

## Análise de Movimentos Compensatórios na Reabilitação de Membros Superiores através do Kinect

A. T. Garcia\* A. L. da S. Kelbouscas\*  
L. L. da C. Guimarães\* S. A. V. e Silva\* V. M. de Oliveira\*

\* Centro de Ciências Computacionais (C3),  
Universidade Federal do Rio Grande (FURG),  
Rio Grande (RS), Brasil

alicetissotgarcia@gmail.com, andre.dasilva@utec.edu.uy,  
lleguimaraes@hotmail.com, sibylaavs@gmail.com, vinicius@ieee.org

**Abstract:** Assistive Robotics has been shown to be an important tool in the patient rehabilitation process. The rehabilitation of patients using traditional therapeutic approaches often ends up not achieving the expected results, as they come up against several factors, such as: repetition, duration, patient limit, among others, which could be minimized with the introduction of therapeutic approaches that use robotics, making these approaches gain more and more strength. With this, a series of new interventions started to be used in order to assist in the rehabilitation of patients with certain restrictions, especially those who suffered post-stroke trauma. Stroke patients often use the trunk to compensate for impaired upper limb motor function during rehabilitation training for that limb, which results in a reduced effect of rehabilitation training. Detecting trunk offsets can improve the effect of rehabilitation training. Therefore, this study aims to analyze the behavior of the movement of the trunk of four volunteers, who do not have any type of restriction, in the execution of four pre-established movements. The objective is to verify that, even if they do not have any type of restriction from the stroke, the volunteers make use of trunk movement to perform the pre-established movements. The Kinect v2 sensor was used to perform the data capture.

**Resumo:** A Robótica Assistiva vem se mostrando uma importante ferramenta no processo de reabilitação de pacientes. A reabilitação de pacientes a partir de abordagens terapêuticas tradicionais acaba muitas vezes por não alcançar os resultados esperados, pois esbarram em diversos fatores, como: repetição, duração, limite do paciente, dentre outros, os quais poderiam ser minimizados com a introdução de abordagens terapêuticas que utilizam a robótica, fazendo com que estas abordagens passassem a ganhar cada vez mais força. Com isso, uma série de novas intervenções passaram a ser utilizadas com o intuito de auxiliar na reabilitação de pacientes com determinadas restrições, principalmente aqueles que sofreram traumas pós AVC. Os pacientes com AVC costumam usar o tronco para compensar a função motora do membro superior prejudicada durante o treinamento de reabilitação desse membro, o que resulta em um efeito reduzido do treinamento de reabilitação. Detectar compensações de tronco pode melhorar o efeito do treinamento de reabilitação. Sendo assim, este estudo tem o intuito de analisar o comportamento da movimentação do tronco de quatro voluntários, que não possuem nenhum tipo de restrição, na execução de quatro movimentos pré-estabelecidos. O objetivo é verificar se, mesmo não possuindo nenhum tipo de restrição oriunda do AVC, os voluntários fazem uso da movimentação do tronco para executar os movimentos pré-estabelecidos. O sensor Kinect v2 foi utilizado para realizar a captura dos dados.

*Keywords:* Compensatory Movements; Kinect v2; Stroke; Rehabilitation; Assistive Robotics.

*Palavras-chaves:* Movimentos Compensatórios; Kinect v2; AVC; Reabilitação; Robótica Assistiva.

---

## 1. INTRODUÇÃO

Atualmente, as pessoas estão vivendo cada vez mais, como consequência natural, constata-se o crescimento da população de idosos; e a partir do crescimento dessa fatia da população cresce também a quantidade de pessoas que necessitam de auxílio em suas tarefas diárias, devido aos mais variados motivos. Segundo o estudo apresentado por ABr (2020), a população idosa no Brasil chegará a 32 milhões em 2025, tornando o país o sexto do mundo com o maior número de idosos.

Além disso, existem vários outros motivos que causam a perda de movimentos de uma pessoa, tornando-as dependentes de algum tipo de auxílio, são eles: Acidade Vascular Cerebral (AVC), artrose, acidentes de trânsito e de trabalho (Kuczynski et al., 2017; Nunes et al., 2012). Tais perdas de movimentos também fazem com que essas pessoas necessitem de ajuda não só para a recuperação dos movimentos, mas também para a realização das suas tarefas diárias.

O AVC é tido como uma das principais causas de incapacidade no mundo (Burton et al., 2018) e cerca de 80% dos pacientes que sofreram AVC apresentam disfunção motora do membro superior (Ma et al., 2019). Por isso é tão importante encontrar meios que auxiliem no processo de reabilitação desses pacientes.

Neste contexto, a robótica surge com suas terapias assistidas como ferramenta com potencial para auxiliar nas necessidades citadas anteriormente. Estas terapias assistidas estão ganhando cada vez mais força, pois a reabilitação dos pacientes a partir de abordagens terapêuticas tradicionais acaba esbarrando em uma série de fatores como: limite do paciente, duração da sessão de fisioterapia, número de repetições que o paciente suporta fazer por sessão, dentre outras. Tais fatos acabam por revelar que as abordagens terapêuticas tradicionais não conseguem alcançar, muitas vezes, os resultados esperados, fazendo com que novas intervenções se mostrem necessárias, uma vez que podem diminuir alguns dos fatores prejudiciais para as abordagens terapêuticas tradicionais.

