019) o DM pode ser dividido em quatro tipos, sendo eles: diabetes mellitus tipo 1 (DM1); diabetes mellitus tipo 2 (DM2); diabetes mellitus gestacional (DMG); e outros tipos de diabetes mellitus. Todos os tipos de diabetes a seguir serão caracterizados seguindo as definições da Sociedade Brasileira de Diabetes.

O DM1 é uma doença autoimune decorrente da destruição das células beta pancreáticas o que resulta na deficiência completa na produção de insulina. Estima-se que este tipo de DM represente cerca de 5% a 10 % de todos os casos de DM (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019), sendo mais comum ocorrer em crianças e adolescentes com idade em 10 e 14 anos, em alguns casos também afeta jovens adultos, afetando igualmente homens e mulheres. O DM1 subdivide-se em DM tipo 1A e DM tipo 1B dependendo da presença ou não de autoanticorpos circulantes.

O DM tipo 1A é a forma mais frequente de DM1, que é confirmada por meio da validação da existência de um ou mais autoanticorpos circulantes. Tais autoanticorpos circulantes precedem a hiperglicemia por meses e anos, assim caracterizando um estado pré-diabético do paciente. Quanto mais elevado o número desses autoanticorpos maior as chances de o indivíduo desenvolver o DM.

O DM tipo 1B, ou idiopático, consiste nos casos de DM1 nos quais não são detectados os autoanticorpos na circulação. Devido à ausência desses autoanticorpos o diagnóstico deste tipo de DM é mais difícil, de modo que é possível ser confundido com outros tipos de DM, de modo que o paciente pode não começar a insulinoterapia plena logo no início da doença. As recomendações terapêuticas do DM tipo 1B são as mesmas do DM tipo 1A, e não há evidências de diferenças nos riscos e complicações oferecidos nos dois tipos de DM.

O DM2 é caracterizado por uma resistência a ação de insulina cuja origem ainda não é totalmente conhecida. Geralmente o DM2 afeta indivíduos acima de 40 anos, entretanto está ficando cada vez mais comum em crianças e adolescentes. Os principais fatores de risco para o desenvolvimento deste tipo de diabetes são inatividade física e hábitos dietéticos ruins, o que pode levar também a obesidade. Este tipo de diabetes mellitus é o mais comum, representando uma faixa de 90% até 95% dos casos de DM (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019).

O DM gestacional (DMG), acontece durante o período de gestação quando a placenta produz hormônios hiperglicemiantes e enzimas placentárias que degradam a insulina, o que resulta num aumento compensatório na produção de insulina assim como um aumento na resistência ao seu efeito, que pode evoluir para uma disfunção das células beta pancreáticas. Este tipo de DM traz riscos tanto para a mãe quanto para o bebê, sendo geralmente diagnosticado no segundo ou terceiro mês de gestação. Pode ser transitório ou persistente, de modo que se torna um importante fator de risco para o desenvolvimento futuro de DM2.

Dentre a população que é diagnosticada com o DMG cerca de 1 a 14% prevalece com o DM (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019), variando de acordo com a população estudada, desenvolvendo DM2. Além da possibilidade do desenvolvimento de DM2, o DMG ainda aumenta os riscos de complicações do parto.

Os outros tipos de DM consistem em todas as outras formas de DM ainda não citadas, cuja apresentação clínica é bastante variada dependendo do fator responsável pelo DM. Dentre estes outros tipos de DM estão aqueles causados por defeitos genéticos na função da célula beta, defeito genético na ação da insulina, doenças do pâncreas exócrino, endocrinopatias, etc.

Independentemente do tipo de DM que o paciente possua, os níveis de glicose no sangue devem ser controlados com cuidado para que não fiquem muito altos e

nem muitos baixos, de modo que seja possível evitar complicações como descompensação hiperglicêmica aguda e hipoglicemia.

4.1.1 Descompensação Hiperglicêmica Aguda

As descompensação hiperglicêmica aguda, acontece quando a glicemia casual está superior a 250 mg/dl, e pode evoluir para complicações mais graves como cetoacidose diabética e síndrome hiperosmolar hiperglicêmica não cetótica.

A cetoacidose diabética é um quadro emergencial que ocorre quando pacientes atingem níveis de glicemia acima de 250 mg/dl e que pode ser potencialmente fatal, com mortalidade em torno de 5%. Tal quadro é mais comum em pacientes com DM1, uma vez que pacientes com DM2 raramente desenvolvem tal complicação devido as reservas pancreáticas de insulina.

“Os principais sintomas são: polidipsia, poliúria, enurese, hálito cetônico, fadiga, visão turva, náuseas e dor abdominal, além de vômitos, desidratação, hiperventilação e alterações do estado mental. O diagnóstico é realizado por hiperglicemia (glicemia maior de 250 mg/dl), cetonemia e acidose metabólica (pH < 7,3 e bicabornato < 15 mEq/l). Esse quadro pode se agravar, levando a complicações como choque, distúrbio hidroeletrólítico, insuficiência renal, pneumonia de aspiração, síndrome de angústia respiratória do adulto e edema cerebral em crianças [...]” (BRASIL, 2013, p. 68).

Em casos mais graves de hiperglicemia (superior a 600 mg/dl a 800 mg/dL) o paciente de DM desenvolve a síndrome hiperosmolar não cetótica acompanhada de desidratação e alteração do estado mental, na ausência de cetose que consiste num processo onde o corpo transforma lipídeos em energia (PEREIRA, 2010).

A síndrome hiperosmolar não cetótica ocorre apenas em pacientes com DM2, em que um mínimo de ação insulínica pode prevenir a cetose. Esta complicação tem uma mortalidade maior se comparada com a cetoacidose diabética devido a ocorrência em pacientes de idade mais elevada e a gravidade dos fatores precipitantes.

“Os fatores precipitantes são doenças agudas como AVC (Acidente Vascular Cerebral), IAM (Infarto Agudo do Miocárdio) ou infecções, particularmente a

pneumonia, uso de glicocorticoides ou diuréticos, cirurgia, ou elevadas doses de glicose [...]” (BRASIL, 2013).

Para ambas as complicações mencionadas, em caso de suspeita ou diagnóstico, os pacientes devem ser encaminhados para o manejo de emergência devido a gravidade de ambas as complicações.

4.1.2 Hipoglicemia

A hipoglicemia é consiste na redução dos níveis glicêmicos abaixo de 70 mg/dl, com ou sem sintomas. Contudo, os sintomas clínicos costumam ocorrer quando está abaixo de 60 mg/dl ou 50 mg/dl, no entanto, tal faixa pode ser mais alta ou mais baixa dependendo do paciente, pacientes com média glicêmica mais elevada costumam ter uma faixa com valor mais elevado, enquanto pacientes acostumados com glicemia mais baixa geralmente tem essa faixa mais baixa.

“Geralmente, a queda da glicemia leva a sintomas neuroglicopênicos (fome, tontura, fraqueza, dor de cabeça, confusão, coma, convulsão) e a manifestações de liberação do sistema simpático (sudorese, taquicardia, apreensão, tremor) [...]” (BRASIL, 2013).

A hipoglicemia é facilmente tratável pelo próprio paciente, entretanto é possível que o quadro evolua para hipoglicemia grave caso o paciente ignore ou trate inadequadamente suas manifestações precoces, quando não reconhece ou não apresenta essas manifestações, ou quando a secreção do hormônio regulador é deficiente o que ocorre com o avanço da diabetes.

Também existe a hipoglicemia matinal que exige mais cuidado do paciente de modo que é necessário revisar a dose de insulina que o paciente toma antes de dormir ou revisão do horário de aplicação.

Para pacientes suscetíveis a hipoglicemia ou que tenham hipoglicemia assintomática é necessária uma redução nas metas terapêuticas, uma vez que o tratamento intensivo do DM aumenta a incidência de hipoglicemia grave para estes pacientes.

4.2 Metas glicêmicas para portadores de DM

O HbA1c (hemoglobina glicada) é o principal exame para avaliação do controle glicêmico de indivíduos portadores de DM, uma vez que um maior nível de HbA1c apresenta uma consistente relação ao aumento dos riscos de desenvolvimento de complicações relacionadas ao DM.

A hemoglobina glicada possibilita estimar o quão alto estiveram os níveis de glicemia do indivíduo nos últimos 3 a 4 meses de modo que é possível averiguar o quão bem o indivíduo controlou o DM. Tal estimativa consiste na verificação do percentual de hemoglobina que se ligou a glicose sanguínea uma vez que tal efeito é permanente de modo que durante toda a vida da hemácia, a mesma permanecerá glicada. Quanto maior a concentração de glicose no sangue maior é a porcentagem de hemoglobina glicada.

As metas estabelecidas pela Sociedade Brasileira de Diabetes (2019) e outras sociedades científicas para o controle do DM estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 - Metas para controle de glicemia

Sociedade	Glicemia pré-prandial (mg/dL)	Glicemia pós-prandial (mg/dL)	HbA1c (%)
ADA	80 a 130	< 180	< 7,0
IDF	< 115	< 160	< 7,0
AACE	< 110	< 140	< 6,5
SBD	< 100	< 160	< 7,0

Fonte: Adaptado de Sociedade Brasileira de Diabetes (2019)

*ADA: Associação Americana de Diabetes (American Diabetes Association); IDF: Federação Internacional de Diabetes (*International Diabetes Federation*); AACE: Associação Americana de Endocrinologistas Clínicos (*American Association of Clinical Endocrinologists*); SBD: Sociedade Brasileira de Diabetes; HbA1c: hemoglobina glicada

4.3 Monitoramento contínuo de glicose

Nos últimos anos, o monitoramento contínuo de glicose, também conhecido como CGM do inglês *Continuous Glucose Monitoring*, tem se tornado cada vez mais comum, devido principalmente a possibilidade de alertar o usuário a respeito de sua glicemia. Tal alerta é especialmente importante para pacientes que apresentam

hipoglicemia assintomática, de modo que é possível evitar os males causados pelos baixos níveis de glicemia.

Para controlar a variabilidade glicêmica e reduzir riscos de hipoglicemia, foi proposto pela Sociedade Brasileira de Diabetes (2019) para pacientes que utilizam aparelhos CGM, o uso do coeficiente de variação. Tal coeficiente deve ter valor menor ou igual a 36%, uma vez que pacientes cujo coeficiente de variação respeite esse limite têm menos relatos de hipoglicemia e instabilidade glicêmica. Para calcular o coeficiente de variação basta utilizar a Eq. (1).

$$\text{Coeficiente de Variação} = (\text{desvio padrão} \div \text{média}) \times 100 \quad (1)$$

Outra métrica proposta pela Sociedade é o tempo no alvo ou time in range (TIR), que é uma modalidade que incorpora o uso de sensor de monitoramento contínuo de glicose. Tal métrica indica quanto tempo o paciente permaneceu com glicemia entre 70 e 180 mg/dL.

Ainda segundo a Sociedade, o aumento do TIR também reduz a progressão das complicações da diabetes e também está correlacionado com a redução da HbA1c, como mostrado na Tabela 2.

Tabela 2 – Correlação entre TIR e HbA1c

TIR%	HbA1c%
0	12,1
10	11,4
20	10,6
30	9,8
40	9,0
50	8,3
60	7,5
70	6,7
80	5,9
90	5,1
100	4,3

Fonte: Adaptado de Sociedade Brasileira de Diabetes (2019)

A monitoração contínua de glicose é realizada por um sensor posicionado no interstício e que faz leitura dos níveis de glicose a cada 5 minutos. Como a glicose é medida por meio do fluido intersticial, o número lido pelo sensor tem um atraso de em média 10 minutos em relação a glicose real. Entretanto tais aparelhos que medem a glicose intersticial possuem um recurso chamado seta de tendência que ajuda o usuário a ter uma melhor estimativa da glicose real.

Inicialmente, devido ao atraso na leitura dos sensores de fluido intersticial, não era permitida a injeção de insulina com base nas leituras de tais sensores. Entretanto, desde 2016, a agência *Food and Drug Administration* (FDA) já autoriza, nas decisões terapêuticas, o uso das glicemias intersticiais obtidas pelo Dexcom G6®, que é um sistema com sensor de fluido intersticial, em substituição às glicemias capilares. Em estudo feito por Aleppo (2017) foi confirmado que CGM pode ser utilizado de maneira segura para substituir as leituras sanguíneas de glicose uma vez que dentro de tal estudo os pacientes demonstraram bom controle metabólico, sem risco de hipoglicemia grave.

4.4 Metas glicêmicas com uso de CGM

Devido à forte correlação entre o TIR e o HbA1c, em 2019 o consenso internacional de TIR propôs certas metas com relação a essa métrica para diabéticos que fazem uso de sistema CGM que são apresentadas na Tabela (3).

Tabela 3 - Metas para usuários de CGM			
Tipo de DM	Meta de TIR (70 a 180)	Tempo abaixo do alvo	Tempo acima do alvo
1 e 2	> 70%	< 4% abaixo de 70 mg/dL <1% abaixo de 54 mg/dL	Menor possível
Meta de TIR (63 a 140)			
DM1 - gestante	> 70%	< 4% abaixo de 63 mg/dL	> 25% > 140 mg/dL

Fonte: Adaptado de Sociedade Brasileira de Diabetes (2019)

4.5 Bombas de insulina acopladas a sensores CGM

Existem no mercado bombas de injeção de insulina acopladas a sensores CGM que são divididos em sistemas de malha aberta e fechada. Nos sistemas de malha aberta o paciente tem acesso ao índice glicêmico em tempo real, todavia ainda deve calcular a insulina necessária e acionar a bomba, enquanto nos sistemas de malha fechada a própria bomba calcula a insulina necessária e faz a injeção automaticamente.

Um grande problema para as bombas de insulina acopladas a sensores CGM é o atraso de 10 min na leitura do sensor em relação a glicose sanguínea que acontece devido a utilização de sensores de fluido intersticial. Para contornar tal problema, existem bombas que param a injeção de insulina quando detectam uma tendência baixa de níveis glicêmicos por um determinado período de tempo, isso é feito afim de evitar a hipoglicemia e a hipoglicemia severa.

Outra saída encontrada é a opção pela administração apenas de insulina basal, que consiste na insulina de ação prolongada permitindo o controle glicêmico ao longo do dia, entretanto, o paciente ainda deve fazer a injeção de insulina bolus para cobrir o aumento da glicemia nas refeições ou corrigir a hiperglicemia residual.

4.6 Tipos de insulina

Existem 4 grupos distintos de insulina: Insulina NPH (*Neutral Protamine Hagedorn*), insulina humana de ação rápida (regular), análogo de insulina de ação rápida e análogo de insulina de ação prolongada. Tais insulinas são divididas em insulina basal e insulina bolus (prandial), sendo as insulinas de ação intermediária e prolongada caracterizadas como insulina basal e as de ação rápida como bolus.

A insulina NPH é uma suspensão de insulina cristalina formada pela adição de uma molécula de protamina, que tem ação prolongada e favorece uma ação intermediária; portanto, essas modificações produziram insulina com perfil cinético próprio. A insulina NPH não deve ser usada como monoterapia; essa insulina geralmente é utilizada em combinação com a insulina regular ou com a insulina análoga monomérica de ação rápida.

A insulina humana de ação rápida (regular) contém como princípio ativo a insulina humana monocomponente, um hormônio que se assemelha ao hormônio produzido pelo pâncreas humano. A insulina regular é uma insulina de ação rápida usada para cobrir ou corrigir flutuações pós-prandiais de açúcar no sangue e hiperglicemia aleatória. Por ser uma insulina com um perfil de segurança conhecido, ela foi usada como comparador em vários estudos que avaliaram análogos de insulina de ação rápida com eficácia semelhante no controle da glicemia.

O grupo de insulinas análogas de ação rápida é composto por três representantes: asparte, lispro e glulisina. Todas possuem comportamento semelhante, com a ação iniciando em 5-15 minutos, pico da ação em 1-2 horas e duração de 3-4 horas. Este comportamento é derivado da redução da capacidade dessas insulinas análogas de se agregarem no tecido subcutâneo, resultando num comportamento de ação rápida.

Existem quatro representantes de análogos de insulina de ação prolongada: glargina U100, detemir, degludeca e glargina U300. Cada insulina análoga consiste em uma sequência de aminoácidos semelhante à da insulina humana, diferindo apenas na substituição de alguns desses aminoácidos. Mudanças na sequência de aminoácidos fornecem diferentes padrões de solubilidade do fármaco e, portanto, diferentes perfis de absorção. Tais análogos de insulina possuem efeito duradouro, normalmente superior a 24 horas, entretanto tem baixo efeito de redução de índices glicêmicos, de modo que seu uso é mais proeminente para o controle de hipoglicemia grave e noturna.

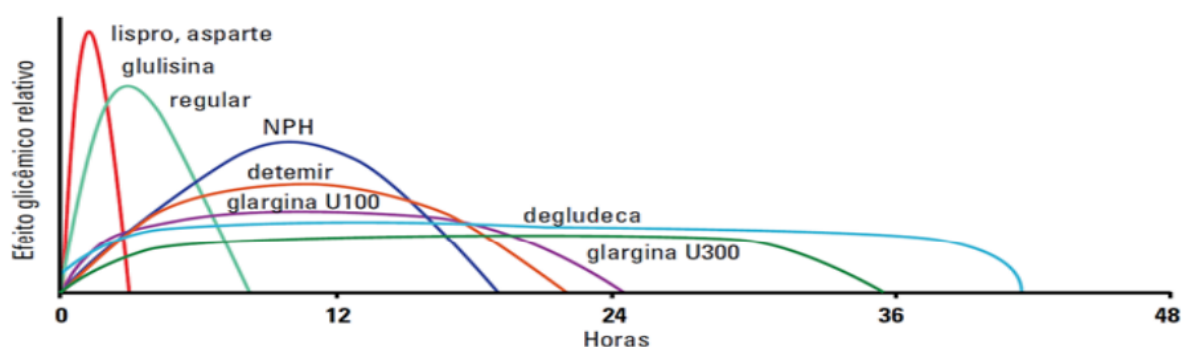
A Tabela 4 e a Figura 1 foram retiradas da portaria conjunta nº 17, de novembro de 2019, e resumem a ação de cada tipo de insulina.

Tabela 4 - Ação de diferentes insulinas e análogos de insulina.

Insulina	Início de ação	Pico de ação	Duração	Posologia	Aspecto
Lispro	5 - 15 min	30 – 90 min	3 - 4 h	Imediatamente	Cristalino
Asparte	5 - 15 min	30 – 90 min	3 - 4 h	antes das	Cristalino
Glulisina	5 - 15 min	30 – 90 min	3 - 4 h	refeições ou após	Cristalino
Regular	30 – 60 min	2 – 3 h	5 – 8 h	30 min antes das refeições	Cristalino
NPH	2 – 4 h	4 – 10 h	10 – 18 h	1-3x/dia	Turvo (Requer homogeneização)
Glargina 100	2 – 4 h	Sem pico	20 – 24 h	1x/dia	Cristalino
Detemir	1 – 3 h	6 – 8 h	18 – 22 h	1-2x/dia	Cristalino
Degludeca	21 – 41 min	Sem pico	Até 42 h	1x/dia	Cristalino
Glargina 300	6 h	Sem pico	Até 36 h	1x/dia	Cristalino

Fonte: Adaptado de Brasil (2019)

Figura 1 - Perfil de ação das insulinas e análogos de insulina.



Fonte: Brasil (2019)

4.7 Injeção de insulina

Existem quatro locais de aplicação de insulina que são tidos como os mais comuns: braços, abdômen, coxas e nádegas. A diferença nesses locais está na velocidade de absorção de insulina, sendo no abdômen a mais rápida, seguido pelos braços e coxa que possuem absorção intermediária, e por fim as nádegas com a absorção mais lenta (BRASIL, 2019).

De acordo com Malerbi (2006), o tratamento intensivo de diabetes não é definido a partir do número de doses de insulina que o paciente toma, mas sim pelas modificações no esquema terapêutico que são feitos a partir da auto monitoração glicêmica. Ou seja, todo paciente que ajusta suas doses conforme monitora sua glicemia está realizando tratamento intensivo.

Ainda que a adaptação do tratamento dependendo dos níveis de glicose possa parecer mais eficiente, de acordo com o Ministério da Saúde, tal tratamento representa um risco três vezes maior de hipoglicemia e hipoglicemia grave em relação ao tratamento não intensivo.

Entretanto o esquema convencional, que consiste em duas aplicações de insulina por dia (MALERBI, 2006), o paciente deve adaptar sua dieta à dose de insulina, enquanto no esquema intensivo ocorre o oposto, desse modo o paciente tem sua dieta restringida para que possa evitar episódios de hipoglicemia ou hiperglicemia.

