

Daniel Fuess Soares

**Desenvolvimento de Bancada Experimental
Para o Estudo do Controle e Aprendizado
Motor**

São Paulo

2017

Daniel Fuess Soares

Desenvolvimento de Bancada Experimental Para o Estudo do Controle e Aprendizado Motor

Texto apresentado à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo como requisito
para a conclusão do curso de graduação em
Engenharia Mecatrônica, junto ao Departa-
mento de Engenharia Mecatrônica e de Siste-
mas Mecânicos (PMR)

Orientador: Prof Dr Arturo Forner-Cordero

São Paulo

2017

Este relatório é apresentado como requisito parcial para obtenção do grau de Engenharia Mecatrônica na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. É o produto do meu próprio trabalho, exceto onde indicado no texto. O relatório pode ser livremente copiado e distribuído desde que a fonte seja citada.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	6
1.1	Descrição do Tema	6
1.2	Objetivos	7
1.3	Motivação	8
1.3.1	Mérito pessoal	8
1.3.2	Mérito técnico-científico	8
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	10
2.1	Controle Motor	10
2.2	Sono	11
2.3	Estado da Arte	11
3	METODOLOGIA	14
3.1	Pesquisa da Bibliografia	14
3.2	Requisitos Gerais	14
3.2.1	Sensores	15
3.2.2	Atuador	15
3.2.3	Interface	15
3.3	Parâmetros	15
3.4	Bancada Atual	16
3.4.1	Timing Coincidente	16
3.4.2	Marcha Ritmada por Metrônomo	17
4	EXPERIMENTOS	18
5	SETUP EXPERIMENTAL PARA ESTUDO DO CONTROLE MOTOR DO BRAÇO	20
5.1	Projeto Básico	20
5.2	Projeto Elétrico	20
5.2.1	Câmera	21
5.2.2	Comunicação de sensores	21
5.3	Projeto Mecânico	22
5.4	Projeto de Programação	24
5.4.1	Diagramas de Casos de Uso	25
5.4.2	Diagramas de Sequência	25
5.4.3	Diagramas de Componentes	25

6	RESULTADOS	29
	REFERÊNCIAS	30

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Ciclo de pesquisa da biomecatrônica proposto. Autor da imagem: Arturo Forner-Cordero	9
Figura 2 – Modelo de controle motor humano interno. Fonte: Prof R Shadmehr Lecture Notes	11
Figura 3 – Setup experimental utilizado até Junho de 2017.	16
Figura 4 – Estrutura física da câmera usada nos experimentos.	17
Figura 5 – Demonstração da latência de 100ms da <i>webcam</i> utilizada no experimento de <i>timing</i> coincidente. Elaboração própria.	19
Figura 6 – Projeto básico para a bancada de <i>timing</i> coincidente. Elaboração própria	20
Figura 7 – Diagrama de blocos do projeto elétrico, indicando a interação de cada componente. Elaboração própria.	20
Figura 8 – Mesa utilizada para a tarefa de <i>timing</i> coincidente, com a área de trabalho teórica demarcada. Elaboração própria	22
Figura 9 – Junta angular utilizada para conectar os dois perfis e possibilitar a movimentação da câmera na horizontal. Fonte: OBR Equipamentos Industriais Ltda	23
Figura 10 – Perfil de alumínio 40x40 mm com ranhura de 10 mm utilizado para o projeto. Fonte: OBR Equipamentos Industriais Ltda	23
Figura 11 – Casos de uso do Computador. Elaboração própria	26
Figura 12 – Casos de uso do Arduino. Elaboração própria	26
Figura 13 – Diagrama de Sequência. Elaboração própria	27
Figura 14 – Diagrama de Componentes do Computador. Elaboração própria	27
Figura 15 – Diagrama de Componentes do Arduino. Elaboração própria	28

1 INTRODUÇÃO

O aprendizado motor engloba as mudanças internas no sistema nervoso que melhoram as habilidades motoras através da prática de uma determinada tarefa (SCHMIDT; LEE, 1999). Estas alterações são conhecidas e compreendidas pela neuroplasticidade do sistema nervoso. Esta área do aprendizado humano tem as bases de seu estudo no final do século XIX, mas somente depois de aproximadamente cinquenta anos que obteve atenção para estudos científicos além do que já era proposto (NEWELL; RANGANATHAN, 2009).

No processo de aprendizado de habilidades, a adaptação motora pode ser tratada como uma resposta do sistema neuro-musculo-esquelético a novos objetivos ou mudanças nas condições estabelecidas, que se ajusta a estratégias motoras já conhecidas (NEWELL; RANGANATHAN, 2009). Diminuir os erros espaciais e/ou temporais através de mudanças nas ativações musculares enquanto outros requisitos são levados em consideração, como, por exemplo, a diminuição do consumo de energia, faz parte da meta da aquisição de uma habilidade (SHADMER; WISE, 2005). A adaptação motora também envolve a capacidade de transferir habilidades treinadas anteriormente para um contexto novo, que envolve modificações no controle motor (KRAKAUER et al., 2006).

Há três modalidades de controle que envolvem o desempenho motor. Primeiramente, o controle preditivo ou *feedforward*, que compensa os delays de *feedback* do sistema sensorimotor; o controle reativo, que utiliza o *feedback* sensorial para atualizar e modificar o movimento de acordo com a necessidade; e o controle biomecânico, que modula a precisão do membro atuante (WOLPERT; DIEDRICHSEN; FLANAGAN, 2011).

A fim de estudar o aprendizado e adaptação, é possível criar tarefas e variar artificialmente suas condições para que a redução da variabilidade dos resultados possa ser observada. A utilização de ambientes virtuais, capazes de manipular o *feedback* sensorial através do uso de recursos tais quais sons e imagens, pode fornecer algoritmos de aprendizado adaptativos para criar padrões individualizados (STRAKER et al., 2001). Eles também são úteis para o estudo dos efeitos de alguns fenômenos do corpo, como o sono e sua privação e desenvolver métodos de reabilitação de pacientes, possibilitando a execução de tarefas que normalmente não seriam possíveis em determinado ambiente que podem auxiliar determinadas pessoas.

1.1 Descrição do Tema

O Laboratório de Biomecatrônica do Dep. de Sistemas Mecatrônicos e Mecânicos da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo realiza estudos sobre aprendizado motor com tes-

tes de *timing* coincidente (MOURA; SOUZA; QUADRADO; FORNER-CORDERO, 2016; QUADRADO; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2014; FORNER-CORDERO; QUADRADO; TSAGBEY; SMITS-ENGELSMAN, 2017) e de marcha (FORNER-CORDERO et al., 2014) empregando, entre outras técnicas, realidade virtual com *feedback* visual e auditivo, análise dos dados de eletromiografia(EMG) e inerciais de uma Unidade de Medição Inercial (IMU) e sistema de captura de movimento.

Tarefas de *timing* coincidente consistem em realizar uma determinada tarefa, como alcançar um alvo fixo com a mão, no mesmo instante em que outro evento ocorre, uma imagem alcançar o alvo, por exemplo. Experimentos deste tipo foram estudados no passado como um paradigma para avaliar modelos de aprendizado motor (SCHMIDT; WHITE, 1972; WRISBERG; RAGSDALE, 1979). Atualmente, com a introdução de reabilitação utilizando equipamentos robóticos para induzir o aprendizado motor (CASELLATO et al., 2012), a possibilidade de melhoria do aprendizado numa tarefa de *timing* coincidente sob aplicação de força durante curtas sessões experimentais se tornou importante e este conceito foi implementado no protocolo experimental do Laboratório de Biomecatrônica com a introdução de atuadores para gerar perturbações de força no experimento (MOURA; SOUZA; QUADRADO; FORNER-CORDERO, 2016; FORNER-CORDERO; QUADRADO; TSAGBEY; SMITS-ENGELSMAN, 2017; UMEMURA; SOARES; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2017).

Assim, é proposto a avaliação dos equipamentos utilizados nos respectivos testes, comparando os métodos utilizados com novos, que serão propostos de acordo com as observações realizadas e de possível implementação aos sistemas. O trabalho terá como foco a tarefa de *timing* coincidente, na qual houve participação na elaboração de um artigo que contempla possíveis efeitos da restrição do sono no controle e aprendizado motor (UMEMURA; SOARES; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2017).