Considerando a crescente demanda por estudos nesta área, é que o grupo de Robótica Assistida da Universidade Federal do Rio Grande (FURG) busca desenvolver ferramentas nas áreas de robótica e computação visando auxiliar pacientes que possuam quaisquer tipos de necessidades relacionadas à reabilitação de membros superiores pós-AVC. No âmbito geral do projeto, a ideia consiste em trabalhos que façam uso de *softwares* de simulação (Por exemplo: Matlab<sup>©</sup> e Gazebo<sup>©</sup>) e até mesmo robôs manipuladores (Por exemplo: CytonGamma 1500 da RobaiRobotics<sup>©</sup>). A partir da utilização destes *softwares* e robôs manipuladores, é que alguns trabalhos foram desenvolvidos, enquanto que outros estão em desenvolvimento, como: simulação do comportamento dos membros superiores via *software* para auxílio em análises; utilização do Kinect para a reabilitação de membros superiores; planejamento de trajetória

para terapia assistida por robô; análise da compensação do tronco em reabilitação assistida por robôs a partir da utilização do Kinect, este último tem seus resultados iniciais apresentados neste artigo.

Durante o processo de treinamento de reabilitação, os pacientes tendem a compensar o membro superior comprometido, por meio do recrutamento de músculos e articulações intactos do tronco (Cirstea and Levin, 2000). Este movimento compensatório recebe o nome de compensação de tronco.

Dentre os diversos movimentos compensatórios que podem ser realizados, o movimento do tronco, mesmo que não seja frequentemente abordado em análises de membros superiores de indivíduos saudáveis, possui uma avaliação muito importante quando se deseja estudar os comprometimentos dos membros superiores (Valevicius et al., 2019).

Inicialmente, a ideia consistia basicamente em restringir fisicamente (Michaelsen et al., 2001; Michaelsen and Levin, 2004; Pain et al., 2015; Greisberger et al., 2016; Bakhti et al., 2017) a movimentação do tronco dos pacientes com AVC. Esta restrição física do tronco do paciente na cadeira acontecia por meio de tiras, a fim de evitar o afastamento do tronco da cadeira e, conseqüentemente, a compensação do movimento. Sendo assim, pode-se concluir que neste primeiro momento tais limitações eram capazes de melhorar a função do braço do paciente.

Porém, o processo de reabilitação para pacientes, principalmente pós-AVC, é intenso e repetitivo, fazendo com que restrições físicas, a longo prazo, possam acarretar desconforto e ansiedade.

Dessa forma, soluções que não utilizassem restrições físicas passaram a ganhar maior enfoque nesta área como a utilização de sensores inerciais vestíveis ou câmeras.

Os sensores inerciais vestíveis inicialmente tinham como propósito apenas a avaliação e monitoramento da capacidade motora do membro superior em pacientes com AVC, mas estudos avançaram e mostraram que eles também poderiam ser utilizados para detecção de movimentos compensatórios (Ranganathan et al., 2017; Najafi et al., 2003; Salazar et al., 2014).

A utilização de câmeras ganhou maior popularidade do que os sensores inerciais vestíveis (Duff et al., 2010; Subramanian et al., 2013), uma vez que não há necessidade de fixar nenhum objeto no corpo do paciente, tornando o método menos invasivo. Diversos estudos (Nordin et al., 2016; Lin et al., 2019; Bakhti et al., 2018; Zhi et al., 2017; Taati et al., 2012) têm sido realizados no intuito de aprimorar uma série de aspectos relacionados à utilização de câmeras para detecção de movimentos compensatórios, a fim de que se consiga auxiliar pacientes no processo de reabilitação de membros superiores.

Levando em consideração todos os aspectos elencados acima, o presente trabalho surge com o propósito de utilizar uma câmera para a detecção dos movimentos compensatórios e posteriores cálculos destes movimentos, a fim de que tais informações possam auxiliar no processo de reabilitação de pacientes que sofreram AVC.

---

\* Este estudo foi financiado em parte pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 001.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 Participantes

Para este trabalho, quatro voluntários (dois do sexo masculino e dois do sexo feminino, idade  $24 \pm 1,5$  anos) foram recrutados para participar do experimento (S1, S2, S3 e S4). Todos eles saudáveis, ou seja, não possuíam nenhum tipo de disfunção motora do membro superior. Por se tratar do primeiro teste, optou-se pela utilização somente de voluntários saudáveis, uma vez que não se tinha certeza do correto funcionamento do sistema que estava sendo desenvolvido.

### 2.2 Protocolos Experimentais

**Tarefas de Treinamento de Reabilitação e Compensações de Tronco** Cada voluntário executou quatro tarefas de treinamento em reabilitação. Estes movimentos foram determinados com base em estudos e conversas com fisioterapeutas a fim de facilitar o entendimento e a visualização dos movimentos compensatórios do tronco.