4.8 Calculo da dose de insulina

O esquema basal-bolus é o esquema mais comumente empregado para o tratamento intensivo do DM. O esquema utiliza a insulina basal para correção de hiperglicemia em jejum ou pré-prandial, enquanto a insulina bolus é utilizada para evitar picos de hiperglicemia ao ser administrada antes de refeições ou para corrigir um estado de hiperglicemia. O cálculo realizado para a injeção de insulina é diferente para insulina basal e insulina bolus, sendo a última dividida em bolus de correção e bolus prandial. Nos próximos três tópicos serão explicados os cálculos de injeção de cada tipo de insulina.

4.8.1 Insulina Basal

Insulina basal deve ser dada numa dose correspondente a uma faixa entre 40% e 60% da dose total de insulina para mimetizar a secreção de insulina pelo pâncreas. As doses podem ser feitas com insulina de ação intermediária com duas ou três aplicações por dia, ou com insulina de ação prolongada com uma aplicação por dia. Quanto ao restante da dose diária é recomendado que seja administrada na forma

de insulina bolus antes das refeições, de modo que seja possível atingir as metas de glicemia pré e pós-prandial.

Na Tabela 5 são mostradas as doses de insulina a serem administradas no paciente. Segundo o Ministério da Saúde essas doses dependem da idade, peso corporal, estágio puberal, tempo de duração, estado do local de aplicação de insulina, número e regularidade de refeições, do automonitoramento, da HbA1c pretendida, frequência, tipo e intensidade de atividades físicas e das intercorrências como infecções e dias de doença.

Tabela 5 - Dose total diária de insulina e insulina basal

Pacientes com DM1	Dose total diária de insulina (UI/Kg/dia)	Dose total diária de insulina basal (UI/Kg/dia)
Diagnóstico recente	< 0,5	< 0,25
Após a remissão parcial/adultos	0,7 a 1,0	0,3 a 0,5
Crianças:		
Lactantes	0,2 a 0,4	0,1 a 0,2
Pré-púberes	0,5 a 0,8	0,2 a 0,4
púberes	0,8 a 2,0	0,4 a 1,0

Fonte: Brasil (2019)

4.8.2 Bolus De Correção

O bolus de correção é administrado para corrigir valores altos de glicemia e deve ser calculado com base no fator de correção (FC). Entretanto FC não tem um valor fixo, tal fator tem uma faixa de valores para cada idade que varia de acordo com o período do dia, sendo comum usar valores mais baixos da faixa durante o período da manhã no qual normalmente o paciente tem resistência mais alta à ação da insulina (BRASIL, 2019), e começar a aumentar tal valor com o passar do dia.

O cálculo do bolus de correção depende da glicemia atual, do objetivo glicêmico (glicemia alvo) e do fator de correção, a Eq. (2) mostra como realizar o cálculo que resulta no número de doses (U) de insulina de ação rápida a serem administradas para a correção da hiperglicemia.

$$\text{bolus de correção} = \frac{\text{Glicemia Atual} - \text{Glicemia Alvo}}{FC} \quad (2)$$

A Tabela 6 contém as faixas de valores para o fator de correção em função da idade, além de também mostrar a relação carboidrato/insulina que será utilizada para o cálculo do bolus prandial.

Tabela 6 - Fator de Correção e Relação Carboidrato/insulina

Idade	Fator de Correção	Rel. Carbo/Insulina
≤ 2	300 – 350	45 – 50
3 – 5	200 – 250	40
6 - 8	180	30
9 – 11	100 – 150	20
12 – 13	75 – 100	12 – 15
≥ 14	25 – 75	10
Adultos	40 – 60	10 - 20

Fonte: Adaptado de Brasil (2019)

4.8.3 Bolus Prandial

O bolus prandial é utilizado para cobrir o aumento de glicemia que será gerado em uma refeição a partir da administração de insulina de ação rápida cuja dose depende da quantidade de carboidratos que serão ingeridos. Para isso é utilizada a relação carboidrato/insulina (R C/I) que determina quantos gramas de carboidrato serão cobertos por 1U de insulina de ação rápida.

Para realizar a contagem de carboidratos existem diversas tabelas e aplicativos que auxiliam o portador de diabetes. Uma vez contados os carboidratos, é possível calcular a dose de insulina a ser tomada a partir da Eq. (3).

$$\text{bolus prandial} = \frac{\text{quantidade de carboidratos da refeição (g)}}{R C/I} \quad (3)$$

Caso não seja possível estimar a quantia de carboidratos a serem ingeridos, também é possível realizar a administração da insulina após a refeição. Geralmente para o jejum é necessária uma dose maior de insulina por carboidrato se

comparado ao almoço e jantar. Normalmente os portadores de DM1 utilizam 1U de insulina de ação rápida para cada 5g ou 10g de carboidratos.

Outro importante fator a se ressaltar, é que o bolus prandial a ser administrado antes de dormir deve utilizar um valor maior de R C/I para evitar quadros de hipoglicemia durante o sono. Para este horário é comum utilizar 1U de insulina de ação rápida para cada 20-25g de carboidrato ingerido.

4.9 Sistema de controle

Segundo Dorf e Bishop (2001) um sistema de controle é formado por subsistemas e processos (também chamados de planta) construídos visando obter uma saída de interesse com o desempenho desejado a partir de uma determinada entrada.

Os sistemas de controle podem ser classificados em:

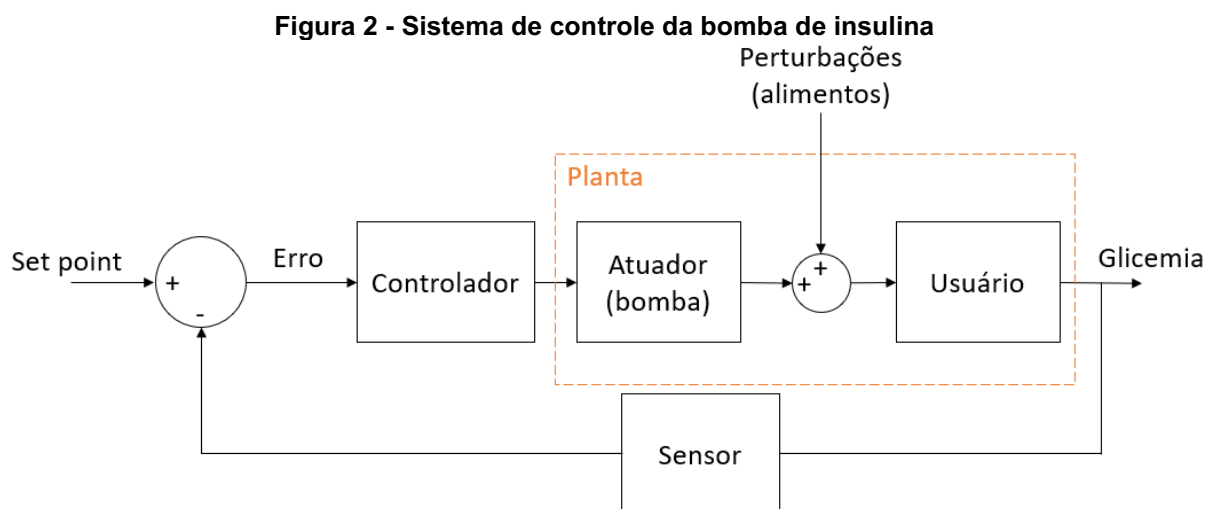
- **Sistemas de malha aberta:** Sistemas sem realimentação, geralmente mais simples e que apresentam baixo custo e são muito empregados em sistemas onde a avaliação da variável de controle é laboriosa ou inviável economicamente. São exemplos desse tipo de sistema: máquina de lavar roupa, semáforo, forno micro-ondas, etc.
- **Sistemas de malha fechada:** Sistemas com realimentação, que normalmente se dá por sensores que medem a variável de controle e realimentam o sistema com tal medida. Tais sistemas são mais apropriados para casos em que a planta é suscetível a perturbações externas. São exemplos desse tipo de sistema o ar condicionado, sistemas de controle de pressão, sistemas robóticos, etc.

Para a bomba de insulina o sistema utilizado será o sistema de malha fechada devido à natureza dos índices glicêmicos que são afetados tanto pela insulina injetada quanto pelos alimentos que são ingeridos pela pessoa.

Para modelar o sistema de controle a glicemia será considerada a variável de controle, a planta será constituída pelo usuário da bomba de insulina e a própria

bomba, haverá um controlador para a bomba, um sensor para a realimentação, será considerado um valor de glicemia ideal como set point e os alimentos ingeridos pelo usuário serão considerados como perturbações.

A Figura 2 mostra o sistema de controle simplificado para o sistema da bomba de insulina:



Fonte: Autoria própria (2022)

4.9.1 Especificações De Desempenho

“Sistemas de controle são projetados para realizar tarefas específicas. Os requisitos impostos no sistema de controle são geralmente explicitados como especificações de desempenho.” (OGATA, 2010, p. 8).

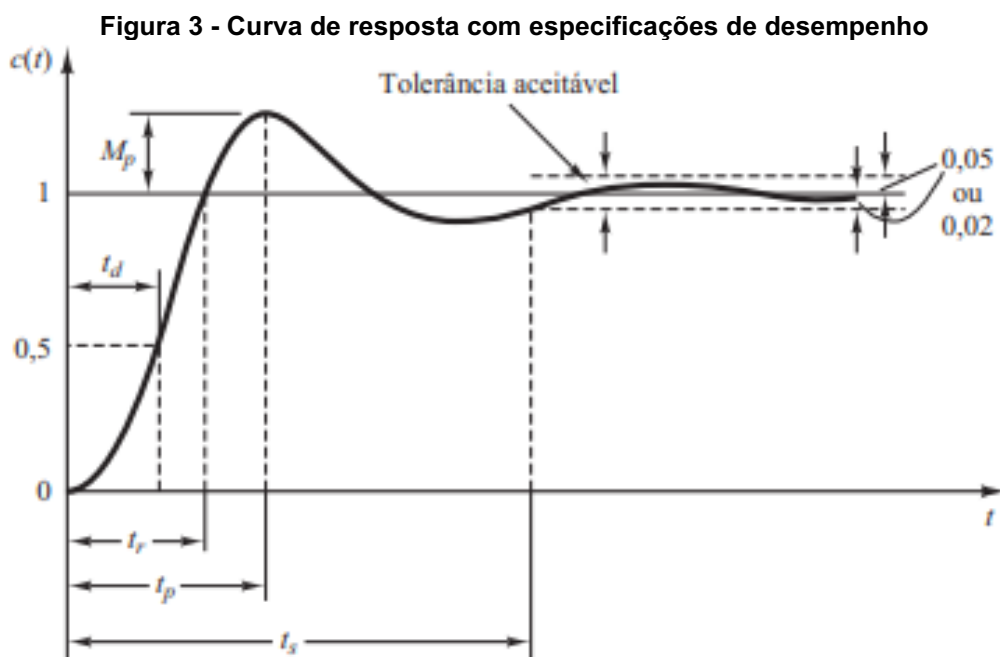
As especificações de desempenho são separadas em termos de regime transitório, regime estacionário ou podem ser dados em função da resposta em frequência. Para o caso em questão de uma bomba de insulina, as especificações de desempenho serão dadas em termos de regime transitório dada a natureza de tal sistema que possui diversas oscilações durante o dia.

Para a maior parte dos sistemas, incluindo o estudado do presente TCC, as especificações de desempenho em termos da resposta transitória são dadas em relação a uma entrada degrau, uma vez que se trata de uma entrada suficientemente brusca e facilmente gerada. Tal entrada é de interesse para o presente estudo uma vez que representaria um aumento repentino de glicemia do portador de DM.

Para tais especificações de desempenho no caso de uma entrada degrau unitário, é comum especificar o seguinte:

- **Tempo de atraso (t_d)** – É definido como o tempo requerido para que a resposta alcance metade de seu valor final pela primeira vez.
- **Tempo de subida (t_r)** – É definido como o tempo que a resposta leva para alcançar 90%, 95% ou 100% a partir de 10%, 5% ou 0% respectivamente. Os valores do intervalo são definidos de acordo com a necessidade do usuário.
- **Tempo de pico (t_p)** – É definido como o tempo requerido para que a resposta atinja o primeiro pico de sobressinal.
- **Máximo sobressinal ou *Overshoot* (M_p)** – É definido como o valor máximo do pico da curva de resposta em relação a unidade.
- **Tempo de acomodação (t_s)** – É definido como o tempo necessário para que a curva da resposta alcance valores dentro de uma determinada faixa (geralmente 2% ou 5%) ao redor do valor final e aí permanecendo indefinidamente.

Todas as especificações citadas acima podem ser vistas na Figura 3 retirada do livro Engenharia de Controle Moderno (OGATA, 2010):



Fonte: Engenharia de Controle Moderno (OGATA, 2010)

A Figura 3 mostra uma resposta genérica $c(t)$ que converge para um determinado valor alvo, que no caso é 1. O comportamento desta curva da resposta até a convergência pode ser avaliada de acordo com as especificações de desempenho já citadas.

4.9.2 Controle PID

O controle PID (Proporcional Integral Derivativo) é extremamente útil devido à sua aplicabilidade em diversos sistemas de controle, particularmente naqueles em que o modelo matemático não é conhecido. Para o caso do presente TCC o modelo matemático da glicemia humana já foi aproximado por diversos autores, entretanto são modelos extremamente complexos, o que dificulta a aplicação de um método de controle acurado, fazendo com que o controle PID seja o escolhido para o sistema de controle da bomba de insulina.

Para utilizar o controlador PID será considerado um valor alvo de glicemia (*setpoint*) de modo que é possível determinar o erro associado à diferença entre medida atual de glicemia e o valor alvo.

O algoritmo de controle PID é o mais utilizado dentro da indústria (LIVINUS, 2018), tal algoritmo calcula o valor desejado para o sinal que chega ao controlador de modo a obter uma saída que seja compatível com a esperada. Tal valor é calculado por meio da resposta proporcional, derivada e integral que são somadas resultando no sinal.

Se considerarmos que o erro é uma função do tempo $e(t)$, o controlador PID calcula um valor proporcional ao erro (P), um valor proporcional à integral do erro (I) e um valor proporcional à derivada do erro (D) e então soma tais valores. Esse valor somado é enviado ao atuador do sistema, que para o caso deste projeto é a bomba.

Ao utilizar apenas o valor proporcional já é possível realizar o controle do sistema até certo do ponto, entretanto não é possível eliminar o chamado erro de regime permanente. Tal erro consiste na diferença entre o *setpoint* e o sinal de saída de seu sistema (BOLTON, 2021).

Para eliminar o erro de regime permanente em uma entrada degrau é utilizado o termo integral do algoritmo PID, no entanto tal termo também resulta num maior tempo de acomodação além de também aumentar o *overshoot*.

O último termo que se refere a derivada do algoritmo PID tem o efeito de melhorar a estabilidade do sistema, reduzir o *overshoot* e melhorar a resposta transiente.

A Tabela 7 retirada do artigo *Effects of a PID Controller in Closed Loop Feedback System* (LIVINUS, et al. 2018) resume o efeito de cada um dos parâmetros do controlador PID.

Tabela 7 - Resumo do efeito dos parâmetros PID

Constante	Tempo de subida	Máximo sobressinal (<i>Overshoot</i>)	Tempo de acomodação	Erro de regime permanente
Kp	Reduz	Aumenta	Pequena variação	Reduz
Ki	Reduz	Aumenta	Aumenta	Elimina
Kd	Pequena variação	Reduz	Reduz	Não altera

Fonte: Adaptado de Effects of a PID Controller in Closed Loop Feedback System (LIVINUS, et al. 2018)

As constantes Kp, Ki e Kd são multiplicadores que são utilizados para controlar o efeito de cada parâmetro, sendo Kp responsável pelo parâmetro P, Ki responsável pelo parâmetro I e Kd responsável pelo parâmetro D. A Eq. (4) apresenta a formulação do controle PID no domínio do tempo.

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (4)$$

Entretanto, não é possível utilizar a Eq. (4) para microcontroladores, como é o caso do presente TCC, uma vez que as medidas tomadas pelos sensores não são contínuas. Desse modo, é necessário discretizar a equação.

O termo multiplicado pelo Kp consiste apenas na diferença entre o alvo de glicemia e o valor atual da glicemia. Já o termo integral será aproximado pela soma de Riemann que segundo Stewart (2013) é dado por (5):

$$\sum_{i=1}^n f(x_i^*) \Delta x \quad (5)$$

Onde:

$$x_i^* = \frac{x_i + x_{i-1}}{2}$$

$$\Delta x = x_i - x_{i-1}$$

Considerando $f(x)$ como o erro $e(t)$ e x como o tempo (t) , temos (6):

$$\sum_{i=1}^n e(t_i^*) \Delta t \quad (6)$$

Entretanto, não é possível utilizar a Eq. (6) da maneira que está escrita, uma vez que não é possível avaliar o erro para um tempo médio, já que o sensor fornece leituras de glicose em intervalos regulares de tempo e não é possível obter medições entre tais intervalos. Dessa forma, o termo $e(t_i^*)$ será aproximado como um erro médio, resultando em (7).

$$\sum_{i=1}^n \overline{e(t_i)} \Delta t \quad (7)$$

Onde:

$$\overline{e(t_i)} = \frac{e(t_i) + e(t_{i-1})}{2}$$

A derivada do erro será aproximada pela fórmula de Taylor. Segundo Silva (2017), a fórmula de Taylor fornece uma opção para calcular uma aproximação da derivada da função por meio da expressão (8):

$$f'(x) \approx \frac{f(x) - f(y)}{x - y} \quad (8)$$

Onde y seria um valor próximo de x de modo que é possível obter o valor da derivada. Para o caso da bomba de insulina x e y seriam o tempo atual e o tempo anterior respectivamente, enquanto $f(x)$ e $f(y)$ seriam o erro atual e o erro anterior respectivamente, resultando em (9).

$$e'(t_n) \approx \frac{e(t_n) - e(t_{n-1})}{t_n - t_{n-1}} \quad (9)$$

Com as expressões apresentadas é possível reescrever (4) chegando à Eq. (10).

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \sum_{i=1}^n e(t_i) \Delta t + K_d \frac{e(t_n) - e(t_{n-1})}{t_n - t_{n-1}} \quad (10)$$

A partir da Eq. (9) é possível obter o sinal do controlador PID que será enviado a bomba de insulina que por sua vez faz a administração da insulina de modo a alterar os níveis de glicose do usuário que em seguida são medidos pelo sensor. Após avaliado o valor da glicemia tal informação segue novamente para o sistema onde mais uma vez é comparada ao *setpoint* para obter o erro e continuar a repetir o ciclo, assim determinando o sistema de malha fechada.

4.9.3 Otimização Computacional Para Escolha De Constantes

A fim de definir as constantes que serão utilizadas no algoritmo de controle PID é possível utilizar uma abordagem computacional para atingir valores ótimos com base nas especificações de desempenho.

Segundo Ogata (2010), para determinar tais constantes é necessário utilizar um sinal do tipo degrau unitário na entrada e então determinar uma combinação das constantes utilizadas no PID que satisfaça as especificações de desempenho.

As constantes são obtidas por meio de processos iterativos cujo critério de parada são as especificações de desempenho, para realizar tais iterações é necessário estipular um intervalo de valores para as constantes, no entanto tal intervalo não pode ter valores muito altos uma vez que isso pode exigir muito do

atuador de modo que não seja possível executar o controle com precisão. Caso a primeira faixa escolhida não tenha solução é necessário aumentá-la até que seja possível encontrar os valores para as constantes.

4.9.4 Bombas De Insulina No Mercado

Atualmente no mercado brasileiro ainda não existem bombas inteligentes que funcionem de maneira automática como a bomba proposta, entretanto durante o ano de 2022 deve ser lançado um modelo semelhante (CNN Brasil, 2021). Segundo matéria publicada pela CNN Brasil, o médico Marcio Krakauer, da Sociedade Brasileira de Endocrinologia e Metabologia, o modelo deve ser vendido por cerca de R\$ 30 mil com um custo mensal de manutenção variando entre R\$ 3 mil e R\$ 4 mil.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção será dedicada a descrever a metodologia adotada para obtenção de resultados e construção do protótipo assim como a escolha dos componentes utilizados no mesmo.

5.1 Simulação do sistema de controle

Para a realização do presente TCC será necessário primeiro determinar o sistema de controle a ser estudado. Como já mostrado no referencial teórico o sistema terá a configuração da Figura 7.

Após determinado o sistema de controle, o passo seguinte é determinar o controlador que será utilizado. Para o presente caso, o controlador PID foi o escolhido devido a sua implementação fácil e a possibilidade de implementá-lo mesmo sem conhecer o modelo matemático de seu sistema de controle, possibilitando ajustes posteriores.

Como os modelos matemáticos disponíveis para determinar os níveis de glicose no sangue são de grande complexidade, foi optado por utilizar um simulador de níveis de glicose já disponível na internet na plataforma GitHub fornecido por Xie (2018). Tal simulador open source foi feito na linguagem Python e segue um modelo aprovado pela FDA (*Food and Drug Administration*) de modo que seus resultados podem ser considerados confiáveis. A partir de certas modificações dentro do código é possível implementar o modelo PID apresentado na seção de referencial teórico.