A marcha foi contemplada para manter uma modularidade abrangente.

1.2 Objetivos

De acordo com o que foi descrito, o trabalho tem como objetivos:

- Analisar os equipamentos empregados em suas respectivas tarefas para o estudo do controle e aprendizado motor, apontando possíveis melhorias e modificações
- Definir os requisitos da bancada experimental
- Projetar possíveis alterações, utilizando das avaliações dos estímulos gerados (visual e auditivo) e das medidas das respostas como parâmetros
- Obter resultados experimentais dos projetos

- Avaliar o desempenho dos projetos, comparando-os com os resultados e a análise obtidos dos equipamentos anteriores

1.3 Motivação

1.3.1 Mérito pessoal

A motivação inicial do trabalho se deve ao meu interesse na área da medicina do sono, uma área de estudos relativamente recentes e abrangente. O Laboratório de Biomecatrônica é um dos poucos do mundo a realizar experimentos focando o estudo do sono e seus efeitos no aprendizado motor, o que me levou a auxiliar na publicação de um artigo ([UMEMURA; SOARES; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2017](#)), como uma preparação para um possível futuro trabalho de pós-graduação, e a realizar este trabalho para aprimorar um método de pesquisa que estou familiarizado.

1.3.2 Mérito técnico-científico

Este trabalho visa a avaliação e melhoria dos estudos realizados em laboratório para controle e aprendizado motor, buscando praticidade, acurácia e precisão, tanto para aquisição quanto para a análise dos dados, através do desenvolvimento da bancada experimental utilizada nos testes.

O estudo do controle motor humano permite o desenvolvimento de modelos que possam ajudar no acompanhamento de doenças neuromotoras e na reabilitação de pacientes através de terapias mais efetivas. O aprendizado e o treinamento de pessoas, como idosos e deficientes, em diferentes atividades motoras também podem ser beneficiados com pesquisas nessa área ao aperfeiçoarmos as técnicas utilizadas com os resultados obtidos. Além disso, o controle motor biológico possui aspectos úteis para a concepção de sistemas biomiméticos, possibilitando novas arquiteturas de controle e a criação de robôs bioinspirados ([FORNER-CORDERO, 2017](#)).

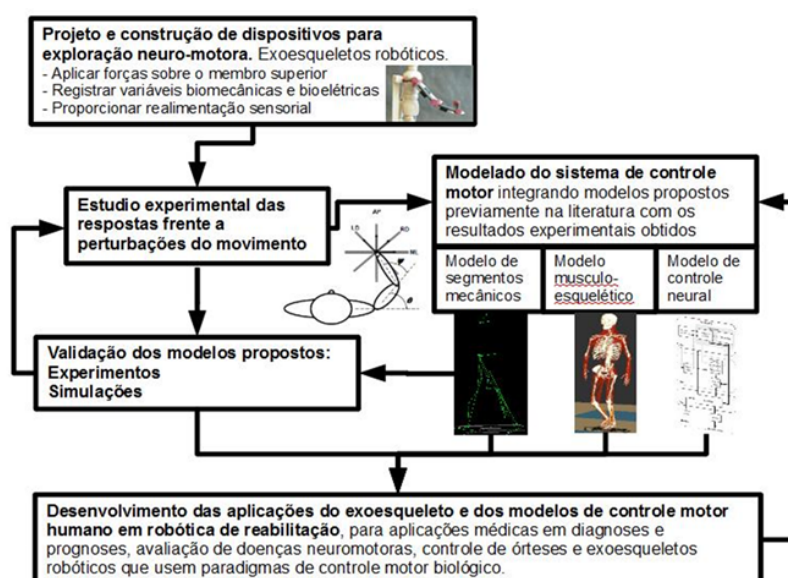


Figura 1 – Ciclo de pesquisa da biomecatrônica proposto. Autor da imagem: Arturo Forner-Cordero

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Controle Motor

O controle motor humano baseia-se nos sistemas nervoso e muscular e houve diversas tentativas de estudo e modelagem do controle motor humano na Biomecatrônica, mas os modelos ainda são limitados e necessitam de mais validações e desenvolvimento. Duas dessas teorias sobre o controle motor biológico são a de modelos internos e de modulação de impedâncias.

Para adaptar as modificações externas ao corpo, o sistema nervoso conseguiria evitar cálculos complexos de um modelo ao aproveitar as propriedades visco-elásticas do sistema neuromuscular. A partir dos diferentes níveis de contração muscular e ganhos dos reflexos, essas propriedades podem ser reguladas. Como o ser humano consegue compensar diversos efeitos dinâmicos externos ([SHADMEHR; MUSSA-IVALDI, 1994](#)), o controle humano poderia ser considerado como um sistema de realimentação com controle de impedâncias ([HOGAN, 1985](#)). Este modelo é a base de várias outras teorias de controle motor, como o modelo lambda e a teoria do ponto de equilíbrio.

Os modelos internos são processos neuronais que reproduzem a dinâmica do corpo e sua interação com o ambiente, capazes de implementar um sistema antecipatório de controle pré-alimentado ([KAWATO; FURUKAWA; SUZUKI, 1987](#)). A necessidade desse sistema é pressuposta devido às elevadas demoras para a transmissão de informações pelos neurônios ([SHADMER; WISE, 2005](#)). Os processos neuronais predizem as consequências de cada ação motora de acordo com o que o corpo percebe sensorialmente, em função do comando motor enviado. As correções geradas nesse modelo ocorreriam a partir da comparação da entrada sensorial e a predição. Assim, este mecanismo é capaz de compensar os grandes atrasos da transmissão neuronal e possibilitar que novas tarefas motoras sejam aprendidas. Como o corpo humano recebe a influência de forças externas ao interagir com seu entorno, o sistema de controle motor é levado a gerar uma compensação. O processo de aprendizagem para compensar essas forças consiste na formação de modelos internos, com o cerebelo tendo um papel importante nele ([WOLPERT; MIAL; KAWATO, 1998](#)).

Para controle de atividades de baixo nível, temos o controle por reflexo. O reflexo é uma reação pré-programada que age como resposta a um estímulo gerado no sistema nervoso, ou seja, não possui predição.

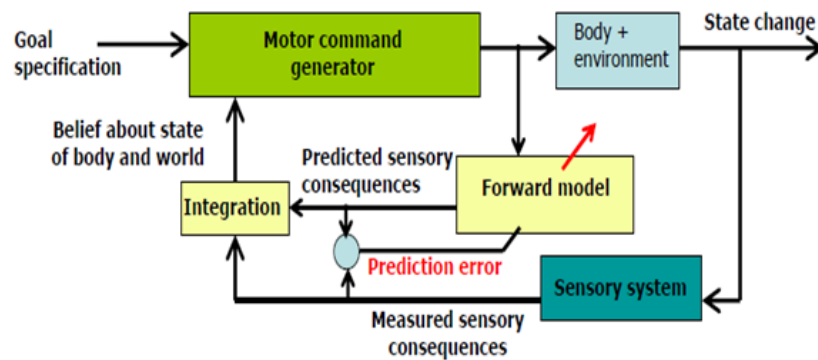


Figura 2 – Modelo de controle motor humano interno. Fonte: Prof R Shadmehr Lecture Notes

2.2 Sono

O estudo do sono e seus efeitos no ser humano tomaram importância significativa como estudo científico depois da definição do estado de sono REM (*Rapid Eye Movement*) em 1953 (SHEPARD et al., 2005). A compreensão do sono pode ser feita através de medidas objetivas, como a polissonografia e a actigrafia, ou subjetivas, na forma de diários do sono e questionários. Desta forma é possível diagnosticar uma série de problemas que envolvem esta área da medicina, como a privação do sono, que não só é um sintoma, mas é causa de alterações na performance motora e nas funções cognitivas (GOEL; RAO; DURMER; DINGES, 2009).

Existem poucos trabalhos que estudaram o desempenho motor sob privação crônica de sono e, neste contexto, o Laboratório de Biomecatrônica é pioneiro, tendo um artigo completo sobre o efeito do sono na postura (FURTADO et al., 2016) e o artigo que participei sobre o aprendizado motor sob privação do sono (UMEMURA; SOARES; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2017).