Inicialmente, os testes estão sendo realizados com voluntários que não possuem nenhum tipo de restrição, visto que, nesse primeiro momento, a ideia consiste, basicamente, em verificar o funcionamento da ferramenta desenvolvida; e, ainda, se os movimentos compensatórios existem mesmo em voluntários que não possuem nenhum tipo de restrição, uma vez que, se a compensação existir em voluntários que não possuem nenhum tipo de restrição oriunda do AVC, ela também existirá, em maior escala, em voluntários que apresentem algum tipo de restrição pós AVC.

Os quatro movimentos escolhidos para serem analisados são: adução horizontal, extensão do braço, alcance ao alvo e apontar para o alvo, apresentados, respectivamente, pelas Figuras 1a, 1b, 2 e 3.

O primeiro procedimento é apresentado pela Figura 1a. Inicialmente, o voluntário está com o braço posicionado em  $90^\circ$  com o corpo, com palma da mão virada para baixo. Em seguida, o mesmo realiza o movimento para dentro do corpo até o máximo que conseguir. Este movimento varia entre 0 e 40 graus.

O segundo procedimento é apresentado pela Figura 1b. Inicialmente, o voluntário está com o braço posicionado ao lado do corpo, com a mão aberta e virada para dentro do corpo. Em seguida, o mesmo realiza o movimento para trás até o máximo que conseguir. Este movimento varia entre 0 e 45 graus.

O procedimento três realizado é apresentado pela Figura 2. Nela observam-se os dois testes realizados: trata-se, o primeiro, do movimento espontâneo do braço, no qual o voluntário estava livre de restrições e pode alcançar o alvo de maneira espontânea; o segundo, por sua vez, o terapeuta informou explicitamente ao voluntário para autominimizar o movimento do tronco, de modo a "forçar" o paciente a maximizar o uso do braço.

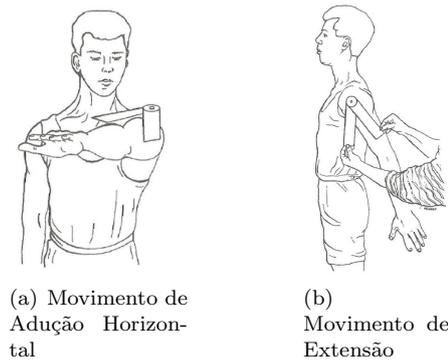


Figura 1. Exemplo de movimentos de ombro (Marques, 2003)

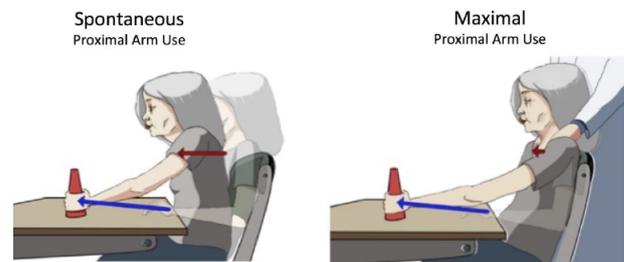


Figura 2. Exemplo de movimento de alcance ao alvo. Adaptado de Bakhti et al. (2017)

O quarto e último procedimento é apresentado pela Figura 3. A ideia deste movimento é bastante simples. Inicialmente o braço encontra-se posicionado ao lado do tronco; em seguida, o voluntário levanta o braço e aponta para o alvo final localizado a sua frente no espaço de trabalho colateral. Este procedimento foi realizado sem nenhum tipo de restrição de movimento, diferente dos anteriores.

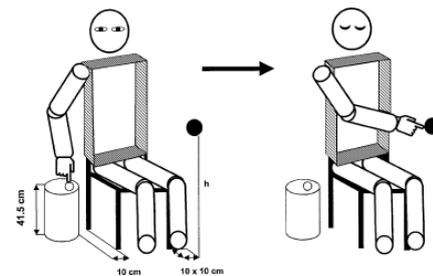


Figura 3. Exemplo de movimento de apontar para o alvo. Adaptado de Cirstea and Levin (2000)

**Sistema de Aquisição Kinect v2** A captura óptica de movimento é uma ferramenta poderosa para avaliar a cinemática da parte superior do corpo, incluindo movimentos compensatórios, em diferentes populações (Valevicius et al., 2019).

Considerando as opções disponíveis no mercado, como por exemplo: Kinect<sup>®</sup>, câmeras e Unidades de Medição Inercial (IMU), optou-se pela utilização do Kinect<sup>®</sup> como ferramenta de captura de movimento. Tal escolha foi feita tendo em vista que o Kinect<sup>®</sup> é um sensor com grande potencial para reconhecimento de pessoas e suas articulações

em um ambiente em três dimensões (Kitsunezaki et al., 2013).

