

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS COMPUTACIONAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

Dissertação de Mestrado

Utilização de Câmera RGB-D para detecção de Movimentos Compensatórios do Tronco

Alice Tissot Garcia

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Computação da Universidade Federal do Rio Grande, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computação

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Nunes Borges
Co-orientador: Prof. Dr. Vinícius Menezes de Oliveira

Rio Grande, 2021

Ficha Catalográfica

G216u Garcia, Alice Tissot

Utilização de Câmera RGB-D para detecção de Movimentos Compensatórios do Tronco / Alice Tissot Garcia. - 2021.
– 192 f.

– Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande - FURG, Programa de Pós-Graduação em Computação, Rio Grande/RS, 2021.

– Orientador: Eduardo Nunes Borges;

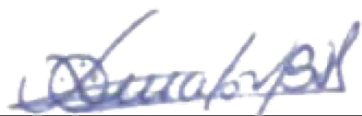
– Co-orientador: Vinícius Menezes de Oliveira.

1. Movimentos Compensatórios. 2. Câmera RGB-D.
3. AVC. 4. Reabilitação. 5. Robótica Assistiva. I. Borges, Eduardo Nunes. II. Oliveira, Vinícius Menezes de. III. Título.

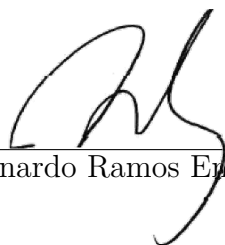
CDU: 616-007

Catálogo na Fonte: Bibliotecário José Paulo dos Santos CRB 10/2344

Banca examinadora:



Prof. Dr. Renato V. Bayan Henriques



Prof. Dr. Leonardo Ramos Emmendorfer

Dedico este trabalho de pesquisa aos meus pais e ao meu noivo. Sua grande força foi a mola propulsora que permitiu o meu avanço, mesmo durante os momentos mais difíceis. Agradeço do fundo do meu coração. Amo vocês!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me dado saúde e força para superar todas as dificuldades que surgiram ao longo da minha caminhada.

Aos meus pais e noivo, pelo amor, incentivo e apoio incondicional. Vocês são meu alicerce, minha motivação diária e minha força para nunca desistir perante as adversidades.

Agradeço à Instituição pelo ambiente criativo e amigável que proporciona. Por ter me propiciado a oportunidade de estar concluindo mais uma etapa da minha vida.

Aos Professores Dr. Eduardo Nunes Borges, pela orientação e Dr. Vinícius Menezes de Oliveira, pela coorientação, apoio e confiança durante toda a elaboração desta pesquisa.

Agradeço a todos os professores que tive por compartilharem seus conhecimentos da maneira mais amigável e afetiva possível, tornando a minha formação profissional muito mais fácil.

Meus agradecimentos também aos meus amigos e companheiros de trabalhos que fizeram parte da minha formação e que vão continuar presentes em minha vida com certeza.

Agradeço também aos meus amigos fora do âmbito da universidade, por toda paciência que tiveram durante toda a minha jornada acadêmica, por cada não que receberam após um convite, por cada sorriso e apoio que deram quando tudo parecia que ia desmoronar. Vocês foram a minha força, meu apoio e minha alegria nos momentos em que achava que não conseguiria. Minha eterna gratidão.

Por fim, agradeço à todos que de uma forma ou outra contribuíram durante toda a minha jornada acadêmica, todos vocês foram muito importantes, cada um da sua maneira, para que todos os meus sonhos pudessem se tornar realidade. O meu muito obrigada de coração.

Eu faço da dificuldade a minha motivação. A volta por cima vem na continuação.

— CHARLIE BROWN JR

RESUMO

GARCIA, Alice Tissot. **Utilização de Câmera RGB-D para detecção de Movimentos Compensatórios do Tronco**. 2021. 192f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande.

A Robótica Assistiva vem se mostrando uma importante ferramenta no processo de reabilitação de pacientes. Sua utilização para auxiliar no processo de detecção de movimentos compensatórios pode ser um grande avanço para o processo de reabilitação como um todo. Os pacientes durante o processo de reabilitação tendem a utilizar membros não afetados para auxiliar na execução dos movimentos, principalmente a movimentação do tronco, o que acaba por resultar em um efeito reduzido do treinamento de reabilitação. Detectar e tratar as compensações de tronco pode melhorar o efeito do treinamento de reabilitação. Sendo assim, este estudo tem o objetivo de propor um sistema que seja capaz de detectar tais movimentos compensatórios a fim de auxiliar no processo de reabilitação. Para isso, este estudo utiliza uma câmera RGB-D para realizar a captura dos movimentos e realizar uma série de análises para verificar que características influenciam na compensação de movimento do tronco, a fim de tentar propor soluções que visem reduzir tais compensações.

Palavras-chave: Movimentos Compensatórios, Câmera RGB-D, AVC, Reabilitação, Robótica Assistiva.