2.3 Estado da Arte

O estudo do controle e aprendizado motor do ser humano é abordado de diversas formas diferentes, através de equipamentos e técnicas variadas para determinadas partes dessa área e de acordo com o foco da pesquisa de cada artigo. Há variações na tarefa de *timing* coincidente como uso de perturbações, utilização de exoesqueleto, *feedback* apenas visual ou apenas auditivo, alteração no *feedback* visual por cores, percepção da força aplicada pelo sujeito de teste. Na tarefa da marcha, a modificação mais aparente foi a utilização de um sistema inteligente para o controle do ritmo do sujeito de testes.

Os trabalhos de *timing* coincidente publicados pelo Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica (QUADRADO; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2014; MOURA;

SOUZA; QUADRADO; FORNER-CORDERO, 2016; UMEMURA; SOARES; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2017) realizaram a tarefa através do uso de um programa de realidade aumentada com *feedback* auditivo e visual. Ela consistia em acertar com a mão um alvo virtual caindo em um monitor posicionado a frente do sujeito enquanto este utiliza fones de ouvido para receber sons de acerto ou erro. O alvo real é posicionado em uma mesa e o movimento no plano horizontal deve ser realizado com a flexão do cotovelo para alcançar o alvo da mesa, registrado por webcam, simultaneamente ao alvo virtual. Os trabalhos de Quadrado et al. e Umemura et. al utilizam uma carga previsível ao restringir o movimento do sujeito com uma banda elástica em alguns dos testes e em outros, nada. Assim, todos os sujeitos tiveram a mesma aplicação de força contrária ao movimento de alcançar o alvo. Moura et al. utiliza um exoesqueleto de braço com um grau de liberdade para gerar perturbação mecânica na tarefa de flexão do cotovelo. O exoesqueleto impôs uma resistência ao movimento com torque constante. Também é proposto no artigo o uso do exoesqueleto para fornecer cargas controláveis, para melhorar o processo de aprendizado ou de desempenho na tarefa, e por ele ser portátil, a possibilidade de uso em tarefas no plano vertical.

Ota et. al (OTA; SHINYA; KUDO, 2013) realizaram um estudo de desempenho em uma tarefa de *timing* coincidente sob risco, no caso através de pontuação. O objetivo do artigo de identificar a estratégia de controle e aprendizado motor teve sujeitos recebendo o máximo de pontos ao acertar o tempo alvo, mas não recebiam nada se pressionassem após o tempo. Foi utilizado um sistema de aviso sonoro para o início do teste, seguido por um período de espera e uma indicação visual. Um tempo específico passa do aviso visual e os sujeitos devem apertar o botão.

Para investigar a percepção de cor em diferente pontos no tempo durante uma ação para interceptar um objeto virtual em jogadores de baseball e pessoas que não jogavam baseball, Sasada et. al (SASADA et al., 2015) fez uso de um projetor para simular um objeto em movimento que mudava de cor, um temporizador e dois tipos de sensores para captar as respostas dos sujeitos. O primeiro é composto de sensores de infravermelho que detectam quando o sujeito passa um bastão de baseball por eles e o segundo é um botão manual, ambos colocados no local de chegada do alvo. Foram mantidos o tempo de aviso inicial e velocidade do alvo e o temporizador mede o tempo entre o início da tarefa, marcado pelo começo do movimento do alvo, e o tempo de resposta.

O uso de uma mesa digitalizadora, caneta e um monitor por Ranganathan e Newell (RANGANATHAN; NEWELL, 2010) possibilitou o estudo da influência causada pela introdução de variabilidade em uma tarefa de controle motor. A tarefa consistia de colocar a caneta na mesa, sobre um círculo inicial, e movê-la sem encostar nos obstáculos colocados, passando pelo alvo. Para que fosse considerado como acerto, o sujeito deveria cumprir o proposto em um intervalo de tempo estabelecido. No trabalho, a posição do alvo ou de

alvos intermediários colocados eram alteradas para um dos grupos.

3 METODOLOGIA

3.1 Pesquisa da Bibliografia

O ponto inicial da aquisição da bibliografia se deu através dos artigos já publicados pelo Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica, do qual o autor colabora. A partir deles, foi possível pesquisar trabalhos relevantes a partir de citações de outros artigos e dos autores.

Outros trabalhos relevantes foram encontrados através do site *Scopus*, um banco de dados bibliográfico que contém resumos e citações de artigos acadêmicos. No caso, o foco da pesquisa foi em dispositivos experimentais para *timing* coincidente e para ritmo da marcha. As palavras-chave utilizadas foram "*coincident timing*" e as buscas foram limitadas para as áreas de Engenharia, Neurociência, Ciência da Computação e Multidisciplinar, obtendo 39 resultados. Para o estudo da marcha, foi utilizado "*gait*" *AND* *rhythm*, com as mesmas limitações, e obteve-se 362 documentos.

3.2 Requisitos Gerais

- **Sincronização dos equipamentos:** Uma adaptação na bancada experimental deve ser proposta para facilitar a realização da tarefa por uma melhor sincronia entre os dados registrados. A facilitação das análises e observações dos dados nos testes garante uma redução no tempo gasto nos estudos.
- **Latência:** A tarefa deve ser desempenhada com a melhor sincronia acessível entre a atividade realizada, o registro dos sensores, o processamento dos dados e a simulação do computador para o feedback visual, excluindo um dos fatores para adaptação do movimento do usuário.
- **Dados adicionais:** O aumento da quantidade de dados adquiridos e, consequentemente, de possível melhoria dos estudos, pode ser realizado implementando novos sensores, como a interface cérebro-máquina (BCI), ou mecanismos.
- **Segurança:** O trabalho deve propor um projeto que mantenha a integridade física e moral dos sujeitos aos experimentos que utilizem a bancada.
- **Higiene:** A facilidade de limpeza dos equipamentos e do manuseio para que não haja contaminação ou sujeira, tanto dos sujeitos de teste quanto do pesquisador.

- **Ergonomia:** Deve ser levado em consideração o conforto do sujeito de teste para que possa realizar a tarefa de maneira mais natural quanto possível.

3.2.1 Sensores

- Robustez
- Frequência
- Resolução

3.2.2 Atuador

- Controle da força aplicada

3.2.3 Interface

- Taxa de atualização da imagem (*Refresh rate*)
- Resolução
- Controle dos parâmetros do atuador

3.3 Parâmetros

- Os registros dos dados devem poder ser referidos na mesma base de tempo e a sincronização dos equipamentos não deve interferir com a captura de dados.
- A latência do projeto deve ser inferior à latência de reconhecimento visual humano, que está por volta de 30ms (33 *frames* por segundo). Considerando as diferenças temporais encontradas nos dados experimentais, seria recomendável uma latência de atualização da imagem de no máximo 25 ms.
- A resolução da interface deve ser suficiente para o sujeito reconhecer a tarefa e o membro superior atuante.
- A interface deve ser capaz de comunicar e enviar comandos para um exoesqueleto ou uma interface háptica, de acordo com a tarefa proposta ao sujeito e programada previamente.

3.4 Bancada Atual

3.4.1 Timing Coincidente

Um programa criado no Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos simula em uma tela de computador um objeto virtual se movendo em velocidade constante, representado por um cubo caindo. A tarefa consiste em dez cubos mostrados simultaneamente na tela e eles mudam de cor em sequência, como se estivesse caindo, até o último cubo, que é o alvo virtual, que deve coincidir com o real. Essa simulação é sobreposta ao mundo real, capturado por uma *webcam* (Microsoft LifeCam VX-2000), e posicionada de acordo com o alvo real, reconhecido pelo programa. A câmera é posicionada acima de uma mesa, onde deve conseguir obter a área de captura do alvo real. Ela é presa por um suporte composto por uma estrutura de metal triangular presa à parede na vertical, conhecida como "mão francesa" com um suporte de câmera acoplado (Figura 4). Durante a execução da tarefa, é considerado um "acerto" quando o alvo real é escondido dentro de um período de 0,2 segundos que o alvo virtual coincide com ele na tela. O programa salva os resultados em arquivos de texto para cada bateria de testes realizada.