Existem diversos trabalhos que tentam avaliar a medição do Kinect<sup>®</sup> quantitativamente, como em (Obdržálek et al., 2012; Fernandez-Baena et al., 2012; Mobini et al., 2014) que estudaram a precisão do Kinect<sup>®</sup> para reconhecer a posição das articulações no espaço 3D. Os estudos chegaram à conclusão que o Kinect<sup>®</sup> é um sensor confiável e acessível para ser utilizado na reabilitação de pacientes. Tais motivos, aliados ao seu baixo custo, foram determinantes na sua escolha como ferramenta de captura.

É importante ressaltar que o Kinect<sup>®</sup> conta com duas versões de sensor, sendo que a segunda versão foi a escolhida para ser utilizada neste trabalho. O sensor Kinect<sup>®</sup> v2 foi desenvolvido pela Microsoft e é apresentado pela Figura 4.



Figura 4. Sensor Kinect<sup>®</sup> v2 da Microsoft

A principal diferença entre as duas versões disponíveis do sensor está na quantidade de pontos que ele consegue capturar. Enquanto a primeira versão consegue capturar um total de 20 pontos, a segunda consegue capturar um total de 25 pontos, estes 5 pontos a mais que a segunda versão é capaz de capturar localizam-se todos na parte dos membros superiores, os quais são o objeto de estudo deste trabalho. Este foi o motivo pelo qual se optou pela utilização da segunda versão.

O Kinect<sup>®</sup> conta com a biblioteca SDK 2.0 para Windows que já possui previamente todos os pontos capturados pelo sensor, estes pontos são apresentados pela Figura 5. Assim, a partir da utilização desta biblioteca para realizar a detecção dos pontos no ambiente 3D, pode-se utilizar o Kinect<sup>®</sup> v2 como o sensor de captura dos movimentos compensatórios, visto que a partir da utilização da biblioteca torna-se possível obter informações acerca dos ângulos das articulações dos pacientes.

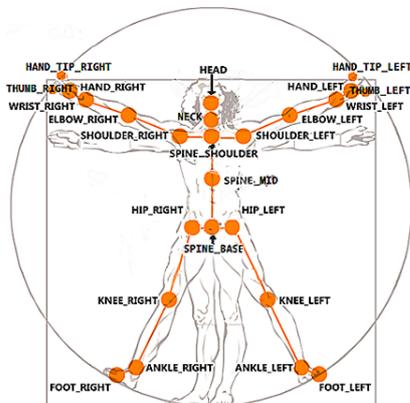


Figura 5. Pontos de captura do Kinect<sup>®</sup> v2 (Bernardino et al., 2016)

Uma outra questão importante em relação ao Kinect<sup>®</sup> é que, a partir das informações obtidas com a leitura

dos movimentos, é possível a obtenção de gráficos em relação ao tempo para que se possa analisar e comparar os comportamentos dos movimentos em diversos pacientes e/ou voluntários. A interface do *software* utilizada para a captura dos movimentos é apresentada pela Figura 6.

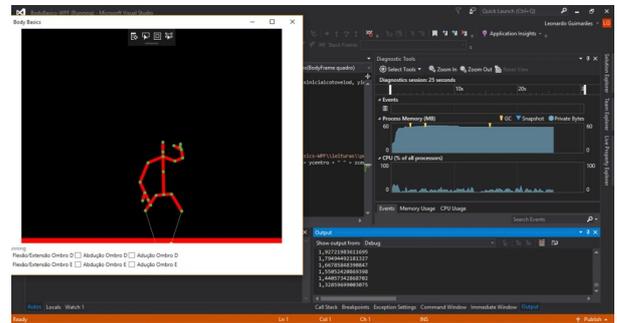


Figura 6. Interface do *software* utilizado para captura via Kinect<sup>®</sup> v2

*Sessões Experimentais* Os protocolos experimentais consistiram em duas sessões. Primeiramente, os voluntários realizaram os quatro movimentos sem nenhum tipo de restrição. Em um segundo momento, os três primeiros movimentos foram realizados com uma restrição de movimento do tronco, a fim de evitar que fizessem uso dele na execução do movimento.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

#### 3.1 Testes iniciais de detecção de compensação do tronco

Como dito anteriormente, os testes realizados contaram com 4 voluntários que não apresentavam nenhum tipo de restrição de movimento, sendo 2 deles do sexo masculino e 2 do sexo feminino. Cada um dos voluntários realizou cada um dos movimentos propostos, a fim de que ao final dos testes se tivesse um total de 4 medições para cada um dos 4 movimentos selecionados. O procedimento de teste e os resultados obtidos para cada um dos movimentos serão apresentados de forma separada a seguir.

Vale ressaltar, antes de apresentar os testes propriamente ditos, que para todos movimentos se optou por calcular a diferença entre os pontos *Shoulder\_Right* e *Shoulder\_Left* fornecidos pela própria biblioteca do Kinect v2 (apresentado anteriormente pela Figura 5).

*Movimento de Adução Horizontal* O primeiro teste realizado consistiu na replicação do movimento de adução horizontal, anteriormente apresentado pela Figura 1. Trata-se de um movimento do ombro que permite uma variação angular de no máximo 40°.