A partir das simulações será utilizado um método iterativo para determinar as constantes do PID de modo que seja possível alcançar um controle que siga as metas estipuladas pela Sociedade Brasileira de Diabetes (Tabela 3) e também possua um coeficiente de variação menor que 36%.

Para começar o processo iterativo deverá ser estimado um intervalo inicial para as constantes. Para a constante proporcional será escolhido o intervalo entre 0 e 1, para a constante integral será escolhido um intervalo também entre 0 e 1. Ambos os termos reduzirão o tempo que a glicemia leva para alterar seu valor, entretanto a constante integral reduz a velocidade de convergência da glicemia para o valor alvo.

Já para a constante referente a derivada o intervalo será maior, entre 0 e 10, uma vez que, de acordo com Livinus (2018), este termo determina a velocidade de convergência, ou seja, quanto maior o valor dessa constante mais rápido o sistema irá convergir para o valor alvo. Outro fator importante, também apontado pelo mesmo autor, é a redução do máximo sobressinal, de modo que para o sistema estudado esta constante irá reduzir o risco de hipoglicemia, uma vez que o máximo sobressinal pode significar uma hipoglicemia grave caso o controlador injete uma grande quantidade de insulina num curto espaço de tempo.

As constantes serão obtidas para quatro casos distintos, sendo os primeiros três casos para alimentação aleatória gerada pelo próprio simulador e o quarto com uma alimentação customizada seguindo o Manual de Contagem de Carboidratos publicado pela Sociedade Brasileira de Diabetes (2016):

- **Café da manhã** (06:00 h): 01 pão francês (28g de carboidratos) + 01 copo (200 ml) de café com leite sem açúcar (7g de carboidratos);
- **Almoço** (12:00 h): 03 colheres de arroz branco cozido (15g de carboidratos) + carne bovina (0g de carboidratos independente do corte ou massa) + alface (0g de carboidratos independente da quantia);
- **Lanche** (15:00 h): 03 pães de queijo pequenos (27g de carboidratos) + 01 pão doce (28g de carboidratos) + 01 copo (200 ml) de café com leite sem açúcar (7g de carboidratos);
- **Janta** (19:00 h): 02 pastéis de carne (10g de carboidratos) + 02 copos (200 ml) de Coca-Cola (40g de carboidratos).

Para as constantes também serão consideradas dois tipos de insulina, uma insulina basal que possui uma ação mais lenta e uma insulina bolus de ação mais rápida. Ambas as insulinas já se encontram no código do simulador.

5.2 Protótipo

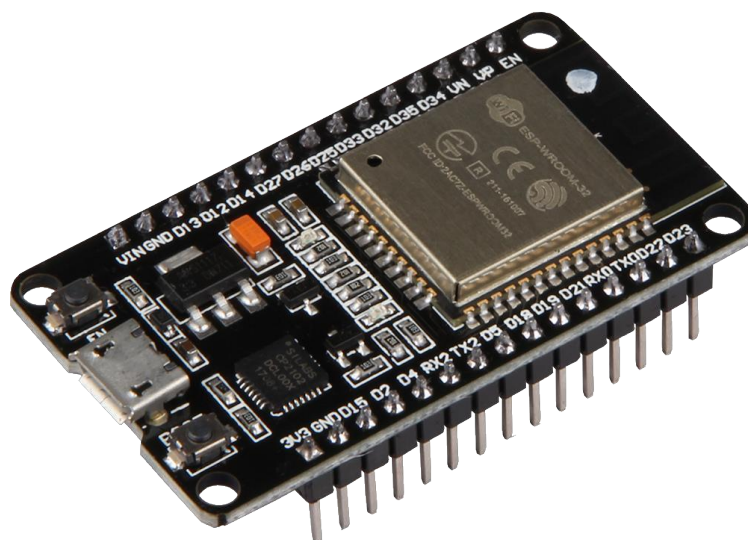
Uma vez simulados os resultados e determinados os valores das constantes do PID, será iniciado a construção do protótipo. Para isso primeiro será necessário determinar os componentes que serão utilizados.

Essa escolha se faz essencial para alcançar um bom planejamento do processo, no entanto tal escolha não é imutável uma vez que durante o processo de montagem podem ocorrer imprevistos de modo que se faça necessária a alteração dos componentes escolhidos.

5.2.1 Componentes

O componente básico e essencial para a construção da bomba de injeção de insulina inteligente, é o controlador, pois este é o responsável por controlar todos os componentes da bomba. Para tal componente foi escolhido o ESP32 (Figura 4), por ser um componente de fácil programação, conhecido dentro do mercado, ter um preço acessível, grande disponibilidade no mercado, além de seu tamanho reduzido (26 x 48 mm).

Figura 4 – ESP32



Fonte: Joy-it (2022)

Será utilizado um total de dois ESP32's, um que ficará responsável por ler dados do sensor e outro que será responsável pelo controle da bomba.

Para realizar as leituras de glicose será utilizado o sensor FreeStyle Libre (Figura 5), devido a sua disponibilidade dentro do território nacional e as medidas constantes do valor de glicose, realizadas no fluido intersticial.

Figura 5 - Sensor de glicose FreeStyle Libre



Fonte: Abbott (2021)

Para obter os dados do sensor será necessário o uso de um sensor NFC (*Near Field Communication*), apresentado na Figura 6, que irá transferir esses dados para o ESP32, para que o mesmo possa processar esses dados e então enviar para o outro ESP32 que é responsável pelo controle da bomba.

Figura 6 - Sensor NFC

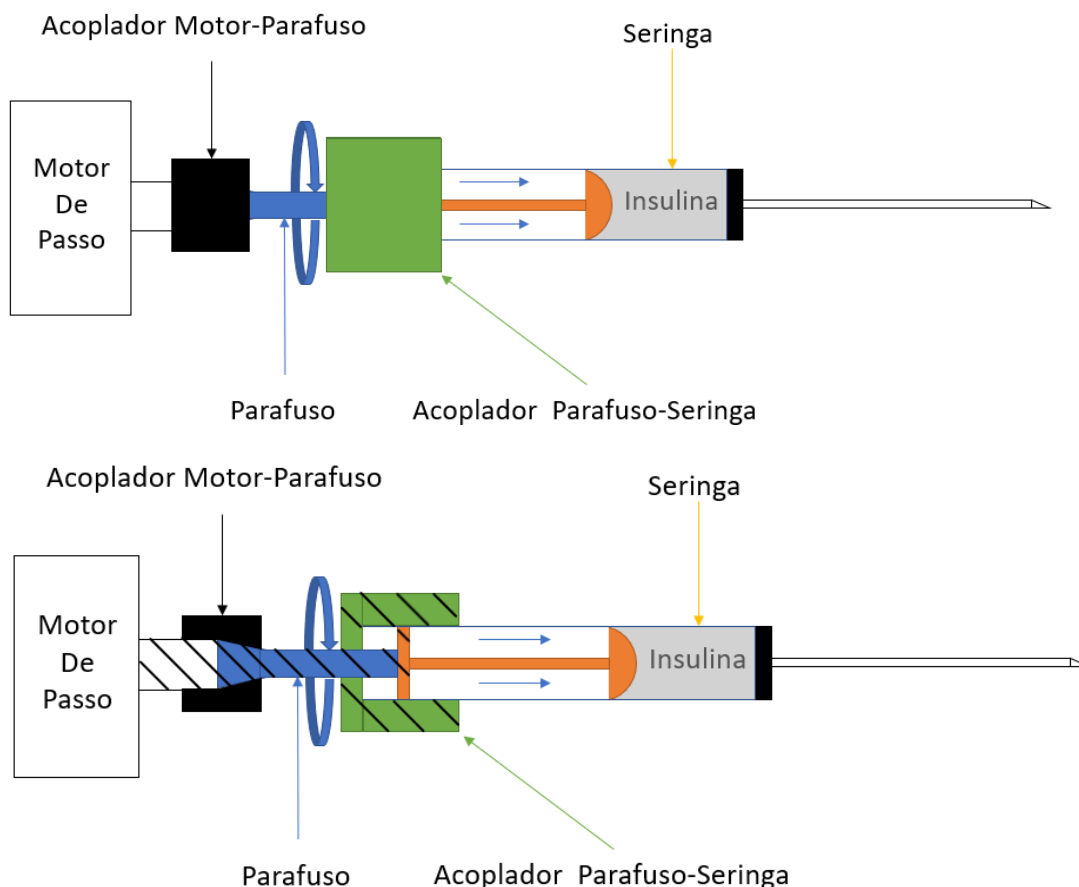


Fonte: Cuiisw (2021)

Uma vez os dados chegando ao ESP32 acoplado a bomba, o mesmo fará o tratamento desses dados e então realizará o controle da bomba por meio do algoritmo PID.

A bomba (Figura 7) consistirá numa seringa acoplada a um fuso que por sua vez está acoplada a um motor de passo. A injeção de insulina será realizada por meio do deslocamento do êmbolo provocado pelo giro do fuso. Para unir o conjunto será desenvolvido acopladores para o motor, parafuso e seringa por meio de impressão 3D.

Figura 7 - Esquema da Bomba de insulina



Fonte: Autoria própria (2022)

A seringa utilizada seguirá a norma brasileira ABNT NBR ISO 8537:2020, sendo uma seringa de 100 UI e capacidade de 1 mL. Tal seringa possui comprimento de 57 mm e diâmetro interno de 4,7 mm.

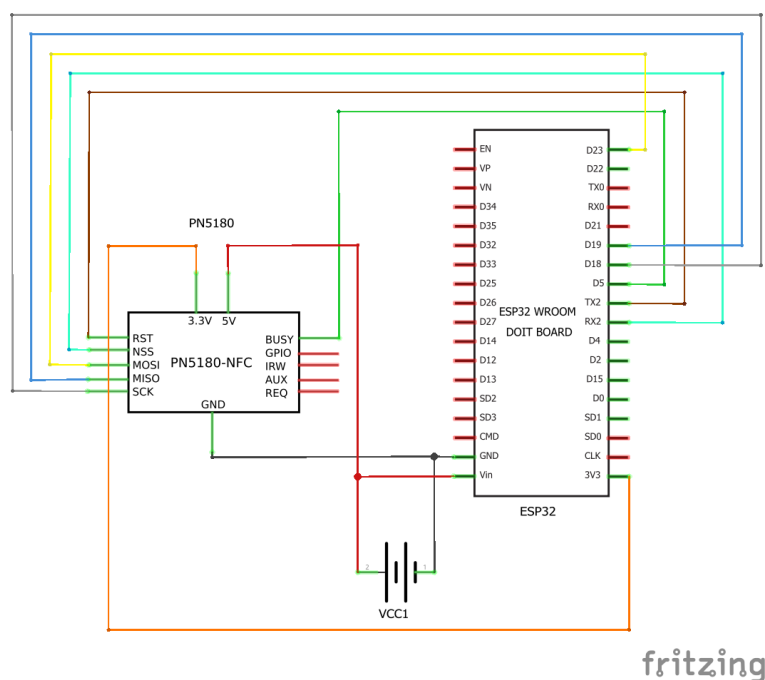
As peças feitas por meio da impressão 3D serão impressas em PLA com preenchimento de 100%, uma vez que segundo estudo realizado por Silva (2019), o PLA possui propriedades mecânicas mais atraentes se comparado a outro possível material que seria o ABS, já que as camadas de PLA se unem mais uniformemente durante o processo de impressão. A principal vantagem do PLA é o maior módulo de elasticidade, de modo que no protótipo isso seria traduzido em uma maior rigidez do sistema de modo a minimizar erros devido a deformação dos componentes impressos.

O último componente necessário são as baterias para que o sistema se torne portátil. Visando a facilidade de troca e obtenção foi escolhido pilhas AA para energizar a bomba, será utilizado um total de 8 pilhas AA, sendo 4 para os componentes que ficarão com o sensor e 4 para os componentes que ficarão com a bomba em si. São utilizadas 4 pilhas AA pois a ligação em série delas resulta em 6V, de modo que suprirá a tensão necessária para os componentes.

5.2.2 Ligações

A Figura 8 mostra como serão realizadas as ligações para o circuito do sensor de glicose que utilizará um ESP32, um sensor NFC, um redutor de nível lógico e um conjunto de baterias (VCC1).

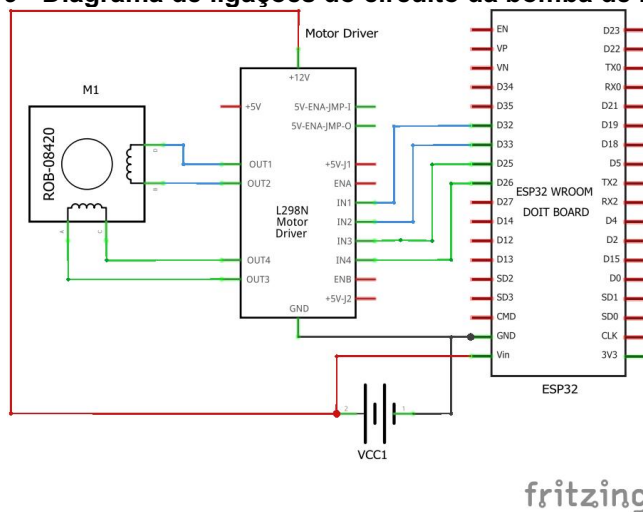
Figura 8 - Diagrama de ligações do circuito do sensor de insulina



Fonte: Autoria própria (2022)

A Figura 9 apresenta o esquema das ligações que serão realizadas para o circuito da bomba de insulina que é composta por um ESP32, um driver de motor de passo, um motor de passo e um conjunto de baterias.

Figura 9 - Diagrama de ligações do circuito da bomba de insulina



Fonte: Autoria própria (2022)

5.2.3 Avaliação do desempenho da bomba

Como não serão realizados estudos com pacientes reais, mais uma vez será necessário realizar o uso das simulações para o protótipo. Tais simulações irão levar em conta a resolução da bomba, ou seja, a quantidade mínima de insulina que a mesma pode injetar. Esta quantidade mínima pode ser calculada por meio do volume deslocado por cada passo do motor, no caso do motor utilizado são 20 passos por revolução e para calcular o volume deslocado por cada passo basta multiplicar a área do diâmetro interno da seringa pelo avanço do passo da rosca do fuso. Segundo Norton (2013), o passo é a distância axial que o conjunto avançará a cada revolução, desse modo cada passo do motor de passo avançará 1/20 do passo da rosca. Dessa forma o volume deslocado por cada passo do motor é dado por (11).

$$V_{passo_{motor}} = \frac{p_{rosca}}{20} A_{seringa} \quad (11)$$

Nestas novas simulações, a quantidade de insulina injetada será limitada a múltiplos da resolução da bomba (volume do passo), de modo que o resultado seja similar ao que se espera para pacientes reais.

Após realizadas as simulações considerando a resolução da bomba, as mesmas serão comparadas com as simulações anteriores de modo que seja possível

avaliar se o desempenho real seria próximo do desempenho das simulações anteriores que representam um caso ideal, uma vez que a não existe uma resolução mínima para tal caso.

Em seguida, para finalizar a avaliação da bomba, será verificada se a resolução da mesma segue o esperado. Para tal, a seringa utilizada pela bomba será preenchida de água e a bomba será acionada deslocando volumes variados para um recipiente disposto no interior de uma balança analítica. A determinação da variação da massa juntamente da densidade da água na temperatura dos testes permitirá calcular o real volume deslocado pela bomba (BORGNAKKE, 2018).

5.2.4 Avaliação Do Custo Da Bomba

Para avaliar o custo da bomba é necessário avaliar custos fixos e variáveis de um produto (SOARES, 2012), uma vez que tais custos dependem de cada empresa, a avaliação do custo real para a bomba se torna uma tarefa extremamente complexa. Para obter uma estimativa do preço do produto será realizada apenas uma análise básica do preço pago na compra de cada componente, de modo que seja possível estimar um custo mínimo para o produto.

Entretanto os custos gerados pela bomba ao usuário, não se dão apenas no ato da compra, é necessário desembolsar certa quantia de dinheiro mensalmente para realizar a troca do sensor de glicemia assim como das seringas de insulina. Para avaliar o custo que o usuário terá para manter a bomba, será feita uma média do número de sensores utilizados mensalmente a partir do número média de dias do mês, assim como uma média de seringas de insulina utilizadas com base no consumo médio diário de insulina.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A bomba construída injeta a cada passo o volume indicado na Eq. (12).

$$V_{passomotor} = \frac{p_{rosca}}{20} A_{seringa} \approx 4,34 * 10^{-1} mm^3 = 4,34 * 10^{-4} mL \quad (12)$$

Considerando que a seringa tem uma concentração de 100 UI por ml, cada passo do motor injetará a quantia apresentada por (13).

$$4,34 * 10^{-4} mL = 4,34 * 10^{-2} UI \quad (13)$$

A partir dessa quantia de injeção é possível começar as simulações para adultos, adolescentes, crianças e um grupo geral com todos.

6.1 Adultos

A partir das simulações foi possível obter para o controlador as constantes apresentadas na Tabela 8.

Tabela 8: Constantes PID para adultos

Constante	Valor							
	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
Kp	$8,75 * 10^{-4}$	$7,43 * 10^{-4}$	$6,76 * 10^{-4}$	$7,04 * 10^{-4}$	$1,28 * 10^{-3}$	$7,86 * 10^{-4}$	$1,30 * 10^{-3}$	$1,24 * 10^{-3}$
Ki	0	$2,25 * 10^{-7}$	$7,29 * 10^{-9}$	0	0	$3,90 * 10^{-8}$	0	0
Kd	$1,19 * 10^{-1}$	$8,80 * 10^{-2}$	$1,03 * 10^{-1}$	$9,00 * 10^{-2}$	$6,25 * 10^{-2}$	$9,72 * 10^{-2}$	$1,06 * 10^{-1}$	$6,33 * 10^{-2}$

Fonte: Autoria própria (2022)

Ao utilizar tais constantes para realizar o controle dos níveis de glicemia por meio do controle PID, foi obtido a Tabela 9, que apresenta os valores de TIR e CV médios para cada um dos cenários testados.

Tabela 9: TIR e CV médios para adultos

	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
TIR (%)	74,78	73,04	81,10	79,46	79,92	80,94	86,32	81,77
σ TIR (%)	21,02	16,58	10,50	9,03	8,64	9,98	12,67	8,79
CV (%)	35,96	33,12	28,45	27,51	27,78	26,45	24,25	23,37
σ CV (%)	14,90	13,31	11,94	11,44	10,55	10,09	10,29	9,97

Fonte: Autoria própria (2022)

Nota-se que em todos os cenários, independente da injeção de insulina basal (ação prolongada) ou de insulina bolus (ação rápida), o TIR médio permaneceu acima de 70% e o CV médio permaneceu abaixo de 36% como era desejado. Entretanto, o desvio padrão (σ) mostra que isso não ocorre para todos os pacientes.

O consumo de insulina médio para cada cenário é dado na Tabela 10.

Tabela 10: Consumo médio de insulina e desvio padrão para adultos

	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
Consumo Médio (UI/dia)	19,30	17,55	17,78	16,99	18,02	18,06	17,89	16,61
σ	2,66	2,52	2,44	2,32	2,78	2,54	2,81	2,76

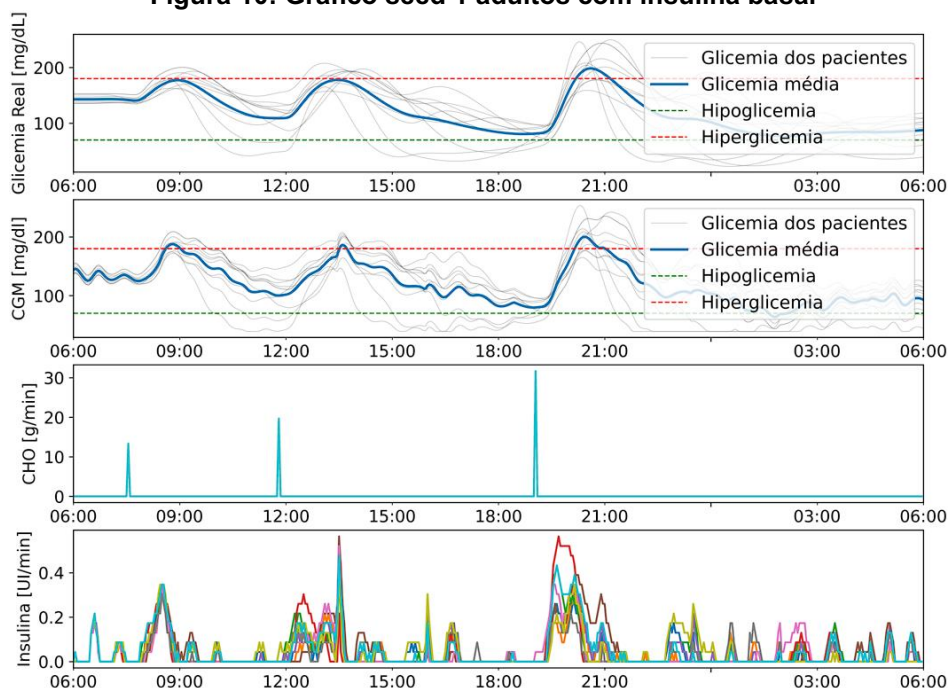
Fonte: Autoria própria (2022)

O consumo médio de insulina bolus tende a ser menor que o consumo de insulina basal, com exceção do cenário gerado pela seed 100. Tal provavelmente se deve a ação mais rápida da insulina bolus de modo que é necessário uma injeção menor para se obter uma redução mais rápida dos níveis de insulina, enquanto a insulina basal deve compensar seu atraso na redução dos níveis de insulina por meio de uma maior dose de insulina.