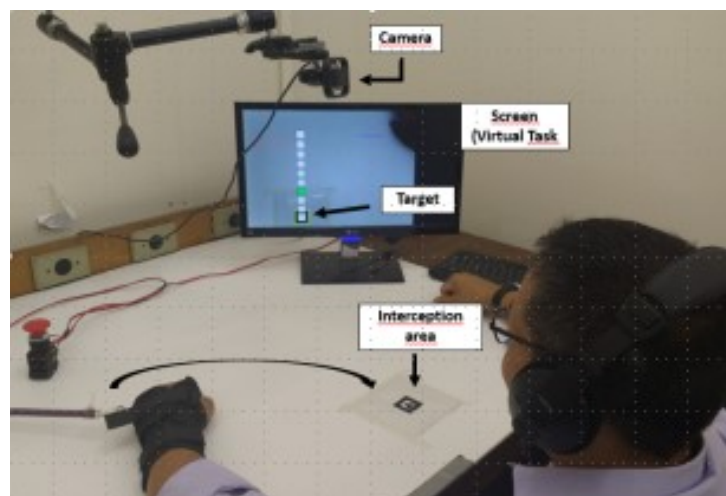


Figura 3 – Setup experimental utilizado até Junho de 2017.

O voluntário é posicionado à frente da mesa utilizada, em um ambiente quieto, com o braço que fará o movimento apoiado nela e sentado. Ele é equipado com fones de ouvido para receber a resposta auditiva e uma luva para que uma banda elástica que proporciona carga no movimento seja acoplada. Eletrodos de EMG (BTS FREEEMG 1000) são colocados nos bíceps braquiais e tríceps do braço de acordo com o protocolo SENIAM (SENIAM, Acessado em 02/02/2017) e um sensor inercial (IMU, VN100, VectorNav, EUA) é preso no dorso da mão para medir a trajetória, velocidade e aceleração da mão na tarefa.

Na tarefa, três computadores são utilizados. Um deles para realizar a simulação, outro para receber os dados dos EMG, que começa o registro a partir de um *trigger*,

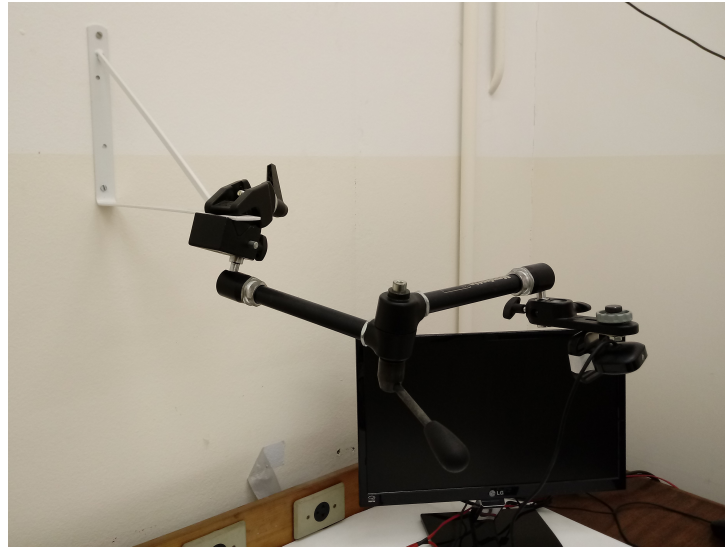


Figura 4 – Estrutura física da câmera usada nos experimentos.

um botão que o usuário deve pressionar para o início da tarefa que o instrutor do teste posiciona para cada bateria. O terceiro conecta o IMU e grava os dados recebidos através do *software* MATLAB[®] utilizando a *toolbox* necessária. O programa é inicializado quando o supervisor o executa com o tempo necessário de registro.

3.4.2 Marcha Ritmada por Metrônomo

Os experimentos de marcha são realizados em uma esteira (Movement - LX160 Treadmill) e o sujeito é instruído a caminhar seguindo o ritmo dos sons de um metrônomo, que possui suas partes do hardware e software personalizados no Laboratório de Biomecatrônica. O equipamento do metrônomo é baseado em um Arduino Uno com um circuito personalizado interfaceado com a ativação do EMG(BTS FREEEMG 1000) para ativar LEDs infravermelho simultaneamente ao sistema de eletromiografia. Estes LEDs são detectados pelo sistema de captura de movimento.

O sistema de captura de movimento é composto por sete câmeras (Flex 13 OptiTrack - NaturalPoint, Inc.), que emitem infravermelho para capturar o posicionamento de refletores colocados nos membros inferiores do sujeito e possuem um *frame rate* de 120FPS (aprox. 8,3ms), e o software Motive (NaturalPoint, Inc.).

Durante o experimento, a esteira permanece em velocidade constante, a 4km/h, mas o sujeito deve acompanhar variações lineares de frequência no metrônomo.

4 EXPERIMENTOS

A partir de Outubro de 2015, participei nos experimentos das bancadas citadas no Capítulo 3, o que deu origem ao artigo para avaliar o efeito da restrição do sono no controle e aprendizado motor (UMEMURA; SOARES; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2017) e a produção de outros para publicação futura. Durante aproximadamente 19 meses foi realizado o procedimento necessário para a aquisição de dados, que consiste de adquirir voluntários com o perfil desejado, avaliar as características do sono deles durante duas semanas com actímetros e questionários e efetuar os experimentos ao final deste período.

Os actímetros são instrumentos com acelerômetros colocados geralmente no pulso que gravam a atividade motora da pessoa e, a partir de algoritmos de um software próprio, indica quando a pessoa esteve acordada ou dormindo. O Laboratório de Biomecatrônica utiliza o actímetro ActTrust com o software ActStudio (Condor Instruments Ltda) para realizar o estudo do sono.

Minha contribuição na pesquisa foi na obtenção e orientação de voluntários, manuseio dos equipamentos, realização dos experimentos e análise dos dados adquiridos. Essa proximidade com as atividades exercidas durante o tempo referido possibilitou uma avaliação das bancadas experimentais e a percepção de que otimizações eram necessárias para aumentar a performance, facilitar a aquisição e análise dos dados e viabilizar flexibilidade e compatibilidade com possíveis novos protocolos de pesquisa.

Um dos primeiros aspectos observados da tarefa de *timing* coincidente foi a falta de sincronia entre os equipamentos utilizados, que requeriam diferentes ativações em três computadores diferentes. Isso deixava cada conjunto de dados de cada equipamento com horários de início e durações diferentes, pois o desligamento do equipamento também não é simultâneo. Este problema foi parcialmente contornado pela utilização de um botão, que inicia a gravação dos dados do EMG e gera um pico de aceleração vertical no sensor inercial, indicando o começo do teste. No entanto, não é possível sincronizar com o programa do experimento, pois ele registra apenas se o voluntário acertou ou não e o tempo em que ele se adiantou ou atrasou para acertar.

Durante a realização do teste, uma pessoa deve iniciar cada uma das execuções do movimento pelo teclado do computador. No entanto, a posição do monitor (Figura 3), a curta extensão do cabo do teclado e o espaço disponível dificultam para essa pessoa supervisionar a imagem da tela e iniciar a próxima ação, exigindo que a pessoa se incline para poder observar a tela e que o voluntário não fique corretamente de frente para a mesa.

Diversas vezes foi observado tremores nas imagens obtidas pela câmera no teste

de *timing* coincidente causados pela passagem de carros e caminhões na rua próxima ao laboratório e pela instabilidade da câmera utilizada, acoplada à parede. Isso gerava oscilações no processamento de imagem do programa utilizado, exigindo por vezes que aquela bateria de testes fosse repetida. Além disso, a *webcam* apresenta atraso entre a imagem registrada e processada pelo software e a realidade. Ela possui *frame rate* de 30 *frames* por segundo e um atraso de imagem de aproximadamente 100 ms (Figura 5), gerando a necessidade de adaptação de movimento do usuário. Isso pode interferir na curva de aprendizagem do voluntário e dificulta a análise dos dados quando comparados aos registros do sensor inercial e do EMG.