Este teste foi realizado duas vezes por cada um dos voluntários: na primeira vez, os voluntários estavam livres para realizar o movimento; enquanto que, na segunda vez, estavam com uma retenção no tronco, a fim de que não conseguissem utilizá-lo para auxiliar na execução do movimento.

Na Figura 7, são apresentados os resultados obtidos com cada um dos voluntários analisados. A partir dos gráficos apresentados, pode-se observar que a amplitude de

movimento é maior quando os voluntários se encontram sem nenhum tipo de restrição no tronco, isso acontece pois eles utilizam o tronco na hora da realização do movimento, compensando o movimento de forma inadequada, causando um movimento indesejado. Em contrapartida, quando os voluntários estão com a movimentação do tronco restrita, a amplitude de movimento é bem menor e, conseqüentemente, a diferença na movimentação do tronco é bem menor também, pois os voluntários são impedidos de compensar o movimento com o tronco.

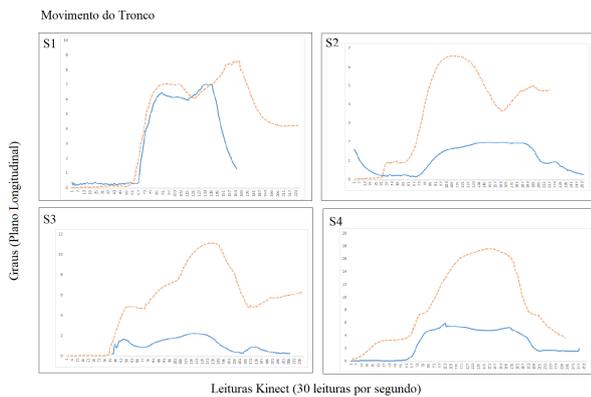


Figura 7. Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de adução onde a linha tracejada representa o resultado obtido com o tronco livre e a linha contínua o resultado obtido com o tronco restrito

**Movimento de Extensão** O segundo teste consistiu na execução do movimento de extensão, apresentado pela Figura 1b. Consiste, assim como o teste anterior, em um movimento do ombro que permite uma variação angular de no máximo 45°.

Da mesma forma do anterior, o teste foi realizado duas vezes por cada um dos voluntários. Na primeira vez, os voluntários estavam livres para a execução do movimento, enquanto que, na segunda, eles tinham o tronco contido.

Na Figura 8, são apresentados os resultados obtidos com cada um dos voluntários analisados.

Analisando os gráficos, pode-se observar que para o movimento de extensão a amplitude de movimento também é maior quando os voluntários se encontram sem nenhum tipo de restrição no tronco, visto que assim como no caso anterior, os voluntários utilizam o tronco para compensar de forma indevida o movimento.

**Movimento de Alcance ao Alvo** O terceiro teste teve como base o movimento apresentado pela Figura 2. A ideia do movimento é bastante simples, o voluntário tinha que sair da posição inicial, pegar um alvo que estava a certa distância de si, e depois retornar com o alvo para a posição que ele se encontrava inicialmente.

Da mesma forma dos anteriores, o teste foi realizado duas vezes por cada um dos voluntários. Na primeira vez, os voluntários estavam livres para a execução do movimento, enquanto que, na segunda, eles tinham o tronco contido.

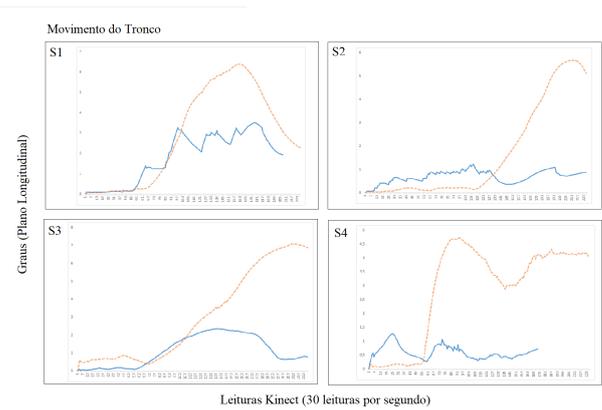


Figura 8. Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de extensão onde a linha tracejada representa o resultado obtido com o tronco livre e a linha contínua o resultado obtido com o tronco restrito

Na Figura 9, são apresentados os resultados obtidos com cada um dos voluntários analisados.

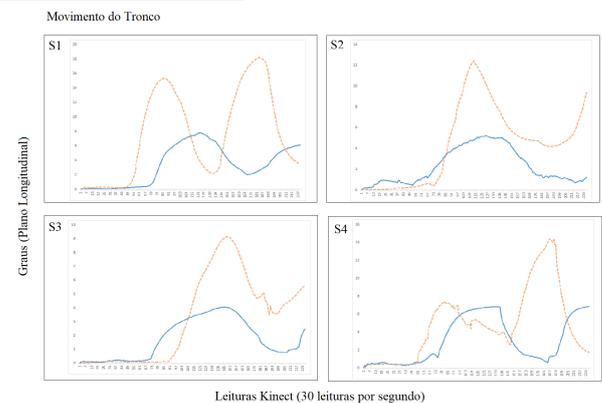


Figura 9. Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de alcançar o alvo onde a linha tracejada representa o resultado obtido com o tronco livre e a linha contínua o resultado obtido com o tronco restrito