A seguir, serão apresentados os gráficos gerados durante as simulações para a glicose no sangue que se refere ao valor real de glicemia, para a glicose lida pelo sensor CGM que leva em consideração o atraso na leitura além de um ruído aleatório que serve para aproximar-se de um caso real, a massa de carboidratos (CHO) ingerida em g(min) e insulina injetada pela bomba em UI/min.

- A **Error! Reference source not found.** apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 1 em adultos com insulina basal.

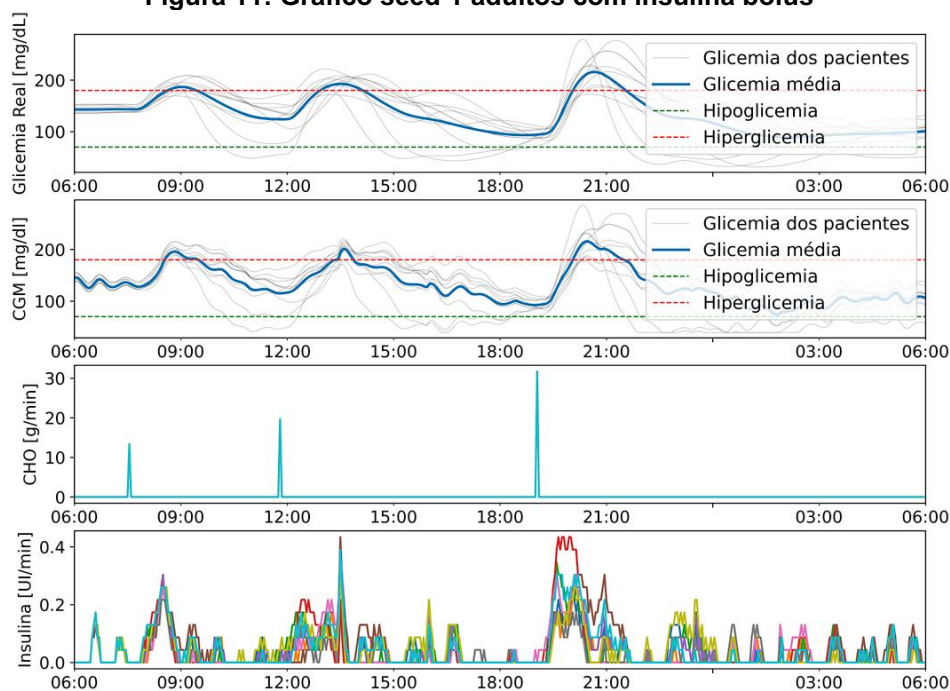
Figura 10: Gráfico seed 1 adultos com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 11 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 1 em adultos com insulina bolus.

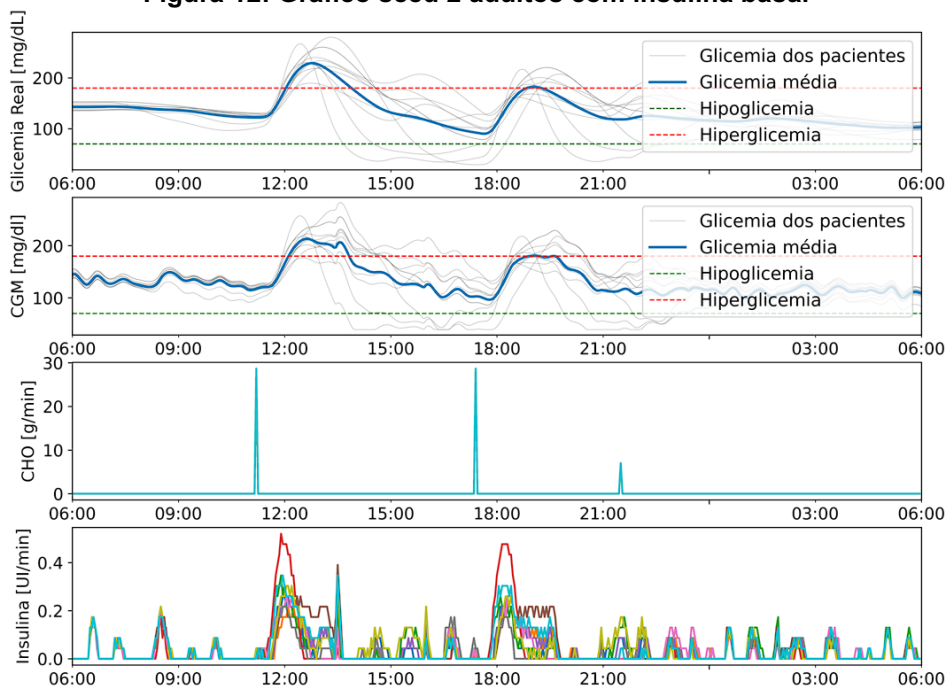
Figura 11: Gráfico seed 1 adultos com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 12 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 2 em adultos com insulina basal.

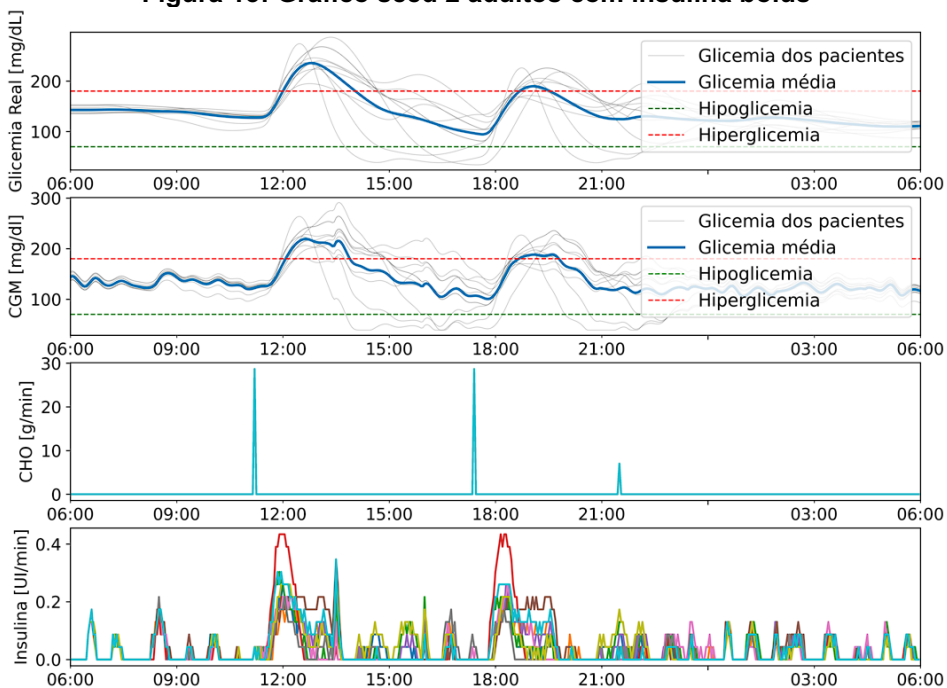
Figura 12: Gráfico seed 2 adultos com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 13 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 2 em adultos com insulina bolus.

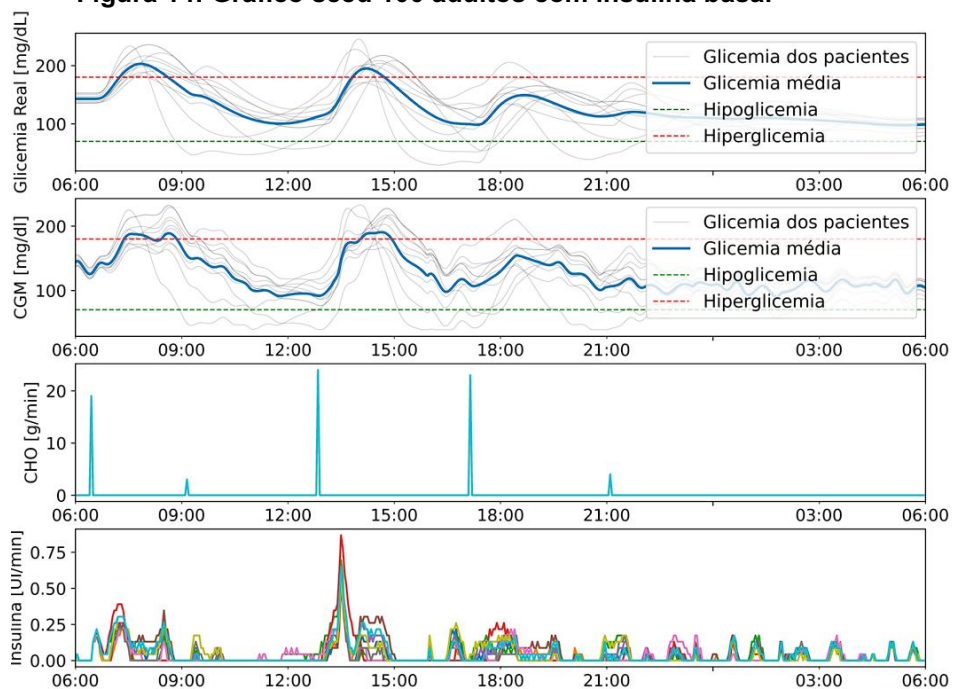
Figura 13: Gráfico seed 2 adultos com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 14 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 100 em adultos com insulina basal.

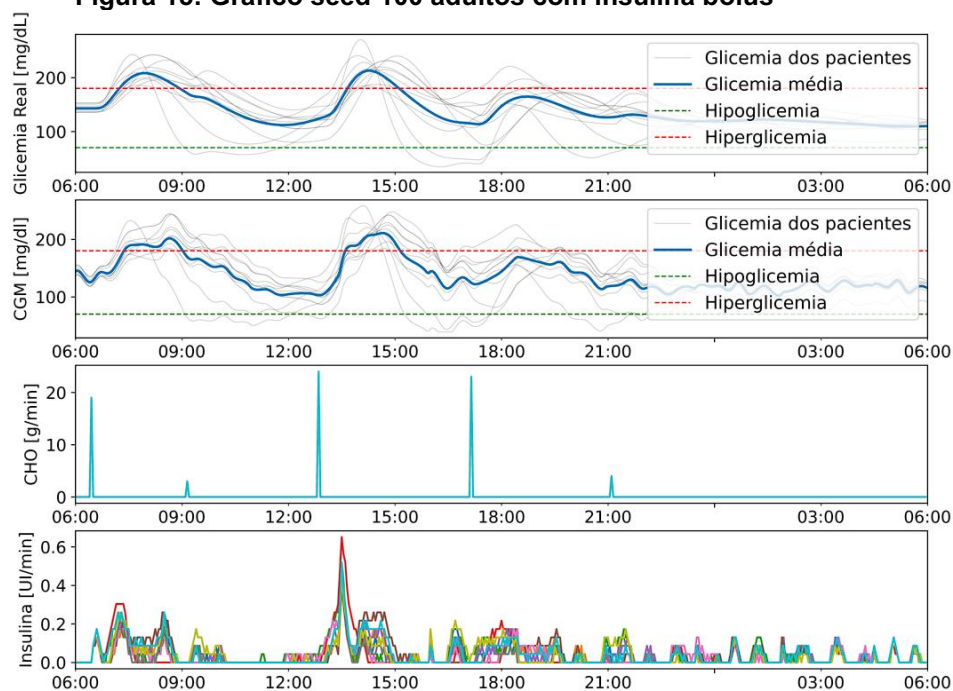
Figura 14: Gráfico seed 100 adultos com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 15 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 100 em adultos com insulina bolus.

Figura 15: Gráfico seed 100 adultos com insulina bolus

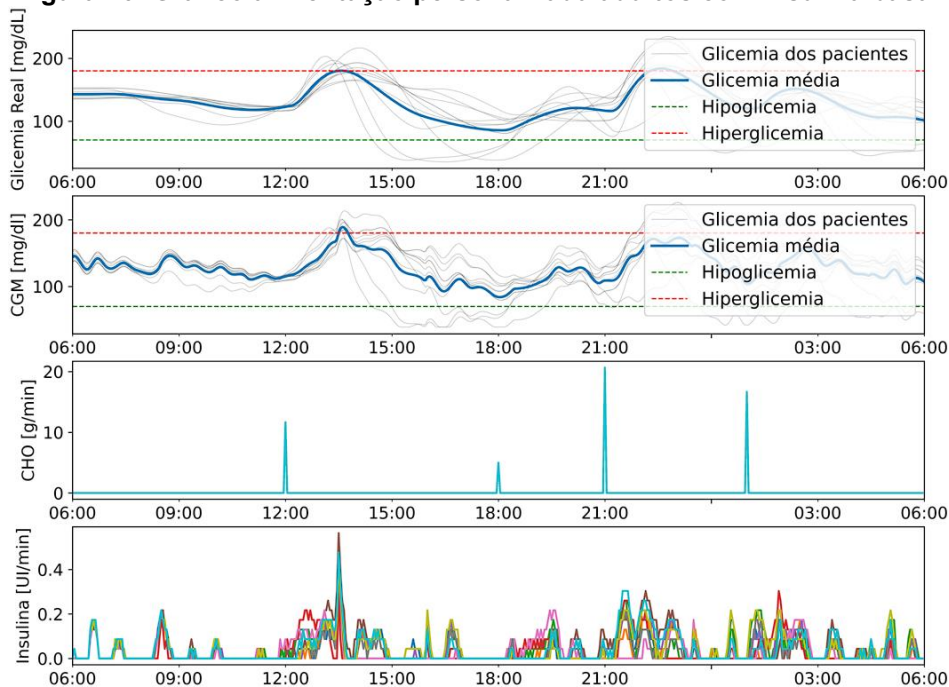


Fonte: Autoria própria (2022)



- A Figura 16 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela alimentação personalizada em adultos com insulina basal.

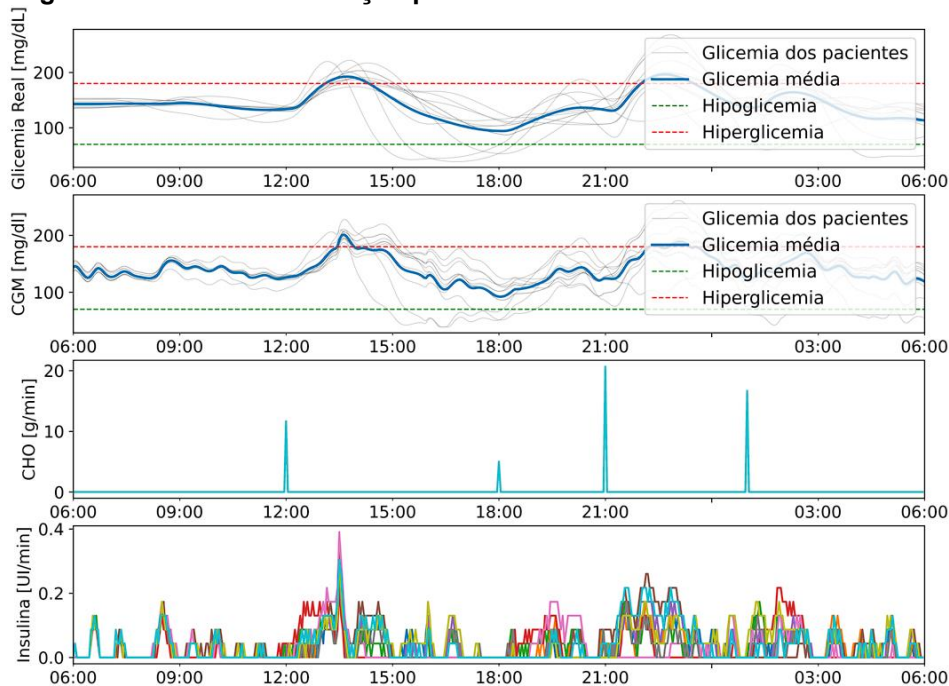
Figura 16: Gráfico alimentação personalizada adultos com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 17 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela alimentação personalizada em adultos com insulina bolus.

Figura 17: Gráfico alimentação personalizada adultos com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

A partir dos gráficos, os dados apresentados nas tabelas se confirmam. Durante a maior parte do tempo os níveis de glicemia médios (linha azul) permanecem dentro dos limites estipulados pela SBD para definir o TIR. No entanto, é possível observar por meio das linhas cinzas, que representam a glicemia individual dos pacientes, que há pacientes que ultrapassam os limites estipulados, como era sugerido pelo desvio padrão.

6.2 Adolescentes

A Tabela 11 apresenta as constantes obtidas para o controlador PID para diferentes cenários gerados para os testes.

Tabela 11: Constantes PID para adolescentes

Constante	Valor							
	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
Kp	$2,34 \cdot 10^{-4}$	$1,40 \cdot 10^{-4}$	$2,61 \cdot 10^{-4}$	$2,86 \cdot 10^{-4}$	$4,09 \cdot 10^{-4}$	$5,08 \cdot 10^{-4}$	$4,11 \cdot 10^{-4}$	$4,97 \cdot 10^{-4}$
Ki	0	$2,33 \cdot 10^{-9}$	$3,81 \cdot 10^{-9}$	0	0	0	$1,77 \cdot 10^{-6}$	$1,53 \cdot 10^{-7}$
Kd	$4,55 \cdot 10^{-2}$	$3,80 \cdot 10^{-2}$	$4,20 \cdot 10^{-2}$	$5,66 \cdot 10^{-2}$	$5,29 \cdot 10^{-2}$	$4,15 \cdot 10^{-2}$	$7,00 \cdot 10^{-2}$	$5,97 \cdot 10^{-2}$

Fonte: Autoria própria (2022)

Também foi calculado os valores médios para o TIR e CV para os mesmos cenários (Tabela 12).

Tabela 12: TIR e CV médios para adolescentes

	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
TIR (%)	61,58	58,69	66,01	73,89	73,28	71,83	80,27	78,40
σ TIR (%)	13,29	13,15	14,34	9,58	13,04	12,02	10,04	10,47
CV (%)	40,77	35,76	34,43	41,22	33,98	33,92	31,10	28,91
σ CV (%)	14,84	13,21	12,10	15,29	11,72	11,22	9,09	8,44

Fonte: Autoria própria (2022)

É possível observar a partir da Tabela 12 que houve cenários onde não foi possível atingir o valor ideal para TIR (maior que 70%) e/ou para o CV (abaixo de 36%).

Por meio das simulações também foi possível calcular o consumo médio diário de insulina utilizada para realizar o controle dos níveis de glicemia (Tabela 13).

Tabela 13: Consumo médio de insulina e desvio padrão para adolescentes

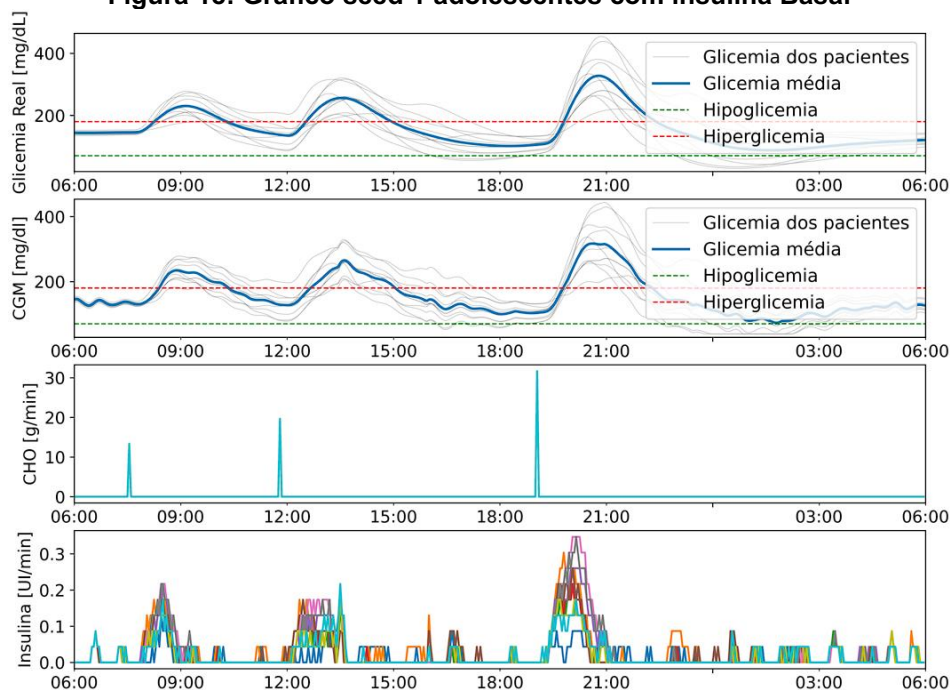
	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
Consumo Médio (UI/dia)	11,40	9,73	9,64	12,69	13,28	13	14,20	12,53
σ	2,69	2,09	2,02	3,17	3,61	3,67	5,01	3,35

Fonte: Autoria própria (2022)

Note que houve uma redução no consumo de insulina para o controle da diabetes em adolescentes. Enquanto o menor valor para o consumo médio para adultos era de 16,61 UI/dia, o maior valor para adolescentes é de 14,20 UI/dia.