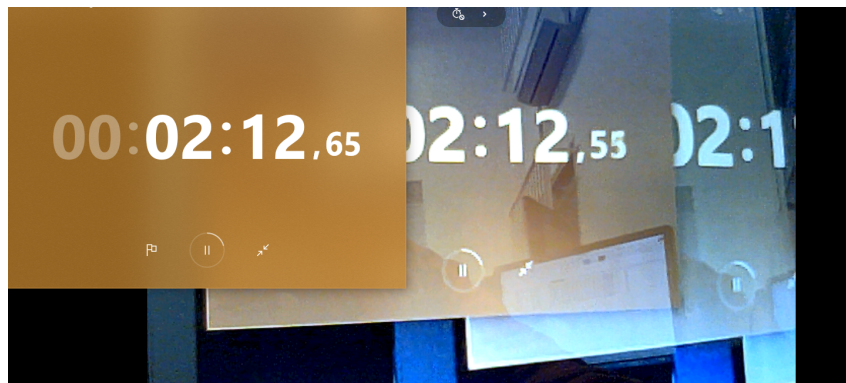


Figura 5 – Demonstração da latência de 100ms da *webcam* utilizada no experimento de *timing* coincidente. Elaboração própria.

Como o atuador utilizado para proporcionar uma força oposta ao movimento é uma banda elástica, a carga aplicada independe do usuário. Como foram diversos voluntários com perfis variados, o ideal seria a aplicação de uma carga controlada de acordo com a força e a velocidade aplicadas pelos voluntários. Já foram realizados testes com exoesqueletos, mas estes precisavam ser aprimorados, logo a banda elástica continuou sendo o padrão dos experimentos.

5 SETUP EXPERIMENTAL PARA ESTUDO DO CONTROLE MOTOR DO BRAÇO

5.1 Projeto Básico

Ao avaliar tudo o que foi apresentado nas seções anteriores, o seguinte projeto básico foi estabelecido:

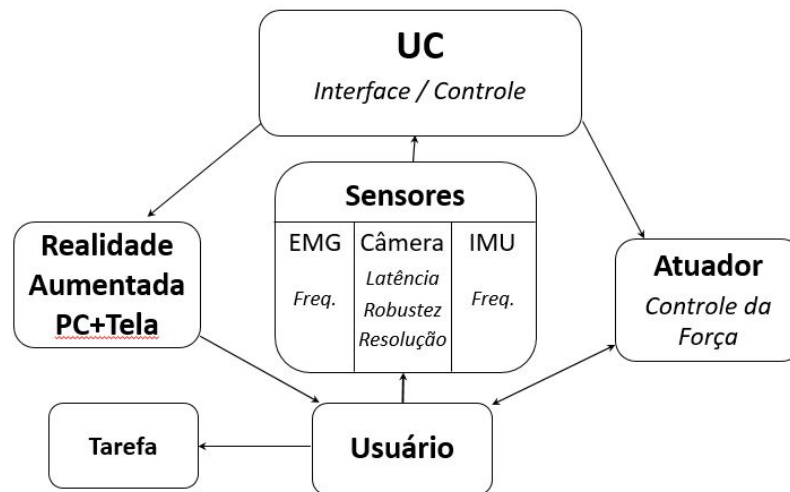


Figura 6 – Projeto básico para a bancada de *timing* coincidente. Elaboração própria

5.2 Projeto Elétrico

Abaixo o diagrama de blocos do sistema elétrico:

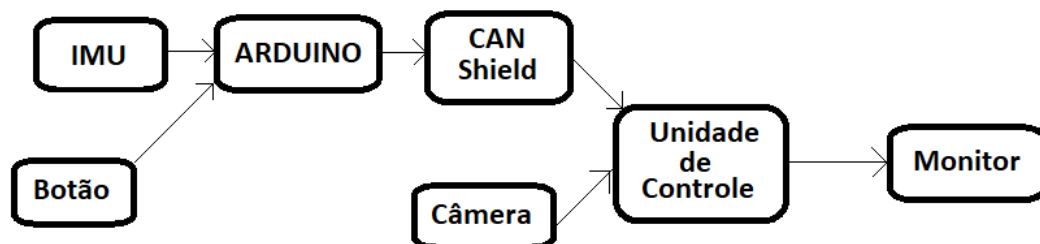


Figura 7 – Diagrama de blocos do projeto elétrico, indicando a interação de cada componente. Elaboração própria.

5.2.1 Câmera

Para o projeto, três câmeras foram cogitadas: a Pixy CMUcam5 (Charmed Labs), a Flex 13 Optitrack (NaturalPoint, Inc), e o Leap Motion (LeapMotion, Inc).

A Pixy CMUcam5 possui um pré-processamento de dados interno, de baixo custo, consegue se comunicar com várias interfaces, software e firmware *open-source*, entre outros aspectos vantajosos. No entanto, não possui novas atualizações desde 2016 e tem uma latência relativamente alta, quando comparada com as outras 2 câmeras, de 20 ms.

O Leap Motion, através de duas câmeras e três LEDs infravermelhos, percorre uma área e consegue realizar reproduções 3D do que ele registra no computador, possibilitando sua utilização para realidade aumentada e realidade virtual. Seu *frame rate* é de 120 FPS, assim como a Flex 13.

A Flex 13 é uma câmera de alta resolução (13 megapixels), baixa latência, mas de alto custo. No entanto, por ela já ser utilizada no Laboratório de Biomecatrônica e há a disponibilidade para uso, seu custo é desconsiderado.

Assim, a câmera utilizada para o projeto será a Flex 13 Optitrack, da NaturalPoint, Inc, mas observados os aspectos técnicos do Leap Motion, sua utilização futura é plausível para aprimoramentos e diferentes utilizações na tarefa.

5.2.2 Comunicação de sensores

Neste projeto, é utilizado uma unidade de sensor inercial (IMU, VN100, VectorNav) para registrar o movimento do braço do voluntário dos testes. Para a obtenção dos dados gerados por esse sensor, optou-se por utilizar o protocolo de comunicação CAN (*Controller Area Network*). Este protocolo é caracterizado pelo controle de latência máxima, evitar o congestionamento de dados através do controle de acesso e mantendo a taxa de amostragem. Essas características são essenciais para uma boa coleta dos dados gerados e para a implementação futura de outros sensores e/ou atuadores, como um exoesqueleto ou um *gripper*, junto a IMU.

Para utilizar este protocolo de comunicação junto ao sensor inercial, é implementado um circuito composto pela IMU, um Arduino ATmega2560 e um *shield* CAN, composto pelos CIs MCP2551(CAN *Transceiver*) e MCP2515(Controlador CAN), compatível com o microcontrolador. A IMU possui dois tipos de interface de comunicação: Serial RS-232 e TTL. Como o *shield* de barramento CAN só se comunica por SPI com o microcontrolador ou por CAN com os sensores, e o Arduino não é compatível com os níveis de voltagem RS-232, conecta-se por TTL a IMU com o Arduino para, assim, conseguir se comunicar com o protocolo CAN. No entanto, o sensor inercial não possui uma conexão física compatível com o Arduino e seus pinos são do tipo Harwin M80-5001042, menores e mais próximos do que o tamanho de um jumper padrão. Portanto, foi utilizado o kit de desenvolvimento

do sensor inercial para poder simular o funcionamento dele e, posteriormente, adaptar o sensor para conectar com o Arduino.

Para o funcionamento do projeto, é necessário gerar uma hierarquia de comandos neste protocolo.

5.3 Projeto Mecânico

O projeto mecânico consiste de um suporte móvel para a câmera visando a estabilidade desta, robustez para suportar outros dispositivos que não ultrapassem um determinado peso e que tenha uma extensão suficiente para cobrir a área de trabalho da tarefa.

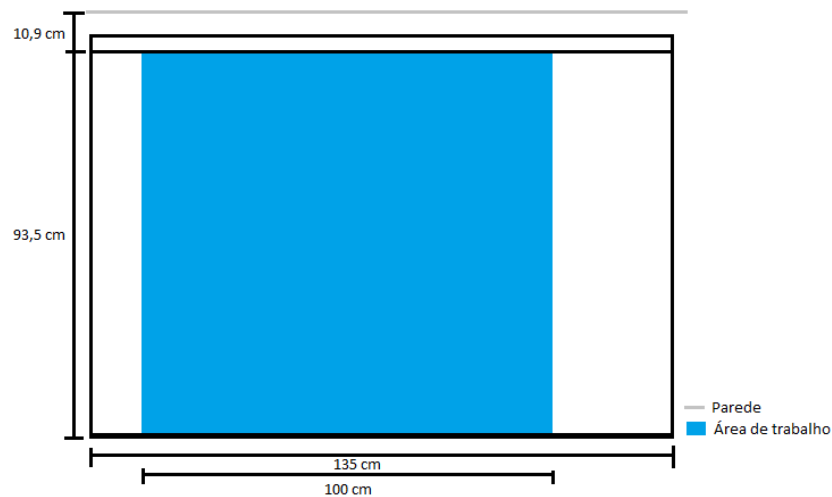


Figura 8 – Mesa utilizada para a tarefa de *timing* coincidente, com a área de trabalho teórica demarcada. Elaboração própria

Foi possível determinar uma extensão para o suporte de forma que fosse possível atender o espaço desejado considerando-se as dimensões apresentadas, admitindo-se que o suporte estará fixo na parede e contabilizando o campo de visão da câmera. Para que a imagem não fosse diferenciar muito da anterior em tamanho, foi determinado que a câmera deve ficar por volta de 50 cm acima da mesa, sendo o campo de visão da Flex13 a essa altura de aproximadamente 48,9 cm na horizontal e de 40,1 cm na vertical. A extensão do suporte escolhida foi, então, de 81 cm no total, contabilizando o perfil no qual a câmera será acoplada de 70 cm, o perfil que será colocado junto a parede de 5 cm e a junta angular utilizada.