A análise dos gráficos pode ser separada em dois momentos: o primeiro deles, é quando os voluntários pegam o alvo e vão com ele até o destino; neste primeiro momento, a diferença de amplitude de movimento existe, mas é menor do que a obtida do segundo momento de análise do gráfico. Consiste, o segundo momento, na ação dos voluntários em retornar com o alvo para a sua posição de origem, neste processo a diferença de amplitude de movimento com e sem restrição de movimento é maior do que a anterior. Porém, mesmo que em proporções menores, é importante observar que em ambos momentos a movimentação sem a restrição de movimento exige muito mais movimentação do tronco do que quando há a restrição de movimento.

**Movimento de Apontar para o Alvo** O quarto e último movimento teve como base o movimento apresentado pela Figura 3. A ideia consistia basicamente em sair de uma posição inicial com o braço direito, pegar um alvo localizado à esquerda e trazê-lo para a posição inicial do braço.

Diferentemente do que aconteceram nos três testes anteriores, este teste foi realizado apenas com o tronco livre, visto que se tratava de um movimento que exigia, por si só, a movimentação do tronco, a qual não permitia que o movimento fosse executado com a restrição no tronco. Dessa forma, o objetivo deste teste consistiu em analisar o comportamento do tronco na execução de um movimento em que era inevitável a utilização do tronco para a execução do movimento.

Na Figura 10, são apresentados os resultados obtidos com cada um dos voluntários analisados.

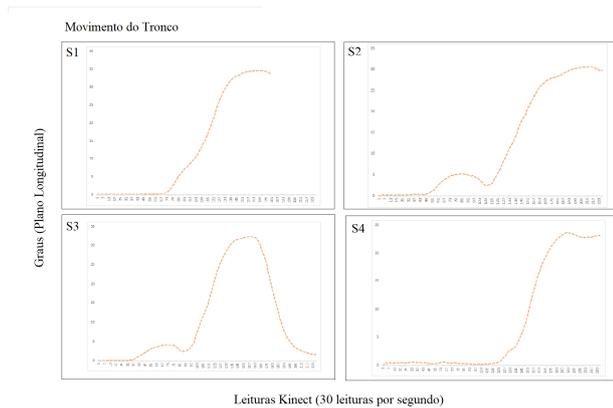


Figura 10. Gráficos de movimentação do tronco sem restrição de movimento na execução do movimento de apontar para o alvo onde a linha tracejada representa o resultado obtido com o tronco livre

Analisando-se os gráficos apresentados pela figura anterior, pode-se observar que, até determinado ponto, a exigência do tronco é pequena, mas aos poucos essa exigência vai aumentando, até que se atinge o máximo, quando o alvo é alcançado. Depois que o alvo é alcançado e se inicia o processo de retornar para a posição inicial, a exigência do tronco vai diminuindo até chegar a praticamente zero de novo.

### 3.2 Metodologia para detecção de compensação de tronco

Após a realização dos testes apresentados anteriormente, pode-se observar que todos os voluntários seguiram a mesma ideia de movimento em cada um dos testes, porém não existe um movimento padrão para cada um destes testes para que se realize a comparação da forma adequada. Dessa forma, optou-se por adotar uma metodologia própria para análise dos movimentos compensatórios, a fim de que se tivesse um movimento padrão para realizar as comparações necessárias.

Terapias assistidas por robôs fazem uso de algumas tarefas de avaliação que trabalham com a ideia de *center-out point-to-point* (CO-PTP) Nordin et al. (2014). A tarefa consiste basicamente em levar os pacientes de um ponto central, alcançar um alvo, retornar ao ponto central e ir para o próximo alvo e assim por diante até que se complete o círculo (figura geométrica mais usada), tudo dentro do plano horizontal. A Figura 11 apresenta o conceito do movimento CO-PTP para um círculo.

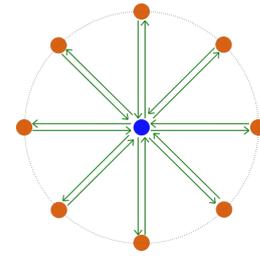


Figura 11. Movimento *center-out point-to-point*.

Um ponto considerável é a suavidade do movimento, que é dependente do perfil da trajetória. É importante destacar que, sabendo das distintas fases de recuperação do AVC, a proposta encontra-se localizada em terapias aplicadas em pacientes crônicos, devido a significantes resultados apresentados em atividades PTP imperturbada e resistiva Zollo et al. (2011), CO-PTP Conroy et al. (2011) e PTP multi-nível Coderre et al. (2010).

Assim, a ideia central é que o paciente realize o movimento, direcionando sua mão a cada alvo da tarefa, gerando o movimento terapêutico no membro superior. Porém, a tarefa será realizada no espaço 3D, ao invés de se ater somente ao plano horizontal como na lógica anteriormente apresentada de movimento do tipo CO-PTP. A representação do movimento sugerido pode ser vista na Figura 12.