A seguir serão apresentados os gráficos gerados a partir dos resultados das simulações:

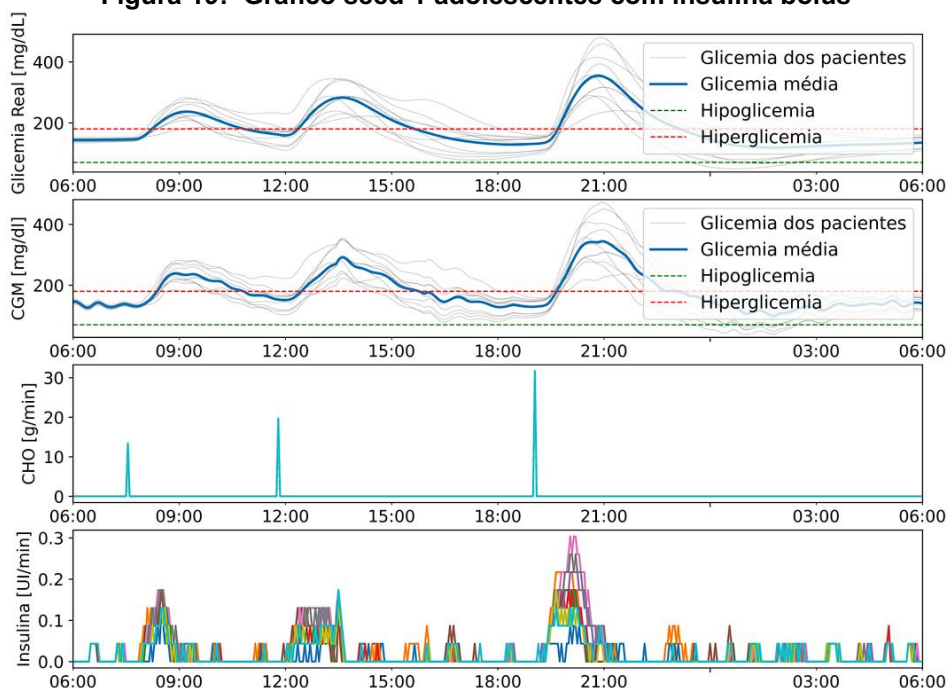
- A Figura 18 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 1 em adolescentes com insulina basal.

Figura 18: Gráfico seed 1 adolescentes com insulina Basal

Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 19 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 1 em adolescentes com insulina bolus.

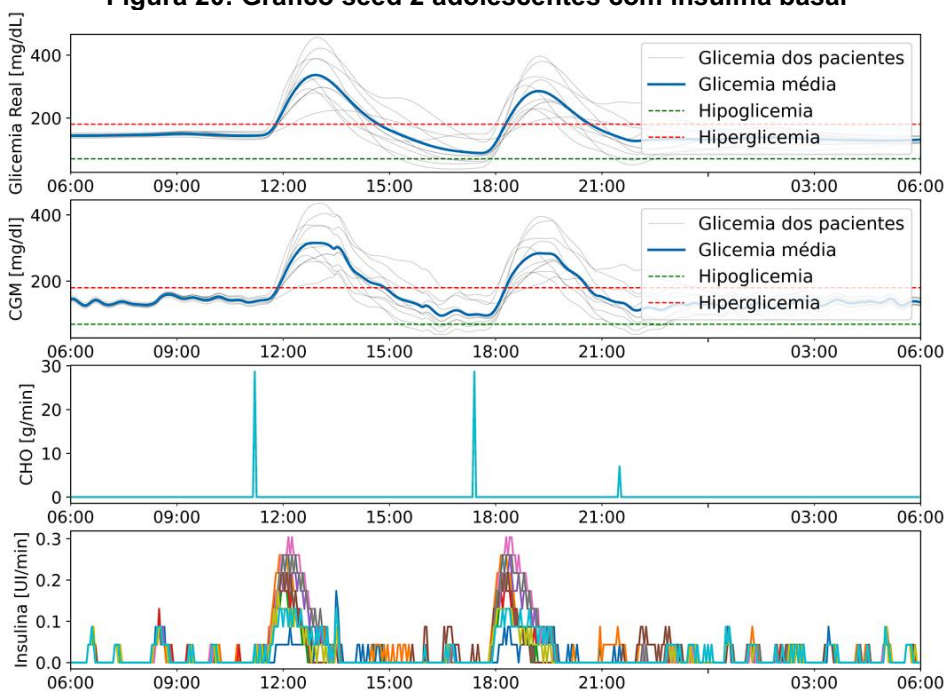
Figura 19: Gráfico seed 1 adolescentes com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 20 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 2 em adolescentes com insulina basal.

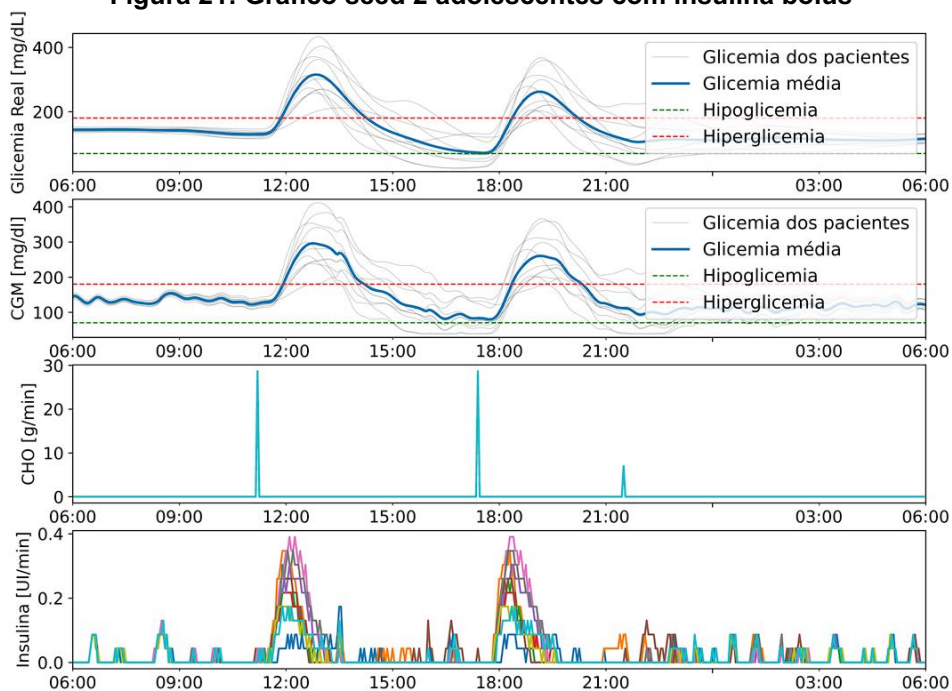
Figura 20: Gráfico seed 2 adolescentes com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 21 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 2 em adolescentes com insulina bolus.

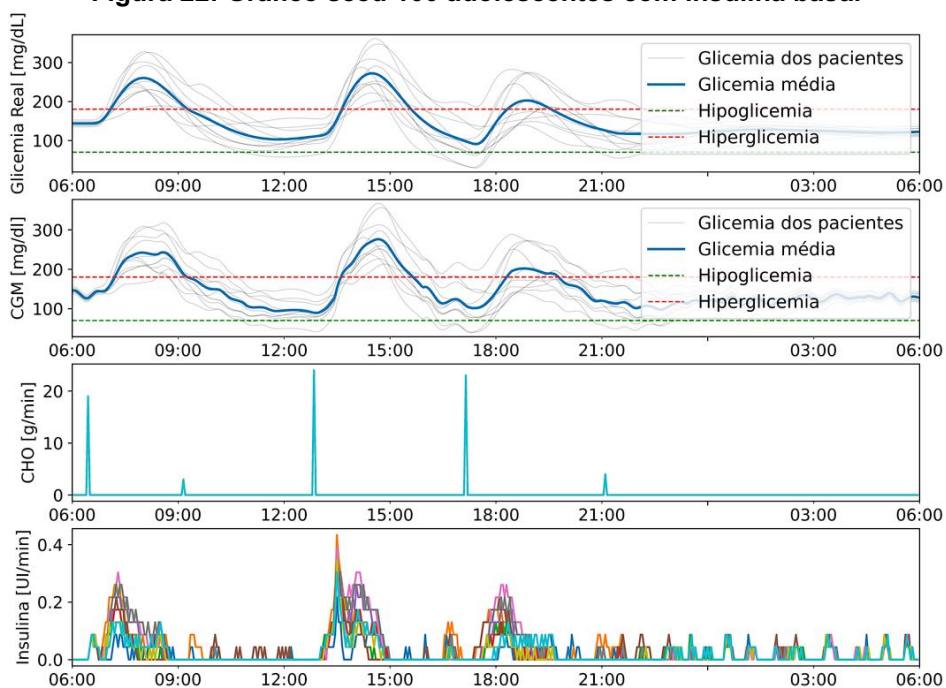
Figura 21: Gráfico seed 2 adolescentes com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 22 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 100 em adolescentes com insulina basal.

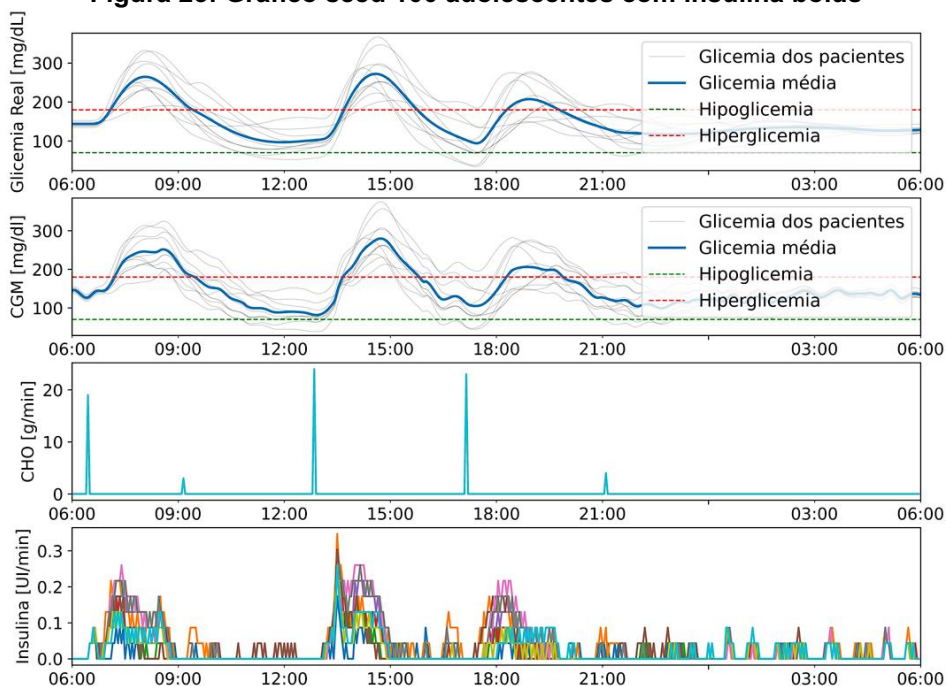
Figura 22: Gráfico seed 100 adolescentes com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 23 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 100 em adolescentes com insulina bolus.

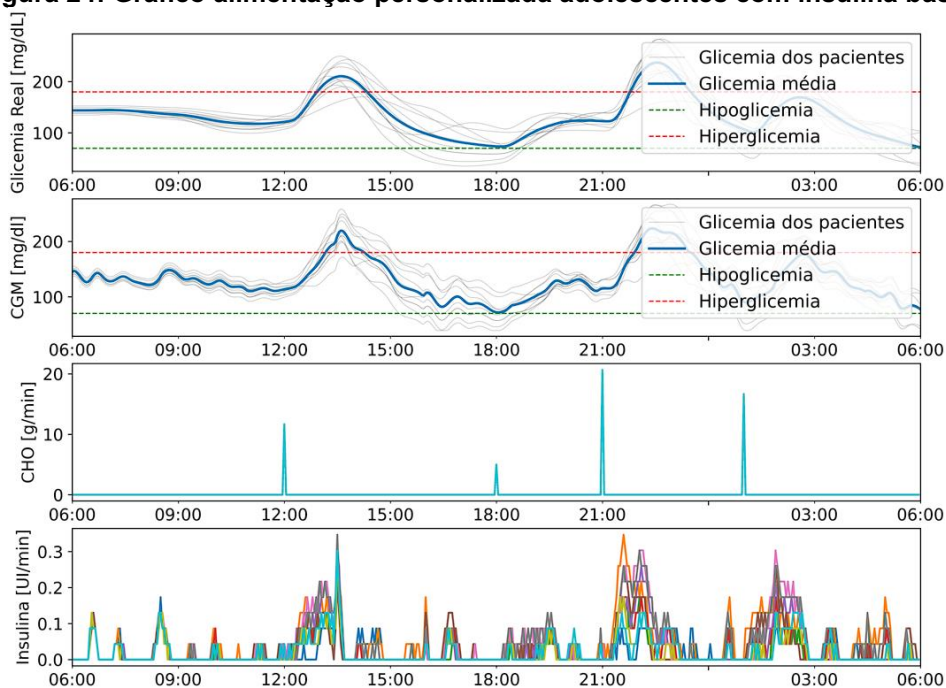
Figura 23: Gráfico seed 100 adolescentes com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 24 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela alimentação personalizada em adolescentes com insulina basal.

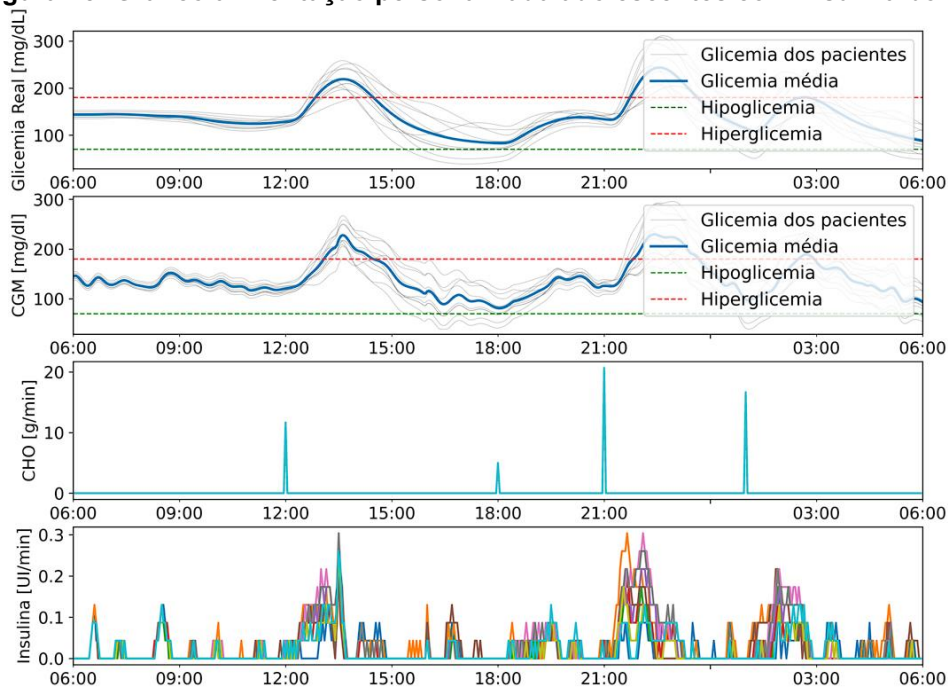
Figura 24: Gráfico alimentação personalizada adolescentes com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 25 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela alimentação personalizada em adolescentes com insulina basal.

Figura 25: Gráfico alimentação personalizada adolescentes com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

Ao observar os gráficos gerados para a glicemia dos adolescentes nota-se um maior tempo acima dos níveis ideais de glicemia em comparação com o caso dos adultos, por meio da observação dos picos nos níveis de insulina. Tal ocorrido já era sugerido pela redução no TIR se comparado com o caso dos adultos.

6.3 Crianças

A seguir será apresentada a Tabela 14 que contém as constantes encontradas para o controlador PID no controle dos níveis de glicemia em crianças.

Tabela 14: Constantes PID para crianças

Constante	Valor							
	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
Kp	$4,91 \cdot 10^{-5}$	$4,41 \cdot 10^{-5}$	$6,25 \cdot 10^{-5}$	$1,19 \cdot 10^{-4}$	$1,30 \cdot 10^{-4}$	$1,47 \cdot 10^{-4}$	$2,39 \cdot 10^{-4}$	$2,23 \cdot 10^{-4}$
Ki	$1,13 \cdot 10^{-10}$	0	0	0	$1,81 \cdot 10^{-8}$	0	0	0
Kd	$1,44 \cdot 10^{-1}$	$6,84 \cdot 10^{-3}$	$1,69 \cdot 10^{-2}$	$1,85 \cdot 10^{-2}$	$1,32 \cdot 10^{-2}$	$1,51 \cdot 10^{-2}$	$2,02 \cdot 10^{-2}$	$9,77 \cdot 10^{-3}$

Fonte: Autoria própria (2022)

Os resultados de TIR e CV médio para os diferentes cenários simulados encontram-se na Tabela 15.

Tabela 15: TIR e CV para crianças

	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
TIR (%)	44,82	19,77	60,96	64,30	60,94	63,14	67,40	60,69
σ TIR (%)	27,44	12,99	21,70	15,14	13,57	12,97	9,34	10,14
CV (%)	47,85	38,21	47,69	59,13	40,86	41,89	39,53	39,30
σ CV (%)	20,27	14,94	18,83	37,49	14,77	15,65	13,22	12,86

Fonte: Autoria própria (2022)

Para o caso das crianças, nota-se que não foi possível obter resultados dentro dos níveis ideais para TIR e CV em nenhum cenário.

O consumo médio de insulina calculado nas simulações será apresentado na Tabela 16.

Tabela 16: Consumo médio de insulina e desvio padrão para crianças

	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
Consumo Médio (UI/dia)	4,99	3,87	5,38	5,68	5,73	5,96	6,16	5,62
σ	0,84	0,54	0,95	0,80	1,07	1,15	1,22	1,06

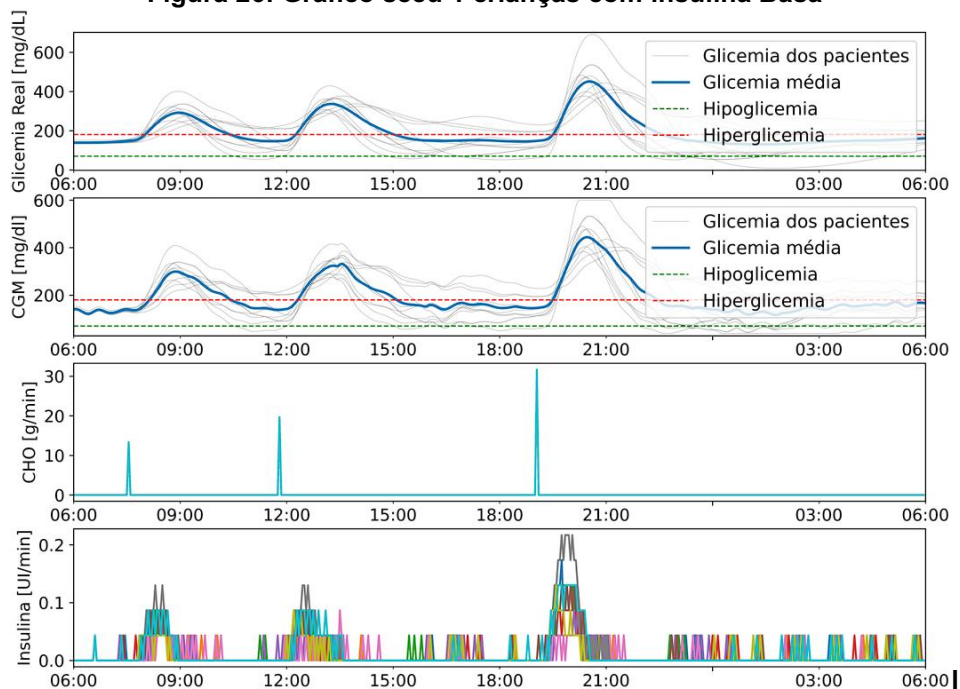
Fonte: Autoria própria (2022)

Mais uma vez nota-se a redução no consumo de insulina, dessa vez o valor máximo de insulina consumida foi de 6,16 UI/dia, enquanto que para adolescentes o consumo mínimo foi de 9,64 UI/dia que é cerca de 50%, já no caso de adultos o consumo mínimo foi de 16,61 UI/dia, o que é cerca de 170% superior ao consumo máximo em crianças.