Para garantir a robustez do projeto, resistência aos esforços gerados pelo próprio peso da estrutura e o peso da câmera (0,2 kg), mínima deformação e baixo custo, foi escolhido o alumínio como material. Desta forma, optei por uma estrutura a partir de perfil de alumínio (Figura 10), por sua menor massa, maior praticidade e maiores possibilidades

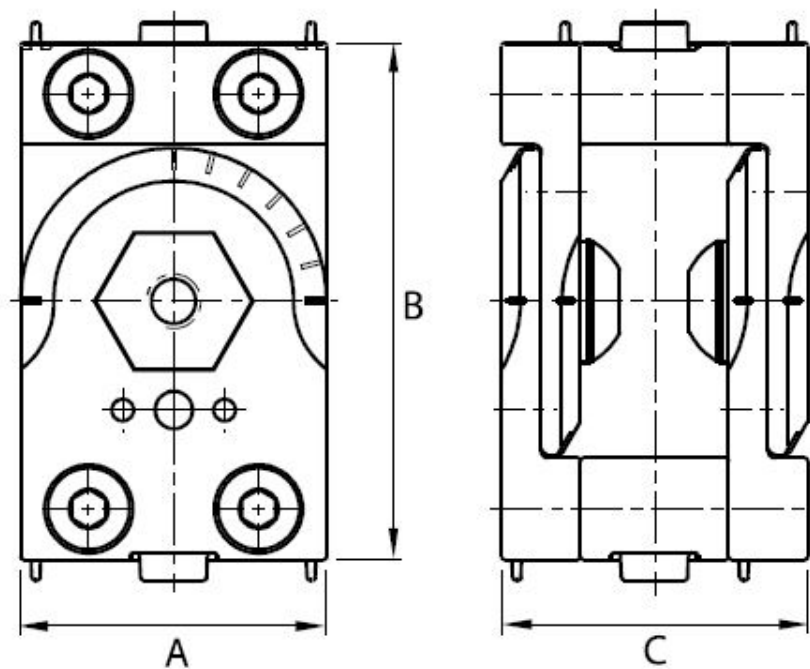


Figura 9 – Junta angular utilizada para conectar os dois perfis e possibilitar a movimentação da câmera na horizontal. Fonte: OBR Equipamentos Industriais Ltda

de trabalho com essa estrutura, como, por exemplo, a utilização de peças e equipamentos já desenvolvidos para ela, como a junta angular.

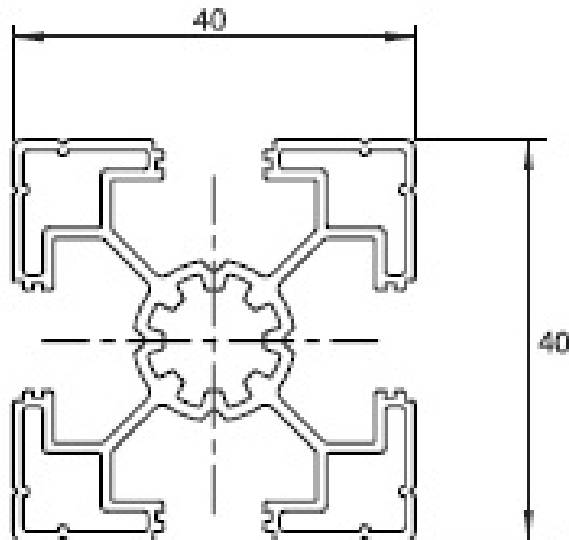


Figura 10 – Perfil de alumínio 40x40 mm com ranhura de 10 mm utilizado para o projeto. Fonte: OBR Equipamentos Industriais Ltda

De acordo com os dados fornecidos do perfil utilizado, o módulo de elasticidade(E) é de 70kN/mm^2 , o momento de inércia(I) é de $5,04\text{ cm}^4$, a resistência à tração (σ_t) é de 250N/m^2 e a massa por comprimento é de $0,86\text{ kg/m}$. Já a junta é composta de Zamak

(6,6 g/cm³, de acordo com a Eastern Alloys, Inc.) e, aproximando seu formato para dois "U"s conectados, possui um volume de 50,2 cm³. Os parafusos que conectam os perfis à junta são M12, o que torna a estrutura estável e evita um possível cisalhamento. O peso total da estrutura, sem contar os parafusos, é dado por:

$$P_{total} = P_{perfil70} + P_{perfil5} + P_{junta} + P_{camera} = 1176,32g \quad (5.1)$$

Para evitar a rotação da junta em relação ao perfil com o parafuso como eixo, a junta possui bloquinhos de Zamak que são colocados na face e que encaixam no rasgo do perfil, travando a junta em relação ao perfil.

5.4 Projeto de Programação

Uma das partes que integram o projeto é o desenvolvimento do *software*. Para isso, foi usado o UML e a linguagem C++. A linguagem Java foi considerada para ser utilizada, visto que é uma linguagem robusta, intercambiável nos diversos sistemas operacionais, graças a Java Virtual Machine, compatível com a biblioteca de processamento de imagem OpenCV e de relativo alto nível. No entanto, o desenvolvimento do software utilizando a câmera Flex 13 só é possível através de C++, pois as bibliotecas da câmera foram geradas pelo compilador do visual C++, o que torna esta a linguagem selecionada. Ela também é uma linguagem robusta, mas de um nível mais baixo. Também é compatível com a biblioteca OpenCV e a IDE utilizada para gerar o programa foi o Visual Studio 2015.

A Arquitetura utilizada no projeto consiste basicamente em 3 componentes, a Interface Homem Máquina, o PC e o Arduíno. Foram estabelecidos 4 requisitos que o programa deve seguir:

- Escolha de padrões

O supervisor deve poder escolher entre diversos tipos de padrão de velocidade dos blocos de sinal, que devem se "movimentar" até o sinal que sobrepõem o alvo virtual, nos quais estarão definidas se a velocidade de alcance do alvo será uniforme, influenciado pela gravidade, ou um ritmo pré-estabelecido. Ele também definirá o número de repetições que serão realizadas naquela bateria. Além disso, o supervisor também deverá ser capaz de poder interromper o programa, pausando sua execução ou simplesmente fechando o software.

- Identificação do alvo

O programa irá receber as imagens produzidas por uma câmera apontada para uma mesa e exibi-las numa tela, identificando um alvo nesta mesa. O programa não poderá começar se não identificar esse alvo. Assim que o voluntário apertar o botão

de *trigger*, o programa irá começar a tarefa a ser realizada e a gravação dos dados gerados.

- Contagem

Serão exibidos 10 blocos enfileirados com o alvo e, a partir do bloco mais longe do alvo, este bloco irá mudar de cor e voltar para a cor original, para então passar para o próximo, em ordem até o alvo, a partir do padrão de velocidade estabelecido pela interface de menu. Assim que o último bloco, que estará sobreposto ao alvo, alterar de cor, o voluntário deve esconder o alvo com a mão, gerando assim uma resposta de "acerto", caso tenha feito no tempo correto com uma margem de 0.2 ms. O programa deve exibir em algum lugar a contagem de tarefas realizadas na bateria em relação ao número estabelecido no menu e o tempo decorrido.