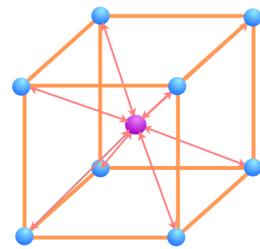


Figura 12. Ideia original da representação do movimento e trajetória sugerida.

Ademais, é necessário levar em consideração a restrição de movimento do paciente para a realização da tarefa, isto é, os limites de movimento do membro parético que cada paciente possui irá alterar em sua capacidade de realização da tarefa. Desta forma, espera-se que o paciente não consiga realizar o movimento perfeito do cubo, mas sim um cubo "deformado", dependendo da sua restrição de movimento e dos limites de cada paciente. Sendo assim, a ideia consiste em analisar os cubos gerados por cada um dos pacientes e compará-los com o cubo original, para que se possa assim adaptar os movimentos para cada paciente, visando minimizar a compensação oriunda do movimento de outras articulações, com foco na compensação de tronco. Para melhor visualização da proposta, tem-se o exemplo apresentado pela Figura 13.

## 4. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Neste artigo, foi proposta a utilização do Kinect v2 para a detecção dos movimentos compensatórios, bem como uma metodologia própria para análise destes movimentos. Um grupo saudável de quatro voluntários foi recrutado para participar do experimento. Todos os voluntários realizaram

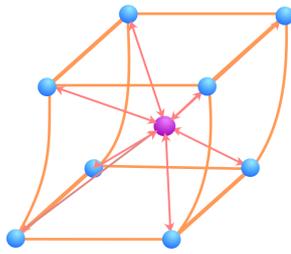


Figura 13. Exemplo de representação do movimento e trajetória sugeridos, considerando restrição de movimento e/ou compensação pelo movimento do tronco.

quatro movimentos de treinamento de reabilitação, sendo três destes movimentos realizados com e sem restrição do tronco. Os dados foram capturados pelo sensor Kinect v2 e analisados através de gráficos, podendo-se observar que todos voluntários fizeram uso do tronco para executar as tarefas propostas. Porém, como não havia um movimento padrão para realizar a comparação, houve dificuldade em analisar melhor as informações obtidas. Dessa forma, foi proposta uma metodologia própria, a qual faz uso de um cubo para realizar a comparação.

Portanto, o próximo passo consiste em realizar testes com voluntários e com pacientes pós AVC para verificar a viabilidade de se utilizar a metodologia proposta ao final deste artigo. Além disso, a ideia é quantificar a compensação realizada por cada um ao executar cada um dos movimentos, a fim de facilitar na comparação dos fisioterapeutas na hora de analisar se o paciente apresentou melhora ou não após o tratamento fisioterapêutico.

## REFERÊNCIAS

- ABr, A.B. (2020). Brasil terá 32 milhões de idosos em 2025. URL <http://memoria.ebc.com.br/agenciabrasil/noticia/2004-03-26/brasil-tera-32-milhoes-de-idosos-em-2025#:~:text=Em%202025%2C%20o%20Brasil%20ser%20%C3%A1,idade%20acima%20de%20100%20anos>.
- Bakhti, K., Laffont, I., Muthalib, M., Froger, J., and Mottet, D. (2018). Kinect-based assessment of proximal arm non-use after a stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 15(1), 104.
- Bakhti, K., Mottet, D., Schweighofer, N., Froger, J., and Laffont, I. (2017). Proximal arm non-use when reaching after a stroke. *Neuroscience letters*, 657, 91–96.
- Bernardino, A., Vismara, C., i Badia, S.B., Gouveia, É., Baptista, F., Carnide, F., Oom, S., and Gamboa, H. (2016). A dataset for the automatic assessment of functional senior fitness tests using kinect and physiological sensors. In *2016 1st International Conference on Technology and Innovation in Sports, Health and Wellbeing (TISHW)*, 1–6. IEEE.
- Burton, J.K., Ferguson, E.E., Barugh, A.J., Walesby, K.E., MacLulich, A.M., Shenkin, S.D., and Quinn, T.J. (2018). Predicting discharge to institutional long-term care after stroke: A systematic review and metaanalysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 66(1), 161–169.
- Cirstea, M.C. and Levin, M.F. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 123(5), 940–953.
- Coderre, A.M., Zeid, A.A., Dukelow, S.P., Demmer, M.J., Moore, K.D., Demers, M.J., Bretzke, H., Herter, T.M., Glasgow, J.I., Norman, K.E., et al. (2010). Assessment of upper-limb sensorimotor function of subacute stroke patients using visually guided reaching. *Neurorehabilitation and neural repair*, 24(6), 528–541.
- Conroy, S.S., Whittall, J., Dipietro, L., Jones-Lush, L.M., Zhan, M., Finley, M.A., Wittenberg, G.F., Krebs, H.I., and Bever, C.T. (2011). Effect of gravity on robot-assisted motor training after chronic stroke: a randomized trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(11), 1754–1761.
- Duff, M., Chen, Y., Attygalle, S., Herman, J., Sundaram, H., Qian, G., He, J., and Rikakis, T. (2010). An adaptive mixed reality training system for stroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(5), 531–541.
- Fernandez-Baena, A., Susín Sánchez, A., and Lligadas, X. (2012). Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments. In *CD Proceedings of the INCoS 2012*, 656–661. IEEE Computer Society Publications.
- Greisberger, A., Aviv, H., Garbade, S.F., and Diermayr, G. (2016). Clinical relevance of the effects of reach-to-grasp training using trunk restraint in individuals with hemiparesis poststroke: A systematic review. *Journal of rehabilitation medicine*, 48(5), 405–416.
- Kitsunezaki, N., Adachi, E., Masuda, T., and Mizusawa, J. (2013). Kinect applications for the physical rehabilitation. In *2013 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, 294–299. IEEE.
- Kuczynski, A.M., Semrau, J.A., Kirton, A., and Dukelow, S.P. (2017). Kinesthetic deficits after perinatal stroke: robotic measurement in hemiparetic children. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 14(1), 13.
- Lin, S., Mann, J., Mansfield, A., Wang, R.H., Harris, J.E., and Taati, B. (2019). Investigating the feasibility and acceptability of real-time visual feedback in reducing compensatory motions during self-administered stroke rehabilitation exercises: A pilot study with chronic stroke survivors. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 6, 2055668319831631.
- Ma, K., Chen, Y., Zhang, X., Zheng, H., Yu, S., Cai, S., and Xie, L. (2019). semg-based trunk compensation detection in rehabilitation training. *Frontiers in Neuroscience*, 13, 1250.
- Marques, A.P. (2003). Manual de goniometria.
- Michaelsen, S.M. and Levin, M.F. (2004). Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: a controlled trial. *Stroke*, 35(8), 1914–1919.
- Michaelsen, S.M., Luta, A., Roby-Brami, A., and Levin, M.F. (2001). Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke*, 32(8), 1875–1883.
- Mobini, A., Behzadipour, S., and Saadat Foumani, M. (2014). Accuracy of kinect’s skeleton tracking for upper body rehabilitation applications. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 9(4), 344–352.
- Najafi, B., Aminian, K., Paraschiv-Ionescu, A., Loew, F., Bula, C.J., and Robert, P. (2003). Ambulatory system