Os gráficos referentes aos resultados obtidos para as diferentes alimentações simuladas para crianças serão apresentados a seguir:

- A Figura 26 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 1 em crianças com insulina basal.

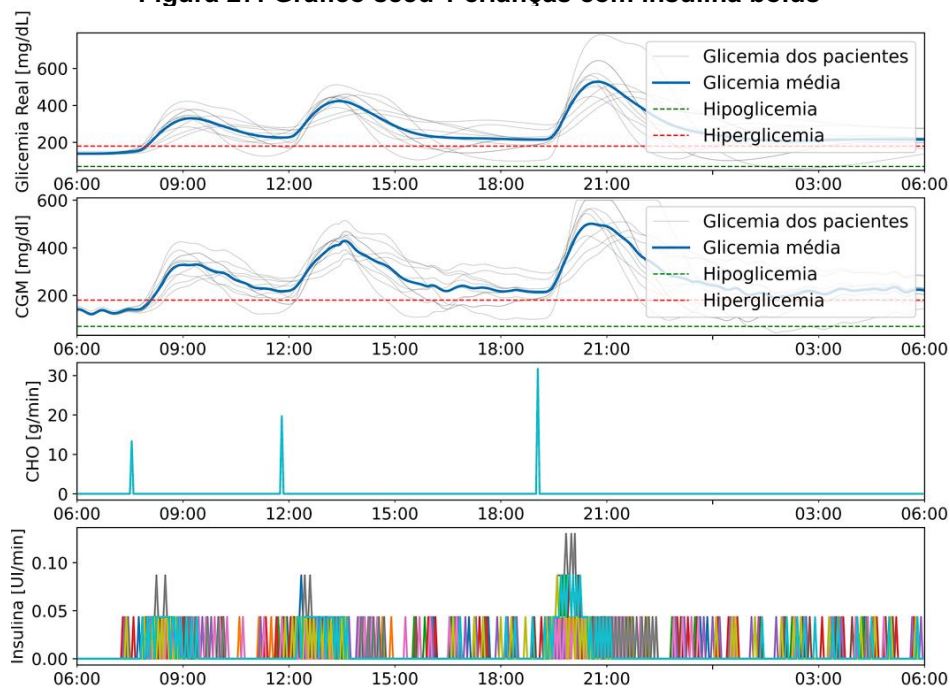
Figura 26: Gráfico seed 1 crianças com insulina Basa



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 27 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 1 em crianças com insulina bolus.

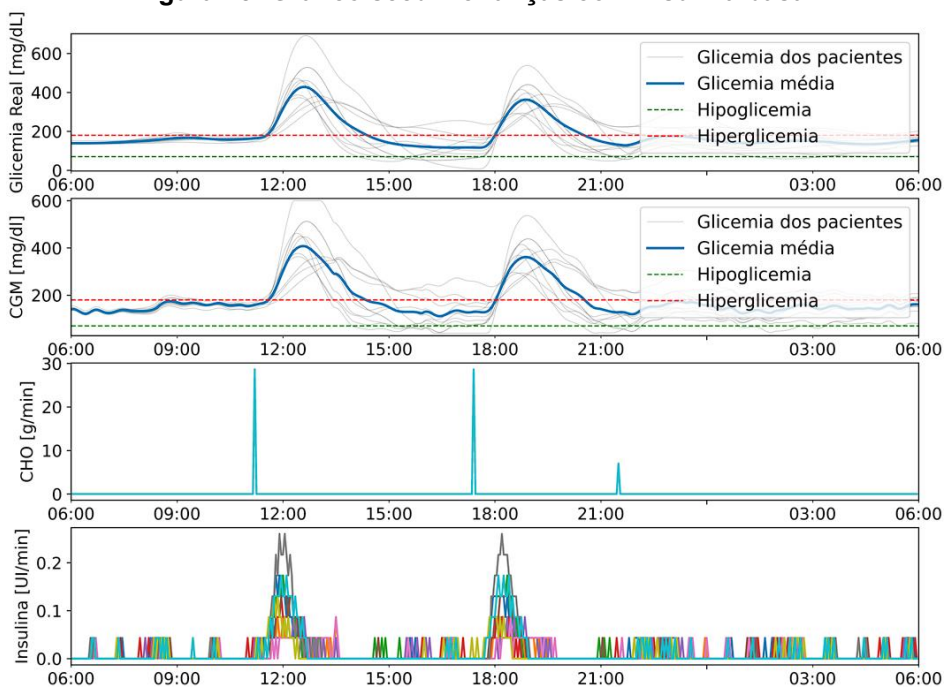
Figura 27: Gráfico seed 1 crianças com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 28 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 2 em crianças com insulina basal.

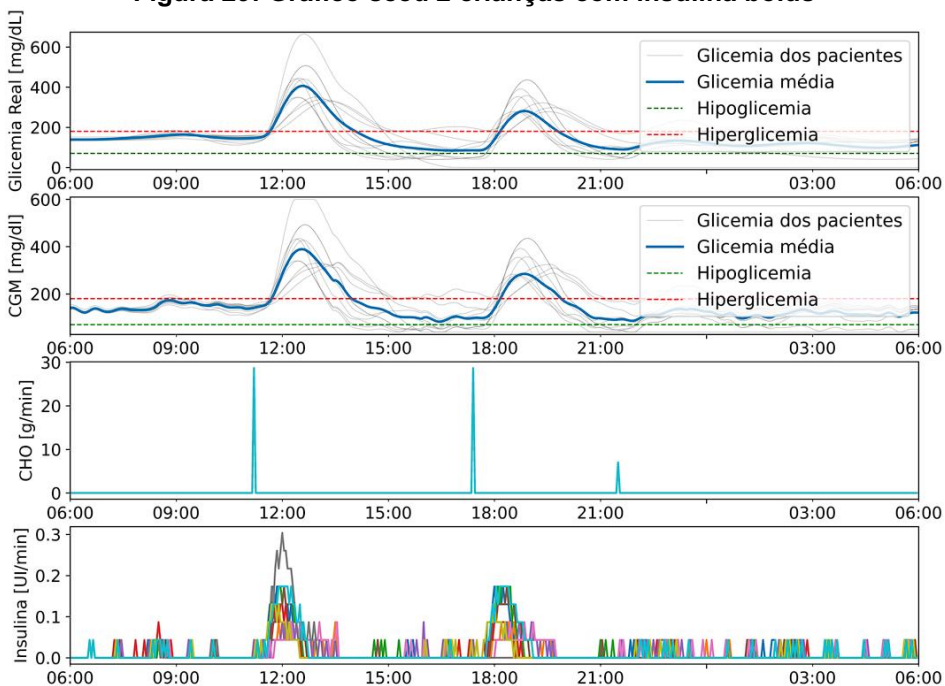
Figura 28: Gráfico seed 2 crianças com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 29 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 2 em crianças com insulina bolus.

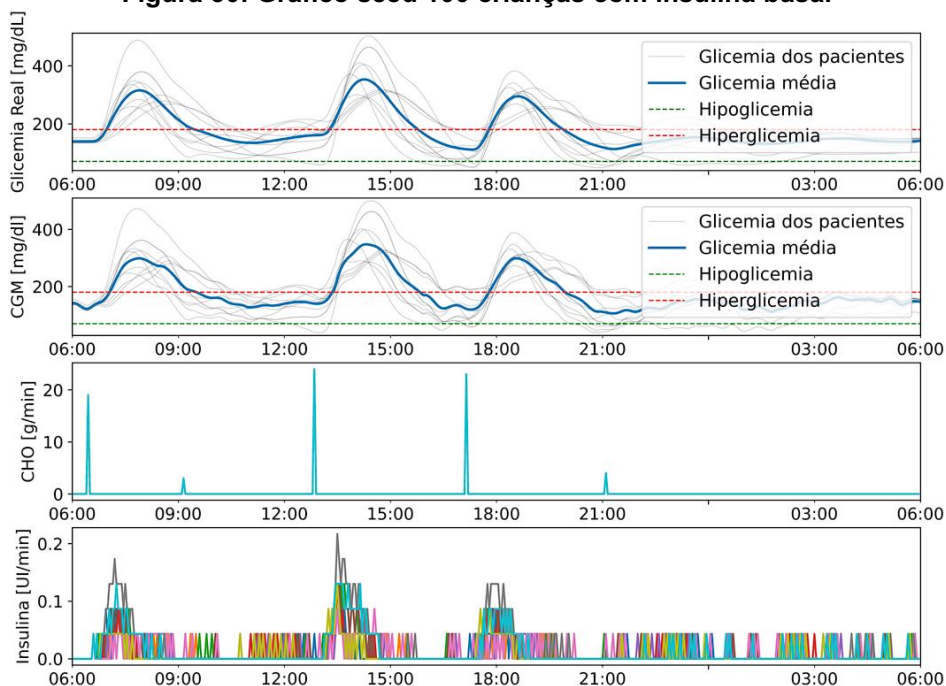
Figura 29: Gráfico seed 2 crianças com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 30 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 100 em crianças com insulina basal.

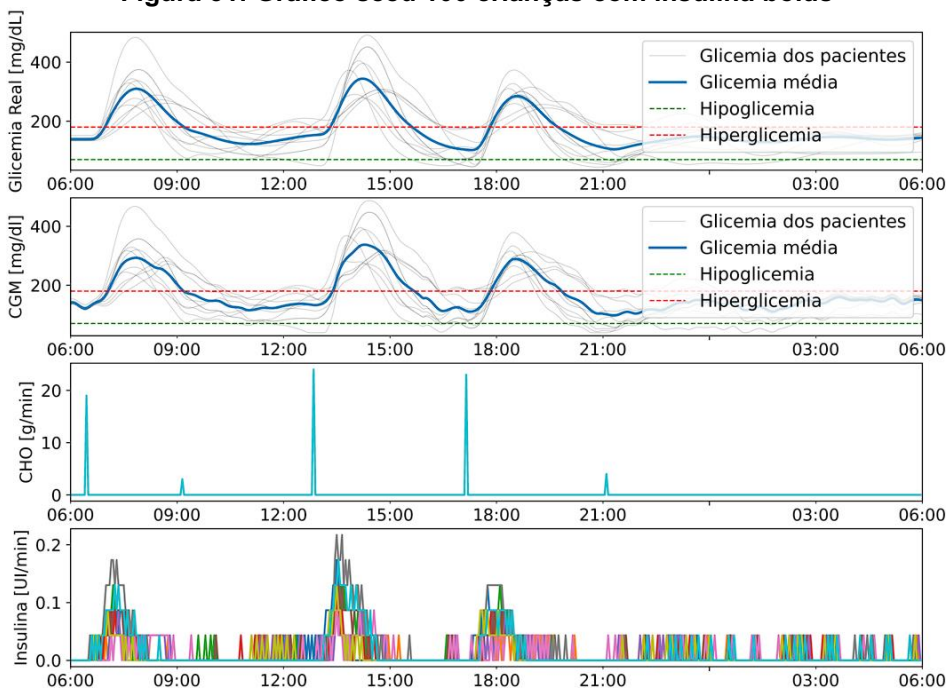
Figura 30: Gráfico seed 100 crianças com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 31 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 100 em crianças com insulina bolus.

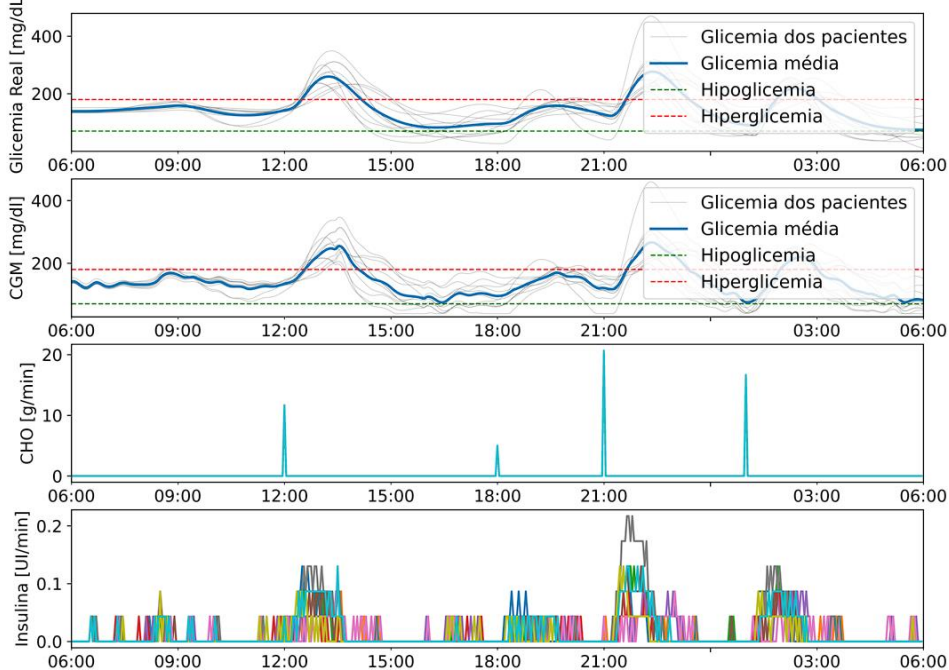
Figura 31: Gráfico seed 100 crianças com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 32 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela alimentação personalizada em crianças com insulina basal.

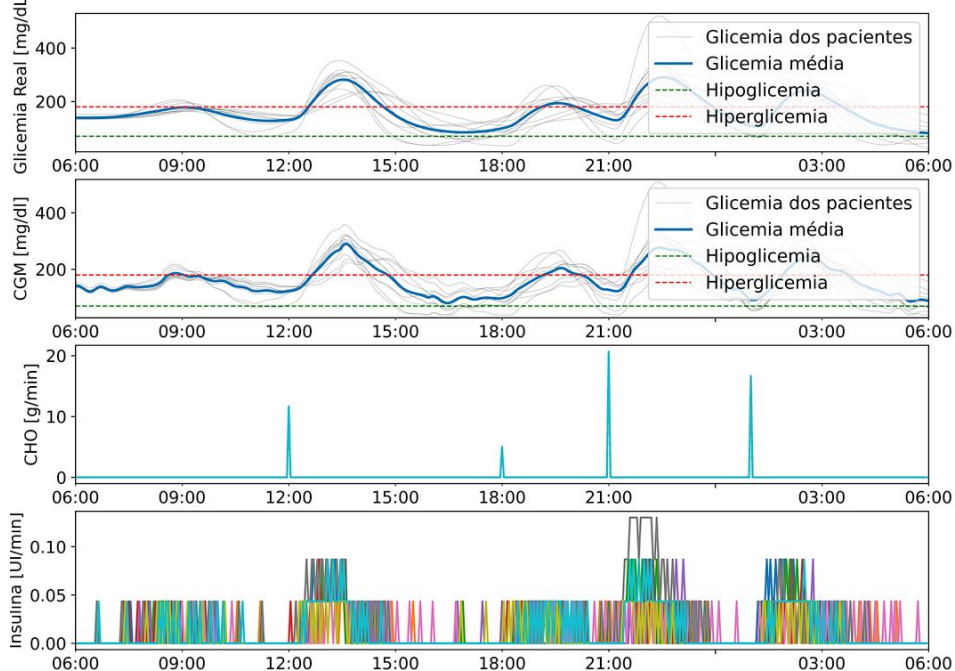
Figura 32: Gráfico alimentação personalizada crianças com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 33 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela alimentação personalizada em crianças com insulina bolus.

Figura 33: Gráfico alimentação personalizada crianças com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

Por meio dos gráficos obtidos para as simulações do controle de insulina em crianças, foi possível observar que novamente houve uma queda no desempenho uma vez que houve uma redução do TIR e CV em relação ao caso de adultos e adolescentes. Nestas simulações não foi possível obter resultados ideais de TIR e CV para nenhum cenário, o que pode ser visto no gráfico por meio do maior tempo em que a curva que indica a média de níveis de insulina passa acima do limite superior de insulina (170 mg/dL), e da maior variação entre máximos e mínimos apresentados nas curvas de glicemia.

Um meio para solucionar tal problema seria a implementação de uma inteligência artificial, isso considerando que os pacientes seguem determinados hábitos alimentares. Dessa forma, a inteligência artificial poderia realizar uma injeção de insulina antes do consumo de carboidratos e assim evitar os grandes picos de glicemia, como os observados nos gráficos, o que resultaria numa melhoria expressiva na performance da bomba de insulina.

6.4 Geral

O último caso simulado foi para um grupo contendo todos os pacientes já simulados. Para tal grupo o valor das constantes PID obtidos são apresentados na Tabela 17.

Tabela 17: Constantes PID para grupo geral

Constante	Valor							
	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
Kp	$2,93 \cdot 10^{-4}$	$7,81 \cdot 10^{-5}$	$2,80 \cdot 10^{-4}$	$3,09 \cdot 10^{-4}$	$4,23 \cdot 10^{-4}$	$2,55 \cdot 10^{-4}$	$4,13 \cdot 10^{-4}$	$4,18 \cdot 10^{-4}$
Ki	$1,22 \cdot 10^{-7}$	0	$1,26 \cdot 10^{-7}$	0	$1,23 \cdot 10^{-7}$	0	$1,76 \cdot 10^{-6}$	$1,90 \cdot 10^{-6}$
Kd	$5,00 \cdot 10^{-2}$	$7,72 \cdot 10^{-2}$	$3,40 \cdot 10^{-2}$	$2,15 \cdot 10^{-2}$	$3,26 \cdot 10^{-2}$	$3,18 \cdot 10^{-2}$	$6,10 \cdot 10^{-2}$	$6,60 \cdot 10^{-2}$

Fonte: Autoria própria (2022)

Utilizando as constantes apresentadas para o grupo geral, foram obtidos valores médios para o TIR e CV, que são apresentados na Tabela 18.

Tabela 18: TIR e CV para grupo geral

	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
TIR (%)	51.34	45.44	61.24	57.71	59.57	49.17	76.34	76.55
σ TIR (%)	20.59	20.49	16.00	16.80	16.97	23.01	16.93	17.25
CV (%)	54.33	62.10	46.60	45.29	42.31	34.21	38.11	38.62
σ CV (%)	38.92	45.26	33.36	32.91	37.92	22.17	29.38	29.63

Fonte: Autoria própria (2022)

De forma análoga ao que foi apresentado para o grupo contendo apenas crianças, não foi possível obter nenhum caso em que ambos TIR e CV encontram-se dentro dos limites ideais.

Os valores médios de consumo diário de insulina para o grupo geral obtidos são apresentados pela Tabela 19.

Tabela 19: Consumo médio de insulina e desvio padrão para grupo geral

	Seed 1		Seed 2		Seed 100		Personalizado	
	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus	Basal	Bolus
Consumo Médio (UI/dia)	11.50	12.68	10.50	9.47	11.62	10.19	12.91	13.07
σ	3.40	3.63	3.01	2.80	3.63	2.52	5.68	5.70

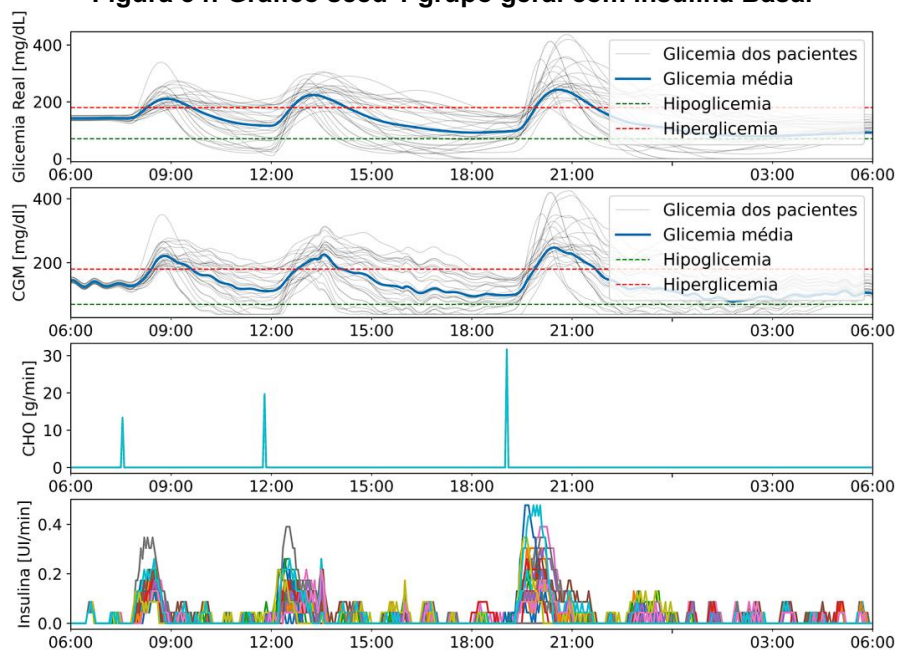
Fonte: Autoria própria (2022)

O consumo de insulina diária apresentado pela Tabela 19 mostra que o consumo de insulina não é tão alto quanto o consumo apenas em adultos, e não tão baixo quanto é para crianças, o que é esperado visto que o grupo geral contém todos os pacientes de ambos os grupos além do grupo de adolescentes.