- Gravação dos dados

Assim que a última contagem da tarefa for realizada (contagem estabelecida nos padrões do menu), o programa deve salvar os dados gerados em um arquivo .csv e encerrar, voltando para o menu. O programa também deve reconhecer e gravar qual foi o tempo de "erro" do voluntário, salvando em números negativos, se o voluntário se antecipou, e positivos se ele atrasou

Utilizando a teoria de UML e diante dos requisitos estabelecidos, foram feitos os diagramas de Casos de Uso, Diagramas de Componentes para as plataformas do PC, Arduino e o Diagrama de Sequências. Para os diagramas de componentes foi utilizado o modelo MVC.

5.4.1 Diagramas de Casos de Uso

Primeiro foi desenhado o Diagrama de Casos de Uso do PC com base nos requisitos estabelecidos inicialmente.

5.4.2 Diagramas de Sequência

O diagramas de sequência mostra a troca de mensagens entre diversos objetos, delimitada o tempo.

5.4.3 Diagramas de Componentes

Os diagramas foram desenvolvidos no modelo MVC.

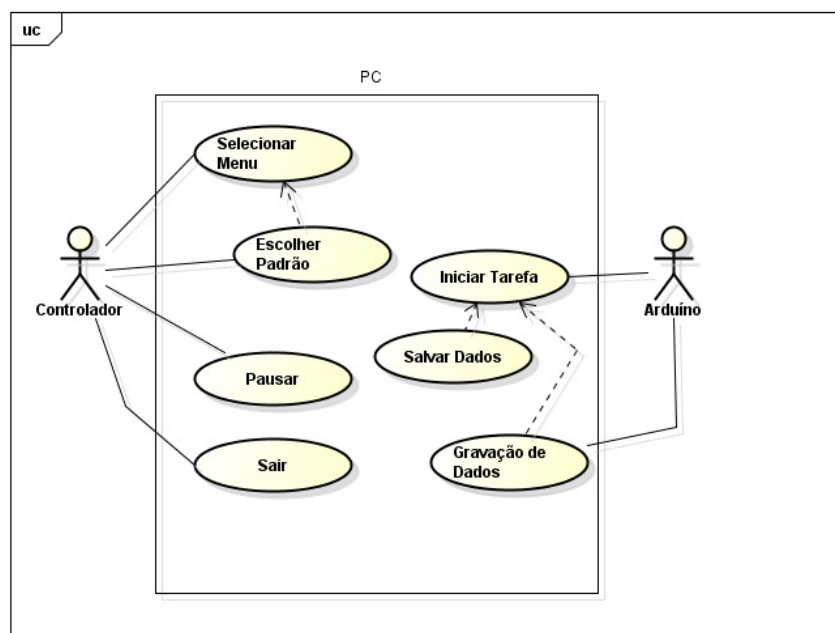


Figura 11 – Casos de uso do Computador. Elaboração própria

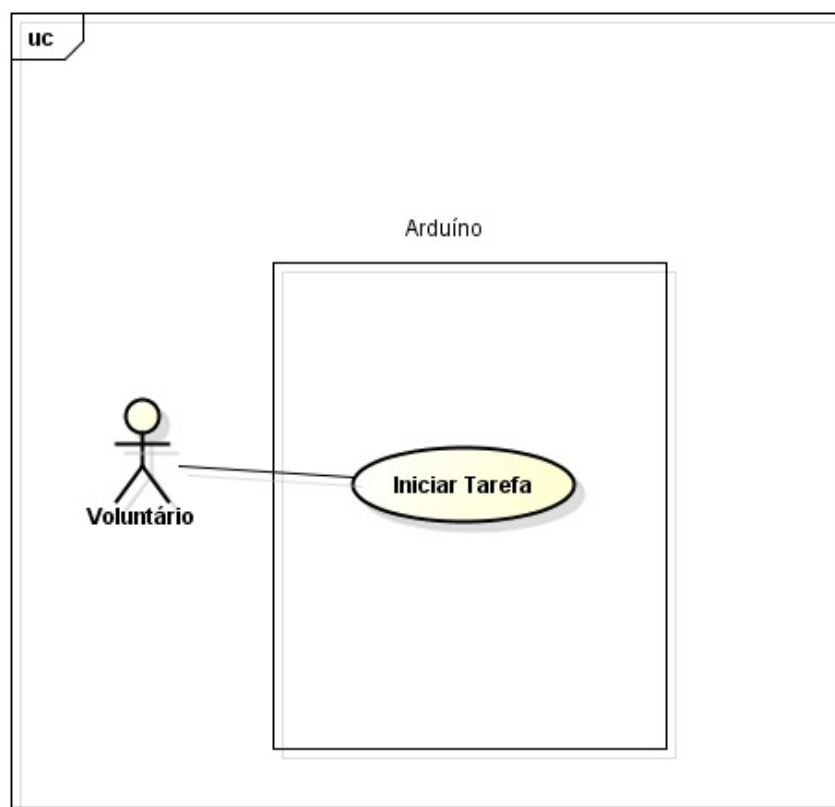


Figura 12 – Casos de uso do Arduíno. Elaboração própria

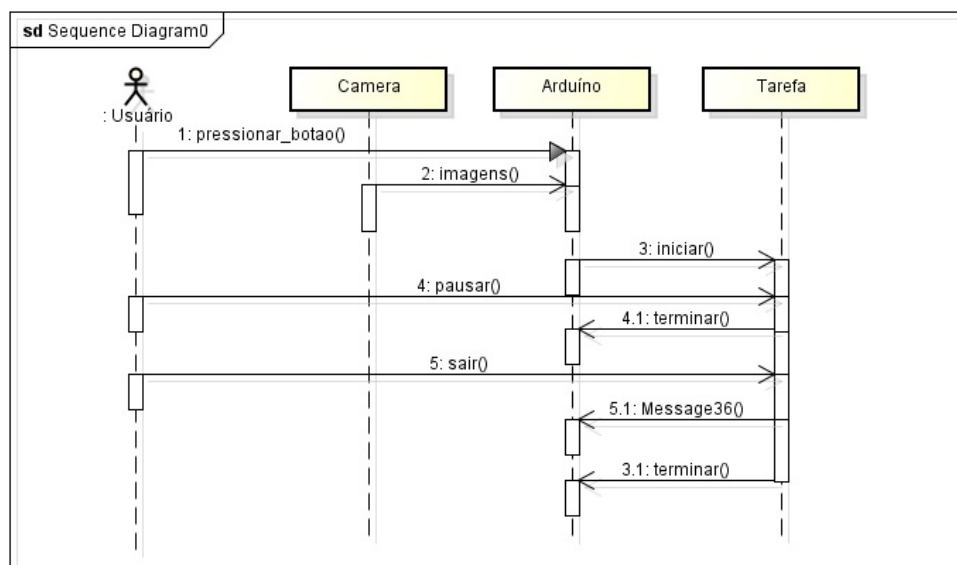


Figura 13 – Diagrama de Sequência. Elaboração própria

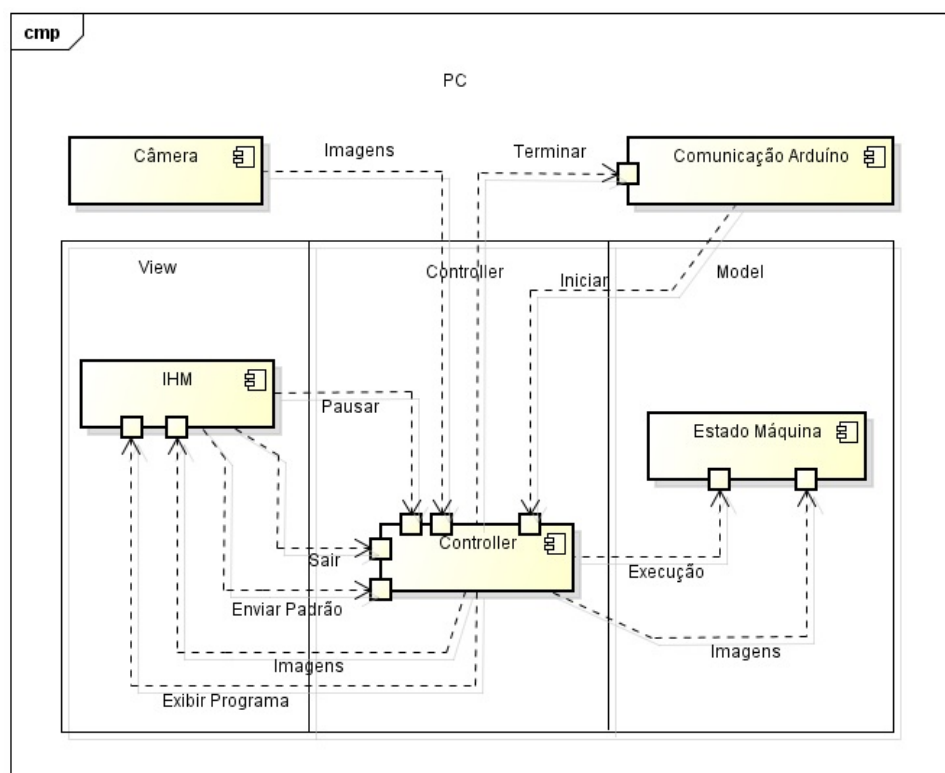


Figura 14 – Diagrama de Componentes do Computador. Elaboração própria

6 RESULTADOS

O projeto mecânico foi realizado como explicado, composto por dois perfis de alumínio e uma junta angular. Ele será preso na parede da bancada utilizando uma camada de borracha, uma de espuma e uma chapa de aço. A borracha e a espuma servirão para absorver as vibrações provenientes da parede com ações externas, evitando a vibração da câmera. Como a estrutura é leve, ela suporta facilmente o peso da câmera utilizada. Este projeto, por utilizar perfis de alumínio, ainda possibilita a utilização de outras câmeras, como o Leap Motion, apenas mudando o suporte e o encaixe na estrutura. Além disso, por causa da junta, ele pode se manter junto a parede enquanto não for utilizado, possibilitando o uso do espaço da mesa para outras atividades.

Encontrei dificuldades na implementação da parte elétrica do projeto principalmente por causa de problemas de compatibilidade do sensor inercial com o Arduino. O conector externo se demonstrou incompatível com qualquer outro conector, impossibilitando o uso apenas da comunicação por TTL. Caso optasse por utilizar a comunicação RS-232, teria que utilizar um conversor para TTL, pois nem o Arduino, nem o shield CAN-Bus trabalham com as voltagens deste tipo de comunicação. A utilização do sensor inercial pelo seu kit de desenvolvimento permitiu a visualização e organização dos dados pelo Arduino. A implementação com o protocolo CAN ainda será realizada, estabelecendo as hierarquias de mensagens e a conexão com o botão de *trigger*.

Quanto à programação, foi possível utilizar as bibliotecas do OpenCV e de desenvolvimento da câmera para identificar o alvo. No entanto, para chegar neste ponto, foi preciso primeiramente construir a biblioteca do OpenCV, já que as bibliotecas pré-construídas apresentaram alguns problemas, o que, devido à falta de documentação atualizada e a pouca familiaridade tanto com OpenCV quanto com C++ e Visual Studio, dificultou ainda mais esse processo. O Visual Studio também apresentou problemas com o computador utilizado, gerando contratempos para identificação dos erros na criação de projetos. Além disso, a câmera Flex13 utilizada não exibia os frames obtidos. Após contato com o suporte da empresa NaturalPoint, foi constatado que a câmera não recebe corrente suficiente apenas conectada via USB ao computador, necessitando a utilização de um *hub* específico para ela. Ainda será criada uma UI própria para o programa, que deverá realizar as funções especificadas e integrar com o projeto elétrico.

REFERÊNCIAS

CASELLATO, C. et al. Error-enhancing robot therapy to induce motor control improvement in childhood onset primary dystonia. *Neuroengineering and Rehabilitation*, v. 23, 2012. Citado na página 7.

FORNER-CORDERO, A. Apresentação: Bioengenharia. 2017. Citado na página 8.