- for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly. *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, 50(6), 711–723.
- Nordin, N., Xie, S.Q., and Wünsche, B. (2014). Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1), 137.
- Nordin, N., Xie, S.Q., and Wünsche, B. (2016). Simple torso model for upper limb compensatory assessment after stroke. In *2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, 775–780. IEEE.
- Nunes, W.M. et al. (2012). Desenvolvimento de uma estrutura robótica atuada por cabos para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro humano.
- Obdržálek, Š., Kurillo, G., Offi, F., Bajcsy, R., Seto, E., Jimison, H., and Pavel, M. (2012). Accuracy and robustness of kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population. In *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1188–1193. IEEE.
- Pain, L.M., Baker, R., Richardson, D., and Agur, A.M. (2015). Effect of trunk-restraint training on function and compensatory trunk, shoulder and elbow patterns during post-stroke reach: a systematic review. *Disability and rehabilitation*, 37(7), 553–562.
- Ranganathan, R., Wang, R., Dong, B., and Biswas, S. (2017). Identifying compensatory movement patterns in the upper extremity using a wearable sensor system. *Physiological measurement*, 38(12), 2222.
- Salazar, A.J., Silva, A.S., Silva, C., Borges, C.M., Correia, M.V., Santos, R.S., and Vilas-Boas, J.P. (2014). Low-cost wearable data acquisition for stroke rehabilitation: a proof-of-concept study on accelerometry for functional task assessment. *Topics in stroke rehabilitation*, 21(1), 12–22.
- Subramanian, S.K., Lourenço, C.B., Chilingaryan, G., Sveistrup, H., and Levin, M.F. (2013). Arm motor recovery using a virtual reality intervention in chronic stroke: randomized control trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, 27(1), 13–23.
- Taati, B., Wang, R., Huq, R., Snoek, J., and Mihailidis, A. (2012). Vision-based posture assessment to detect and categorize compensation during robotic rehabilitation therapy. In *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 1607–1613. IEEE.
- Valevicius, A.M., Boser, Q.A., Lavoie, E.B., Chapman, C.S., Pilarski, P.M., Hebert, J.S., and Vette, A.H. (2019). Characterization of normative angular joint kinematics during two functional upper limb tasks. *Gait & posture*, 69, 176–186.
- Zhi, Y.X., Lukasik, M., Li, M.H., Dolatabadi, E., Wang, R.H., and Taati, B. (2017). Automatic detection of compensation during robotic stroke rehabilitation therapy. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*, 6, 1–7.
- Zollo, L., Rossini, L., Bravi, M., Magrone, G., Sterzi, S., and Guglielmelli, E. (2011). Quantitative evaluation of upper-limb motor control in robot-aided rehabilitation. *Medical & biological engineering & computing*, 49(10), 1131.