Por meio das simulações elaborados gráficos para todas as diferentes alimentações para o grupo geral. Tais gráficos serão apresentados a seguir:

- A Figura 34 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 1 no grupo geral com insulina basal.

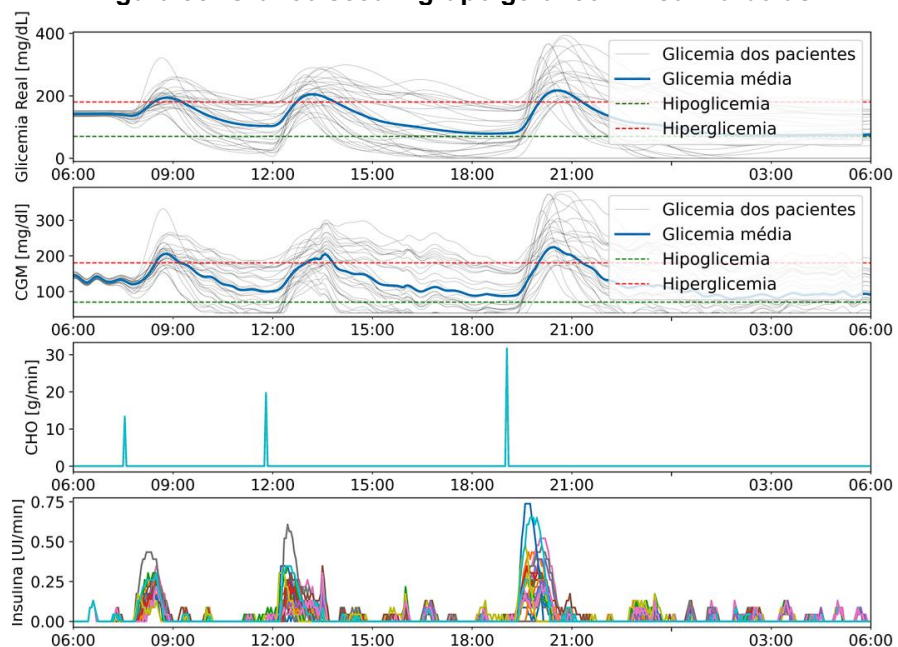
Figura 34: Gráfico seed 1 grupo geral com insulina Basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 35 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 1 no grupo geral com insulina bolus.

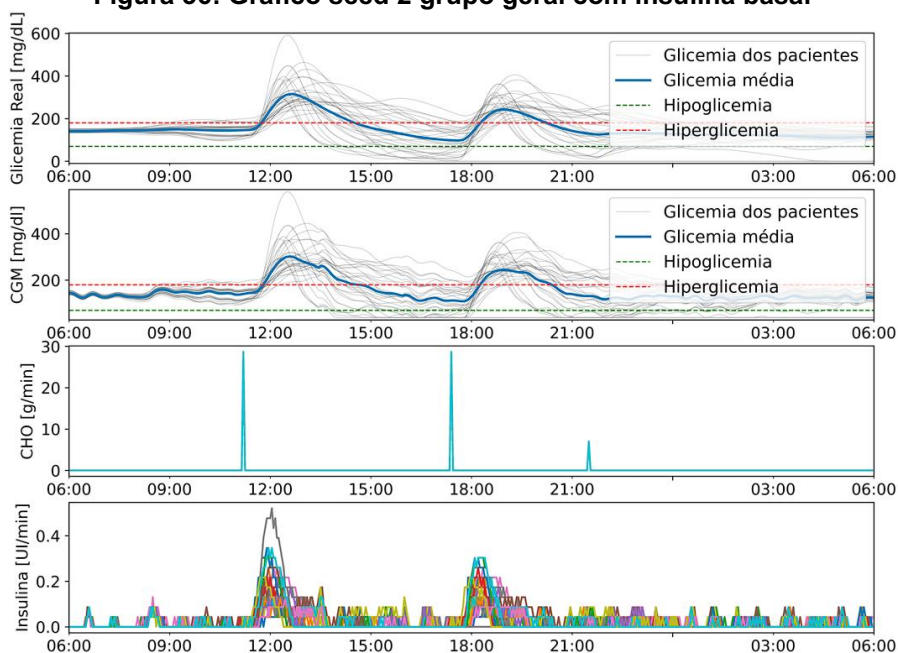
Figura 35: Gráfico seed 1 grupo geral com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 36 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 2 no grupo geral com insulina basal.

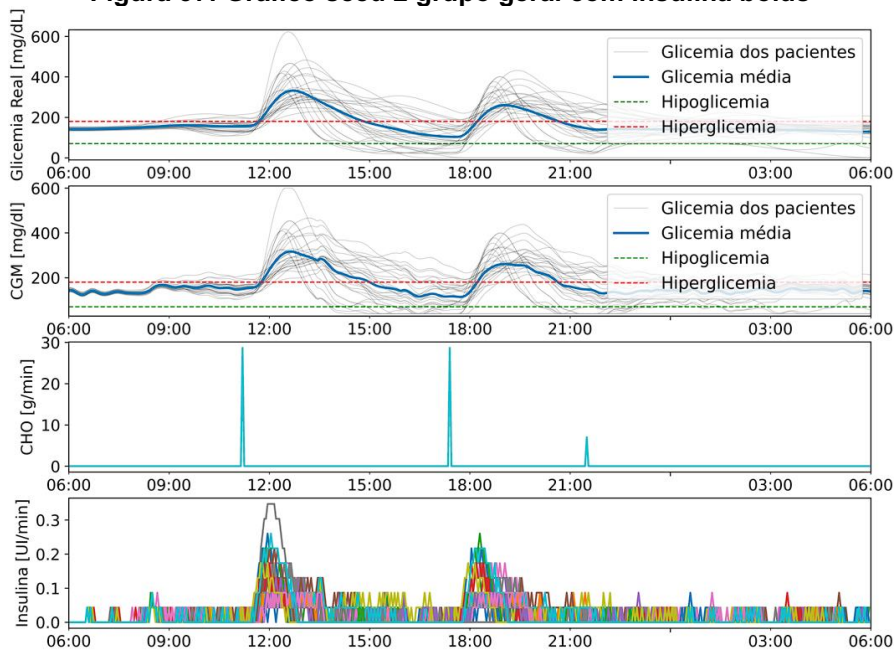
Figura 36: Gráfico seed 2 grupo geral com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 37 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 2 no grupo geral com insulina bolus.

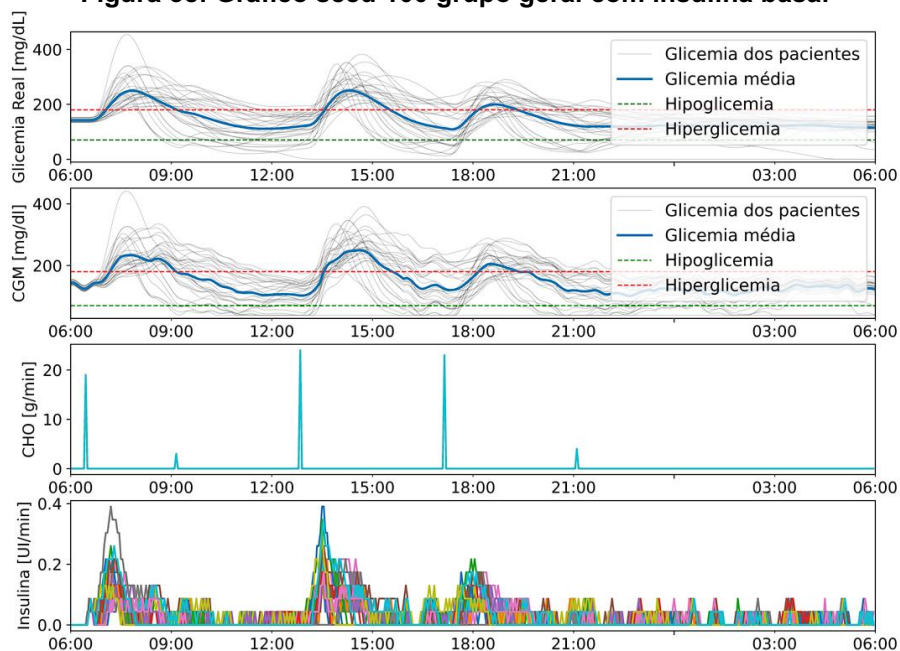
Figura 37: Gráfico seed 2 grupo geral com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 38 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 100 no grupo geral com insulina basal.

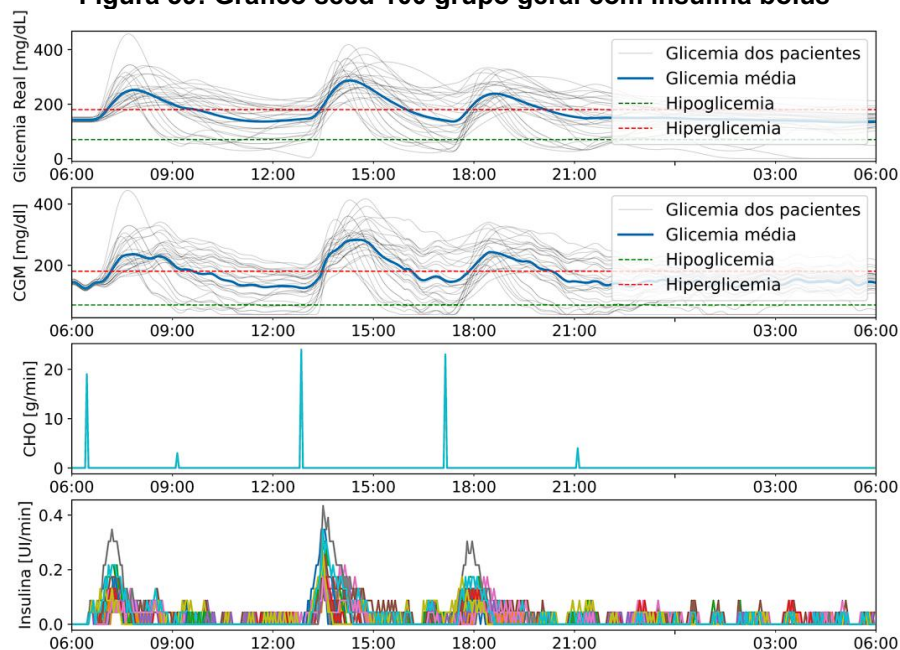
Figura 38: Gráfico seed 100 grupo geral com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 39 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela seed 100 no grupo geral com insulina bolus.

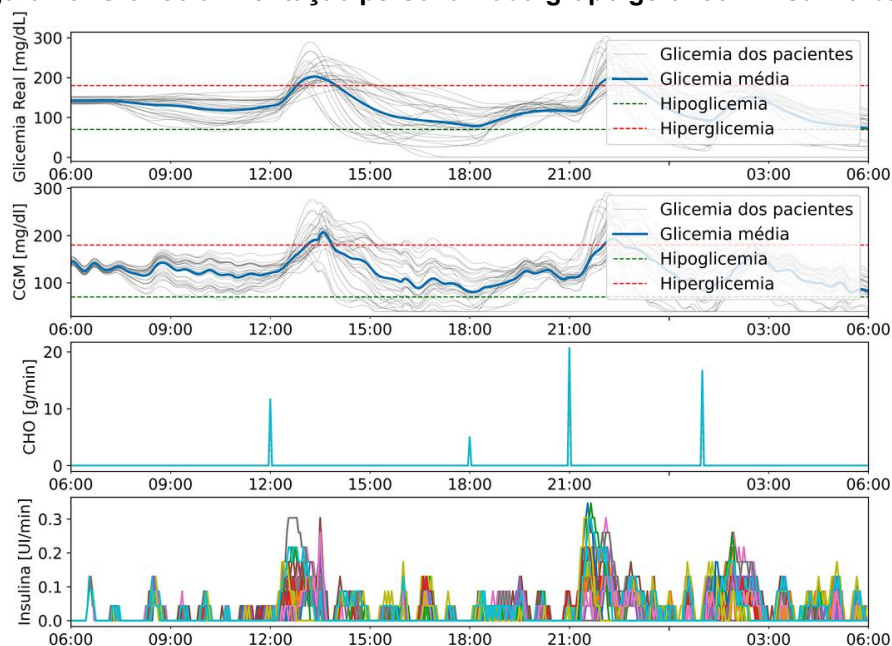
Figura 39: Gráfico seed 100 grupo geral com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 40 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela alimentação personalizada no grupo geral com insulina basal.

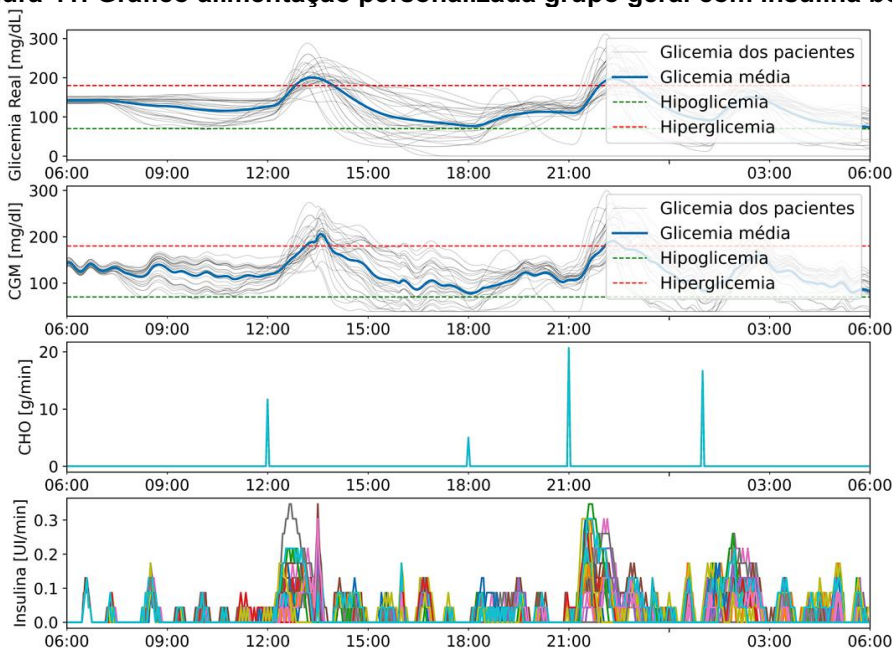
Figura 40: Gráfico alimentação personalizada grupo geral com insulina basal



Fonte: Autoria própria (2022)

- A Figura 41 apresenta o gráfico para o cenário gerado pela alimentação personalizada no grupo geral com insulina bolus.

Figura 41: Gráfico alimentação personalizada grupo geral com insulina bolus



Fonte: Autoria própria (2022)

Por meio dos gráficos é possível identificar que os resultados obtidos não possuem um desempenho dentro do desejado, visto que nem todos os pacientes conseguiram atingir um desempenho ideal. Ao observar os gráficos nota-se uma grande variação das curvas de insulina dos pacientes (curvas cinzas), por exemplo, na Figura 37 há pacientes que chegam a níveis de glicemia próximos de 600 mg/dL e em outros momentos há pacientes que chegam próximo a 0 mg/dL. Ou seja, há grandes extremos dentre os pacientes, de modo que a utilização das constantes para grupo geral podem ser de grande risco para certos pacientes.

6.5 Precisão do protótipo

Para descobrir o volume injetado pela bomba em cada passo, foi utilizada uma balança para avaliar a massa injetada para diferentes passos da bomba, e a partir das tabelas termodinâmicas para água, considerando a temperatura ambiente de 21°C e a pressão atmosférica de 101,5 kPa, chegou-se a um volume específico de 0,001002566 m³/kg e foi descoberto o volume para a massa de água injetada.

Para os testes foi escolhido utilizar 5, 10, 15 e 20 passos para avaliar o comportamento do protótipo com variados volumes de injeção. O valor de 5 passos em específico foi escolhido devido as dificuldades para medir pequenos, volumes como é o caso com 1 passo, uma vez que a balança utilizada não possui precisão suficiente. Desse modo, para obter medidas mais precisas foi escolhido começar com 5 passos do motor de passo. Já o valor máximo de 20 passos foi escolhido por ser o maior número de passos realizados pela bomba de uma vez durante as simulações, o que pode ser observado na Figura 14 quando a bomba chegou a injetar 0.88 UI.

Tabela 20 mostra a média de volume injetado a cada passo do motor junto a seu desvio padrão.

Tabela 20: Volume médio injetado pela bomba por passo do motor

	5 Passos	10 Passos	15 Passos	20 Passos
Média (mL)	0,002126495	0,004364503	0,006554273	0,008798988
σ (mL)	0,000232925	0,000344948	0,00021307	$9,72632 \cdot 10^{-5}$
Volume Esperado (mL)	0,002193	0,00438596	0,00657895	0,00877193
Diferença (mL)	$-6,65055 \cdot 10^{-5}$	$-2,1457 \cdot 10^{-5}$	$-2,4677 \cdot 10^{-5}$	$2,7058 \cdot 10^{-5}$
Diferença Percentual	-3,03%	-0,49%	-0,38%	0,31%

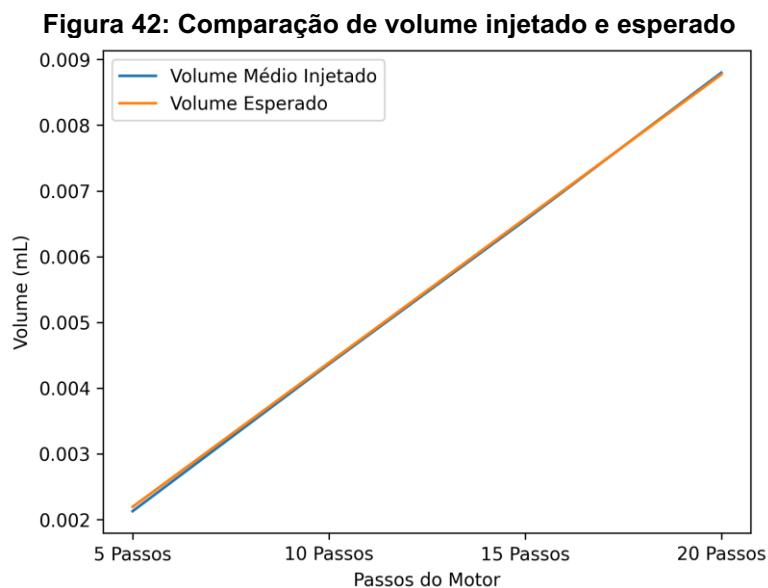
Fonte: Autoria própria (2022)

A partir da Tabela 20 é possível observar que conforme é aumentado o número de passos, a diferença entre o valor injetado e o esperado aproxima-se de zero, ou seja, quanto maiores os volumes injetados, maior a precisão da bomba.

Note também que o erro na injeção é pequeno, chegando a 3% para 5 passos, uma vez que deve ser considerado que os portadores de diabetes utilizam valores inteiros para realizar a injeção de insulina, devido a graduação da injeção de insulina. Note também que devido a concentração de 100UI por mL, os 5 passos do motor injetam aproximadamente 0,22 UI, ou seja o erro de 3% é muito menor do que o erro que uma paciente cometeria ao injetar insulina por meio do tratamento convencional, ainda mais de considerar que a injeção realizada por 20 passos da bomba que se aproxima de 1UI tem um erro de 0,31%.

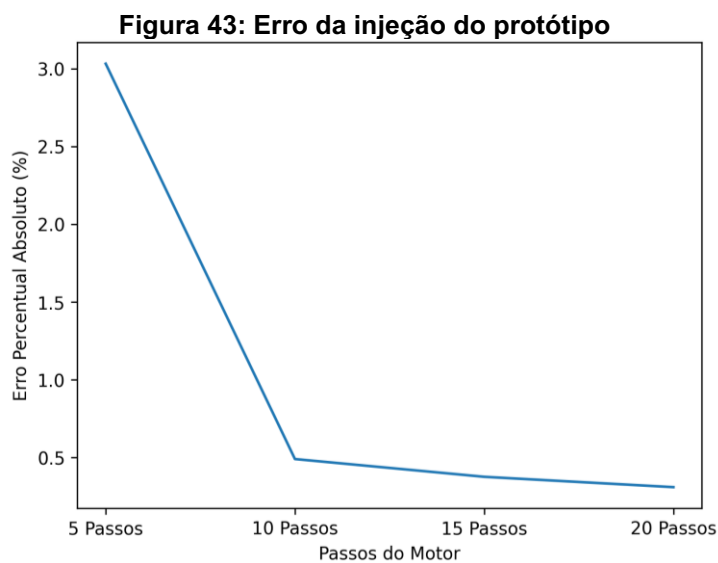
Além da redução do erro, também ocorre a redução do desvio padrão conforme o aumento de passos do motor, indicando que quanto maior o volume injetado, maior a confiabilidade do protótipo.