FORNER-CORDERO, A. et al. Experimental assessment of gait with rhythmic auditory perturbations. *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, Oct 2014. ISSN 2155-1782. Citado na página 7.

FORNER-CORDERO, A. et al. Improved learning a coincident timing task with a predictable resisting force. *Motor Control*, March 2017. Citado na página 7.

FURTADO, F. et al. Chronic low quality sleep impairs postural control in healthy adults. *PLOS One*, 2016. Citado na página 11.

GOEL, N. et al. Neurocognitive consequences of sleep deprivation. *Semin Neurol*, v. 29, p. 320–339, 2009. Citado na página 11.

HOGAN, N. The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biological Cybernetics*, v. 52, p. 315–331, 1985. Citado na página 10.

KAWATO, M.; FURUKAWA, K.; SUZUKI, R. A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. *Biological Cybernetics*, v. 57, p. 169–185, 1987. Citado na página 10.

KRAKAUER, J. et al. Generalization of motor learning depends on the history of prior action. *PLoS Biol*, v. 4, n. 10, p. E316, Oct 2006. Citado na página 6.

MOURA, R. et al. Exoskeleton application to assist learning of a coincident timing motor task of the arm using passive mechanical perturbations. *6th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, July 2016. ISSN 2155-1782. Citado 3 vezes nas páginas 7, 11 e 12.

NEWELL, K. M.; RANGANATHAN, R. Some contemporary issues in motor learning. In: _____. *Progress in Motor Control*. [S.l.]: Ed. New York: Springer, 2009. p. 395–404. Citado na página 6.

OTA, K.; SHINYA, M.; KUDO, K. Suboptimal strategy in performing coincident timing task under risk. *International Congress on Sports Science Research and Technology Support*, SCITEPRESS, 2013. Citado na página 12.

QUADRADO, V. H.; NORIEGA, C.; FORNER-CORDERO, A. Experimental assessment of a coincident timing motor task of the arm under a passive mechanical perturbation. *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, Oct 2014. ISSN 2155-1782. Citado 3 vezes nas páginas 7, 11 e 12.

- RANGANATHAN, R.; NEWELL, K. M. Motor learning through induced variability at the task goal and execution redundancy levels. *Journal of Motor Behavior*, Taylor & Francis Group, LLC, v. 42, n. 5, 2010. Citado na página 12.
- SASADA, M. et al. Color perception is impaired in baseball batters while performing. *Atten Percept Psychophys*, 2015. ISSN 77:2074-2081. Citado na página 12.
- SCHMIDT, R.; LEE, T. Motor control and learning: a behavioral emphasis champaign. *Human Kinetics*, 1999. Citado na página 6.
- SCHMIDT, R.; WHITE, J. Evidence for an error detection mechanism in motor skills. *Motor Behavior*, v. 4, p. 143–153, 1972. Citado na página 7.
- SENIAM. Recommendation for sensor locations in arm muscles. Acessado em 02/02/2017. Disponível em: http://seniam.org/arm_location.htm. Citado na página 16.
- SHADMEHR, R.; MUSSA-IVALDI, F. A. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of Neuroscience*, v. 14, p. 3208–3224, 1994. Citado na página 10.
- SHADMER, R.; WISE, S. *The computational neurobiology of reaching and pointing: a foundation for motor learning*. [S.l.: s.n.], 2005. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 10.
- SHEPARD, J. J. W. et al. History of the development of sleep medicine in the united states. *J Clin Sleep Med*, p. 61–82, 2005. Citado na página 11.
- STRAKER, L. et al. Rationale, design and methods for a randomised and controlled trial of the impact of virtual reality games on motor competence, physical activity, and mental health in children with developmental coordination disorder. *BMC Public Health*, v. 11, p. 654, Aug 2001. Citado na página 6.
- UMEMURA, G. S. et al. Biomechanical procedure to assess sleep restriction on motor control and learning. *EMBC 2017*, 2017. Citado 5 vezes nas páginas 7, 8, 11, 12 e 18.
- WOLPERT, D.; DIEDRICHSEN, J.; FLANAGAN, J. R. Principles of sensorimotor learning. *Nature Reviews Neuroscience*, v. 12, p. 739–751, 2011. Citado na página 6.
- WOLPERT, D. M.; MIAL, R. C.; KAWATO, M. Internal models in the cerebellum. *Trends in Cognitive Sciences*, v. 2, 1998. Citado na página 10.
- WRISBERG, C.; RAGSDALE, M. Further tests of schmidt's schema theory: development of a schema rule for a coincident timing task. *Motor Behavior*, v. 11, p. 159–166, 1979. Citado na página 7.