A Figura 42 apresenta um gráfico comparativo dos volumes injetados pelo protótipo e os volumes esperados, mostrando o quão próximo estão as curvas.



Fonte: Autoria própria (2022)

Já a Figura 43 apresenta a redução que ocorre no erro no volume das injeções de acordo com o volume injetado.

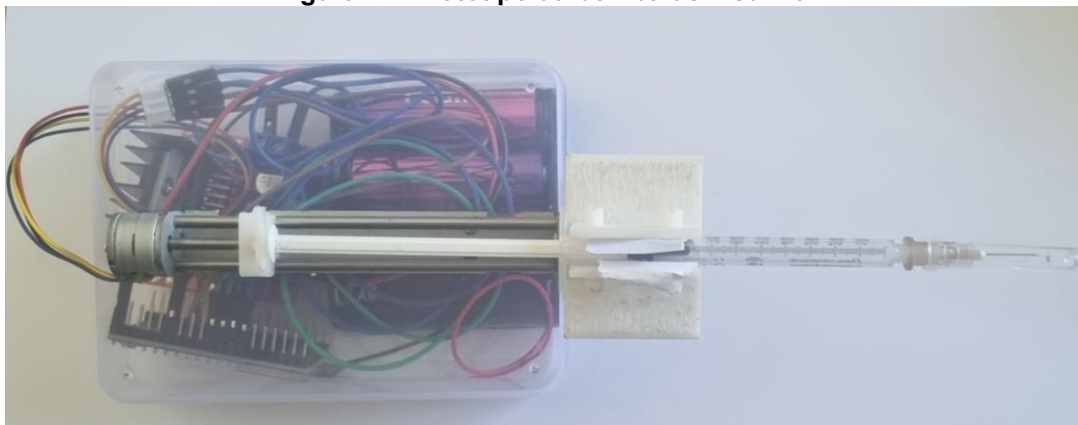


Fonte: Autoria própria (2022)

6.6 Portabilidade

Todos os componentes utilizados para o protótipo de bomba de insulina foram posicionados no interior de uma caixa plástica com dimensões 115x85x28 mm (Figura 44), com exceção da seringa e motor de passo. Entretanto, tal tamanho ainda causa desconforto ao usuário, principalmente em uso prolongado.

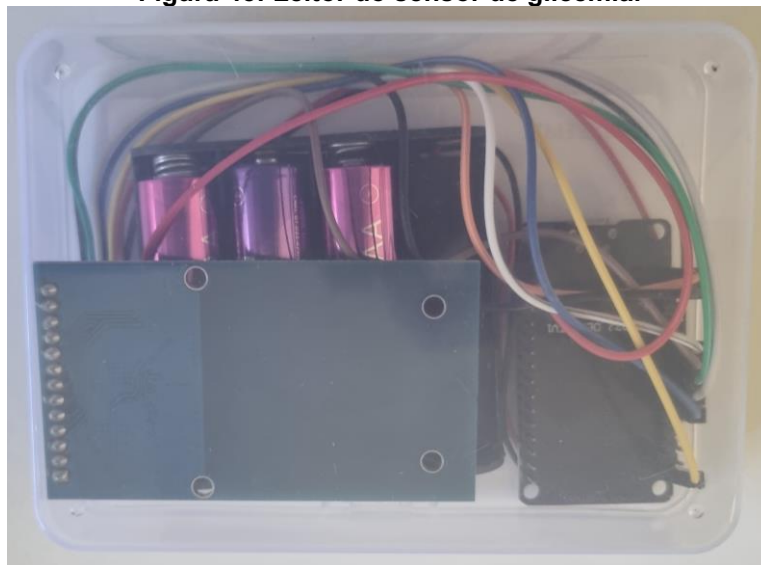
Figura 44: Protótipo da bomba de insulina.



Fonte: Autoria própria (2022)

O mesmo ocorreu com o leitor do sensor de glicemia (Figura 45), seus componentes também têm tal dimensão, que foi necessário posicioná-los no interior de uma caixa plástica de mesma dimensão (115x85x28 mm). Desse modo o mesmo problema, ocorre, tal componente tem tamanho muito avantajado para o uso cotidiano, de modo que pode causar desconfortos.

Figura 45: Leitor do sensor de glicemia.



Fonte: Autoria própria (2022)

6.7 Custo da bomba

A Tabela 21 contém os custos de cada componente utilizado para a montagem da bomba de insulina.

Tabela 21: Custo da bomba de insulina.

Componente	Custo (R\$)
ESP-32	27,30
Motor de passo	66,14
Fios	1,00
Caixa plástica	30
Peças em impressão 3D	1,36
Pilhas	5,00
Ponte H	16,00
Suporte para pilhas	6,00
Sensor de glicose	289,99
Seringa de insulina	0,75
TOTAL	443,54

Fonte: Autoria própria (2022)

Entretanto, tal custo leva em consideração apenas o preço pago por cada componente utilizado. Para um caso real em que tal bomba seria confeccionada por uma empresa real, haveria outras variáveis que deveriam ser levadas em consideração para a elaboração desses custos e assim formar os custos fixos e variáveis para assim chegar a um preço de venda. Também, vale considerar que o preço pago em cada componente foi apenas para compra de uma única unidade, ou seja, no caso de compra um grande número de unidades o preço pago por cada componente tende a cair.

Outro ponto a se ressaltar nos custos da bomba é o preço do sensor de glicemia, tal sensor custa cerca de R\$ 289,99 segundo cotação realizada no mês de maio de 2022. Tal custo é superior a 50% do valor total da bomba, de modo que o sensor se torna um importante alvo para redução do valor final do protótipo.

O custo para manter mensalmente tal bomba seria o custo equivalente da soma das doses de insulina utilizadas, das pilhas e dos sensores de insulina utilizados durante o período. A Tabela 22 apresenta o custo médio das seringas de insulina para cada grupo de pacientes simulado, considerando que cada seringa possui uma concentração de 100 UI/mL, volume de 1 mL, custa R\$ 0,40 e que o mês tem em média 30 dias.

Tabela 22: Custo médio das seringas de insulina por grupo

Grupo	Consumo diário médio de insulina (UI/dia)	Número médio de seringas (seringas/dia)	Custo de manutenção (R\$/dia)	Custo mensal das seringas (R\$/mês)
Adultos	17,78	0,1778	0,07	2,13
Adolescentes	12,06	0,1206	0,05	1,45
Crianças	5,42	0,0542	0,02	0,65

Fonte: Autoria própria (2022)

Outro componente que deve ser trocado com regularidade é o sensor de glicemia, que deve ser trocado a cada 14 dias, dessa forma em um mês são utilizados aproximadamente 2,14 sensores, o que resulta num custo mensal de R\$ 641,41 considerando 30 dias em um mês e um preço de R\$ 289,99 por sensor.

Agora considerando que as pilhas utilizadas possuem uma capacidade 2500 mAh, é possível calcular o tempo que a mesma duraria com base nas informações de consumo de bateria contidas no *datasheet* do ESP32, que fornece o consumo máximo do chip, que é de 68mA e o consumo no modo de *Deep-sleep* que é de 260µA. O código de ambos os ESP32's utilizados foi escrito de tal forma que o chip fica 1s com o consumo máximo e outros 59s em *Deep-sleep* durante o período de um minuto. Desse modo o consumo médio de cada ESP32 é dado em (14).

$$\frac{1s * 68mAh + 59s * 260 * 10^{-3}mAh}{60s} = 1,389 mA \quad (14)$$

A corrente consumida pelo motor de passo foi medida, e seu valor foi de aproximadamente 300mA. Considerando que o motor funcione apenas durante o 1s em que o ESP32 está funcionando, seu consumo médio é dado em (15).

$$\frac{1s * 300mAh + 59s * 0mAh}{60s} = 5 mA \quad (15)$$

Dessa forma a corrente média consumida pela bomba é dada em (16).

$$1,389 mA + 5mA = 6,389mA \quad (16)$$

Considerando as pilhas com 2500mAh e que as perdas de energia no sistema e ao longo do tempo são desprezíveis, a duração das pilhas da bomba é dada em (17).

$$\frac{2500mAh}{6,389mA} = 391,3h \approx 16,3 \text{ dias} \quad (17)$$

Considerando que o mês tem em média 30 dias, são consumidas 1,84 kits de 4 pilhas AA por mês.

Já para o sensor de glicemia deve ser considerado o consumo do esp32 e do sensor NFC. O sensor utilizado teve um consumo medido de 160 mA, se considerado que seu funcionamento ocorrerá durante apenas 1s a cada 1 minuto, seu consumo médio é dado em (18).

$$\frac{1s * 160mAh + 59s * 0mAh}{60s} = 2,667mA \quad (18)$$

Portanto, o consumo médio do sensor de glicemia é dado em (19).

$$1,389 \text{ mA} + 2,667mA = 4,056mA \quad (19)$$

Considerando as pilhas com 2500mAh e que as perdas de energia no sistema e ao longo do tempo são desprezíveis, a duração das pilhas do sensor de glicemia é dada em (20).

$$\frac{2500mAh}{4,056mA} = 616,37h \approx 25,68 \text{ dias} \quad (20)$$

Considerando que o mês tem em média 30 dias, são consumidas 1,17 kits de 4 pilhas AA por mês.

Considerando cotação feita em junho de 2022, cada kit com 4 pilhas AA tem valor de aproximadamente R\$ 12,00. Dessa forma, ao fim do mês é gasto um valor de aproximadamente R\$ 36,12 com pilhas considerando bomba e sensor de glicemia.

Dessa forma o custo total mensal da bomba é apresentado na Tabela 23.

Tabela 23: Custo mensal total

Grupo	Custo mensal das seringas (R\$/mês)	Custo mensal do sensor de glicemia (R\$/mês)	Custo mensal das pilhas (R\$/mês)	Custo mensal total (R\$/mês)
Adultos	2,13	641,41	36,12	679,66
Adolescentes	1,45	641,41	36,12	678,98
Crianças	0,65	641,41	36,12	678,18

Fonte: Autoria própria (2022)

Ao avaliar os custos é perceptível que a grande maioria dos custos de manutenção mensal são referentes ao sensor de glicemia, uma vez que seu valor unitário é de R\$ 289,99, enquanto das seringas de insulina gira em torno de R\$ 0,40 e das pilhas em R\$ 36,12.

7 CONCLUSÃO

A partir das simulações é possível concluir que o projeto mecânico proposto para a construção da bomba pode fornecer um desempenho satisfatório para o controle dos níveis de glicemia para adultos, uma vez que alcança valores próximos àqueles sugeridos pela Sociedade Brasileira de Diabetes para o TIR e o CV.

Entretanto, quando se trata de crianças e adolescentes, a bomba construída não é suficiente para atender os mesmos parâmetros, desse modo o uso desta bomba não seria satisfatório para tal público. Uma possível solução seria construir um protótipo com constantes personalizadas para o paciente que irá utiliza-lo, uma vez que por meio do gráficos gerados não só para crianças, mas também para adolescentes e adultos, é possível visualizar as diferentes curvas de glicemia para cada indivíduo de modo que nem todos os pacientes da mesma faixa etária conseguem um desempenho satisfatório. Ou seja, o desempenho da bomba é diferente dependendo da pessoa, dessa forma um conjunto personalizado de constantes pode gerar resultados melhores.

Tal conjunto personalizado de constantes torna-se ainda mais interessante após avaliar os gráficos gerados para o controle de insulina para o grupo geral. Em tais gráficos fica ainda mais evidente a variação da reação dos diferentes pacientes ao tratamento via injeção de insulina, de modo que a escolha de constantes que funcionem independentemente de faixa etária seria algo impossível, visto que há grandes variações mesmo dentro da mesma faixa etária.

Outra potencial solução para tal problema seria a utilização de uma inteligência artificial para realizar a injeção de insulina de um modo preditivo ao invés do modo reativo utilizado neste TCC. Com a utilização de tal recurso é possível melhorar a performance da bomba em todos casos, contanto que o usuário siga determinada rotina de modo a gerar um padrão de ingestão de carboidratos, de modo que seria possível prever a ingestão de tais carboidratos e assim reduzir o pico nos níveis de glicemia, o que resulta num aumento do TIR e redução do CV.

Com relação ao custo da bomba, foi elaborada apenas uma análise básica levando em consideração o preço pago por cada componente, uma vez que um empresa real deve calcular uma série de variáveis envolvidas no custo do produtos, e tais variáveis dependem de cada empresa de modo que a elaboração de um custo preciso seria uma tarefa laboriosa. Não obstante, o preço de todos os componentes

(R\$ 443,54) representa apenas uma pequena fração do custo da bomba a ser lançado no Brasil (R\$ 30 mil). Desse modo, mesmo sem uma análise precisa de custo, é possível assumir que uma bomba com as especificações como as do protótipo desenvolvido neste TCC dificilmente chegaria nos R\$ 30 mil de uma bomba já no mercado.

Entretanto o custo de manutenção mensal da bomba é alto, cerca de R\$ 640,00, um valor superior ao custo da própria bomba. Mesmo com tal custo, a bomba ainda pode ser considerada de baixo custo visto que o custo da manutenção de bombas no mercado gira em torno de R\$ 3 mil e R\$ 4 mil, ou seja, o custo de manutenção ainda é inferior a 1/3 do custo das bombas atuais. Contudo, em vista do custo do sensor de glicose, é possível elaborar um estudo acerca deste sensor para construir um protótipo de baixo custo do mesmo, a fim de reduzir o custo mensal da bomba de insulina.

Já em relação a própria construção da bomba, foi possível averiguar que o volume injetado está muito próximo do esperado pelas simulações, desse modo é esperado que o desempenho real da bomba siga àquele simulado. Entretanto, para resultados mais precisos seria necessário realizar os testes da bomba de insulina em pacientes reais, o que não foi realizado no presente TCC.

No quesito portabilidade, o protótipo não é considerado satisfatório, uma vez que o tamanho da bomba causaria certo desconforto durante seu uso prolongado. Sendo assim, é necessário realizar estudos para miniaturização do protótipo utilizando PCB, do inglês *Printed Circuit Board*, personalizado para redução ou até eliminação dos fios e componentes desnecessários, além da troca das pilhas por uma bateria de menor dimensão.

Considerando a performance e custo do protótipo desenvolvido, é possível afirmar que o protótipo foi bem sucedido, entretanto não de maneira completa, uma vez que não atende 100% do público, ficando limitado à adultos e apresentar tamanho avantajado causando desconforto. No entanto, como é esperado que as pessoas passarão a maior parte de suas vidas na fase adulta, e também considerando que a diabetes tende a se agravar com o tempo de modo que o tratamento intensivo acontecerá na fase adulta, se o tamanho da bomba for reduzido sua utilização seria de grande benefício para a população portadora da doença, e seu custo reduzido possibilita um tratamento simplificado da doença para uma grande porção da população afetada pelo diabetes.

REFERÊNCIAS

ALEPPO, G; et al. REPLACE-BG: A Randomized Trial Comparing Continuous Glucose Monitoring With and Without Routine Blood Glucose Monitoring in Adults With Well-Controlled Type 1 Diabetes. **Diabetes Care**, 16 fev. 2017.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR ISSO 8537: Seringas estéreis de uso único, com ou sem agulha, para insulina**. Rio de Janeiro, p. 30. 2020.

BOLTON, William. **Instrumentation and Control Systems**. Elsevier Science & Technology Books, 2004.

BOMBA de insulina com sensor de inteligência artificial chega ao Brasil em 2022. **CNN Brasil**, 2021. Disponível em: <<https://www.cnnbrasil.com.br/saude/bomba-de-insulina-com-sensor-de-inteligencia-artificial-chega-ao-brasil-em-2022/#:~:text=Bomba%20de%20insulina%20com%20sensor%20de%20inteligência%20artificial%20chega%20ao%20Brasil%20em%202022,-Novo%20aparelho%20usa&text=Em%202022%2C%20chega%20ao%20País,e%20hiperglicema%20de%20modo%20automatizado.>>. Acesso em: 09 maio 2022.

BORIELO, Giovanna. Diabetes é doença que lidera ações judiciais para pedido de insumos. **R7**, 26 dez. 2019. Disponível em: <<https://noticias.r7.com/saude/diabetes-e-doenca-que-lidera-acoes-judiciais-para-pedido-de-insumos-26122019>>. Acesso em: 5 out. 2021.

BORGNAKKE, Claus; SONNTAG, Richard E. **Fundamentos da Termodinâmica**. 8ª edição. São Paulo, SP. Editora Edgard Blücher Ltda, 2018.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Estratégias para o cuidado da pessoa com doença crônica: Diabetes Mellitus**. Brasília, DF: Editora MS, 2013.

BRASIL. Ministério da Saúde. Gabinete do Ministro. Portaria Conjunta nº 8, de 12 de novembro de 2019. Aprova o Protocolo Clínico e Diretrizes Terapêuticas da Diabetes Mellito Tipo 1. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF, 13 nov. 2019. p. 107.

DORF, R; BISHOP, R. **Sistemas de Controle Modernos**. 8ª edição. Rio de Janeiro, RJ: LTC Editora, 2001.

JINYU, Xie. **Simglucose v0.2.1** (2018) [Online]. Disponível em: <<https://github.com/jxx123/simglucose>>. Acesso em: 16 out. 2021.

LIVINUS, U. T. et al. Effects of a PID Controller in Closed Loop Feedback System. **International Journal of Scientific & Engineering Research**, v. 9, n. 4, p. 1255-1258, abr. 2018. Disponível em: <<https://www.ijser.org/researchpaper/Effects-of-a-PID-Controller-in-Closed-Loop-Feedback-System.pdf>>. Acesso em: 8 out. 2021.

MALERBI, D; et al. Posição de consenso da Sociedade Brasileira de Diabetes: insulino terapia intensiva e terapêutica com bombas de insulina. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia**, v. 50, n. 1, p.125-135, fev. 2006. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/abem/a/cfHZ45yGPKDYcV4WFF7PnVB/?lang=pt>>. Acesso em: 10 out. 2021.

NORTON, Robert L. **Projeto de Máquinas: Uma Abordagem Integrada**. 4ª edição. Porto Alegre, RS. Bookman Editora LTDA, 2013.

OGATA, Katsuhiko. **Engenharia de Controle Moderno**. 5ª edição. São Paulo, SP: Pearson Prentice Hall, 2010.

PEREIRA, E. et al. Dieta cetogênica: como o uso de uma dieta pode interferir em mecanismos neuropatológicos. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, p.78-82, 2010. Disponível em: <<https://repositorio.ufba.br/ri/bitstream/ri/1535/1/3510.pdf>>. Acesso em: 9 out. 2021

PIB cai 4,1% em 2020 e fecha o ano em R\$ 7,4 trilhões. **Agência de Notícias IBGE**, 03 mar. 2021. Disponível em: <<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/30165-pib-cai-4-1-em-2020-e-fecha-o-ano-em-r-7-4-trilhoes>>. Acesso em: 13 out. 2021.

SILVA, Felipe; MANFRINATO, Marcos. **Comissionamento e estudo dos materiais PLA e ABS processado através da manufatura aditiva**. Relatório final de projeto de iniciação científica – Fatec Sorocaba. Sorocaba – SP, p. 33. 2019.

SILVA, Paulo J. S. Fórmula de Taylor e Aproximação de Derivadas. **Unicamp**, p. 1-7, set. 2017. Disponível em: <https://www.ime.unicamp.br/~pjssilva/pdfs/notas_de_aula/ms211/Fórmula_de_Taylor_e_Aproximação_de_Derivadas.pdf>. Acesso em: 26 mar. 2022.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES. **Diretrizes da Sociedade Brasileira de Diabetes 2019-2020**. São Paulo: Editora Clannad, 2019.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES. **Manual de Contagem de Carboidratos Para Pessoas com Diabetes**. São Paulo, 2016.

SOARES, Thiago Coelho. **Finanças e Precificação**. 1ª edição. Palhoça, SC. UnisulVirtual, 2012.

STEWART, James. **Cálculo**: Volume 1. 7ª edição. São Paulo, SP. Cengage Learning, 2013.

WILLIAMS, R. et al. Global and regional estimates and projections of diabetes-related health expenditure: Results from the International Diabetes Federation Diabetes. **Elsevier**, 10 fev. 2020.