ABSTRACT

GARCIA, Alice Tissot. **Use of RGB-D camera to detect compensatory movements of the trunk**. 2021. 192f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande.

Assistive Robotics has been shown to be an important tool in the process of rehabilitation of patients. Its use to assist in the process of detecting compensatory movements can be a great advance for the rehabilitation process as a whole. Patients during the rehabilitation process tend to use unaffected limbs to assist in the execution of the movements, especially the movement of the trunk, which ends up resulting in a reduced effect of the rehabilitation training. Detecting and treating trunk compensations can improve the effect of rehabilitation training. Therefore, this study aims to propose a system that is capable of detecting such compensatory movements in order to assist in the rehabilitation process. For this, this study uses an RGB-D camera to capture the movements and perform a series of analyzes to verify which characteristics influence the movement compensation of the trunk, in order to try to propose solutions that aim to reduce such compensations.

Keywords: Compensatory Movements, RGB-D Camera, Stroke, Rehabilitation, Assistive Robotics.

LISTA DE FIGURAS

1	Crescimento da população idosa no mundo	24
2	Diagrama resumo do grupo de pesquisa Robótica Assistiva da FURG	25
3	Estágios de Recuperação pós AVC. Adaptada de (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2014)	32
4	Exemplo de goniômetro universal (ESPECIALISTA, 2020)	34
5	Compensações comuns do tronco oriundas das diferentes características de movimentação do tronco. Adaptada de (DOLATABADI et al., 2017)	37
6	PSDK reference da PrimeSense	41
7	Exemplos de sensores encontrados no mercado comercializados por grandes empresas.	41
8	Pontos de captura do Kinect [©] V1 (BUTEAN; BĂLAN, 2014) . .	42
9	Pontos de captura do Kinect [©] V2 (BERNARDINO et al., 2016)	43
10	Configuração experimental: indivíduos sentados alcançaram o alvo colocado à metade ou comprimento total do braço, com o tronco livre para se mover (acima) ou fixado para encostar para trás por um arnês (abaixo). Adaptado de (MICHAELSEN et al., 2001)	47
11	Configuração experimental dos testes realizados durante o estudo. Adaptada de (MICHAELSEN; LEVIN, 2004)	48
12	Configuração experimental e exemplo do não uso elevado do braço proximal (PANU) no lado afetado do indivíduo pós-AVC. Adaptado de (BAKHTI et al., 2017)	50
13	Exemplo de movimento realizado em (CIRSTEA; LEVIN, 2000) .	52
14	Média das trajetórias de ponto final (braço) e tronco em (A) um indivíduo saudável realizando movimento rápido e lento e (B) em três indivíduos com acidente vascular cerebral (S1, S4 e S9). Adaptado de (CIRSTEA; LEVIN, 2000)	53
15	Tarefas de treinamento de reabilitação. (A) movimento de alcançar para frente e para trás, (B) movimento de alcançar de um lado para o outro, (C) movimento de alcançar para cima e para baixo (MA et al., 2019)	54
16	Tipos comuns de compensação. (A) elevação do ombro, (B) inclinação para frente, (C) rotação do tronco (MA et al., 2019) . . .	54

17	Localização dos marcadores retrorreflexivos e dos sensores vestíveis (RANGANATHAN et al., 2017)	55
18	Localização do sensor utilizado para medição da aceleração vertical e frontal, bem como a velocidade angular (NAJAFI et al., 2003)	56
19	Ilustração da plataforma de aquisição de dados (Adaptado de (SALAZAR et al., 2014))	57
20	Captura das 7 articulações para medição da compensação do contro a partir do <i>Kinect</i> ® V2 (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2016)	58
21	Configuração experimental de execução de exercícios em (a) sem <i>feedback</i> , (b) com <i>feedback</i> de vídeo e (c) com <i>feedback</i> do avatar (LIN et al., 2019)	59
22	Articulações rastreadas pelo Kinect e usadas para construir o avatar (LIN et al., 2019)	59
23	Interface do <i>software</i> utilizado para captura via Kinect® v2	63
24	Planos e eixos utilizados na Goniometria (ALENCAR, 2015)	64
25	Sistema de coordenadas de referência do sensor Kinect®.	65
26	Etapas do trabalho desenvolvido no grupo de pesquisa Robótica Assistiva	65
27	Requisito do sistema em relação à distância do paciente em relação ao sensor	66
28	Exemplo de movimento de adução horizontal (MARQUES, 2003)	67
29	Exemplo de movimento de extensão do braço (MARQUES, 2003)	68
30	Exemplo de movimento de alcance ao alvo (BAKHTI et al., 2017)	68
31	Exemplo de movimento de apontar para o alvo (CIRSTEA; LEVIN, 2000)	68
32	Conceito de suavização de Savitzky-Golay (FIGUEIREDO, 2018)	70
33	Código gerado para cálculo do ângulo entre vetores	81
34	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado sem restrição	83
35	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado com restrição	83
36	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado sem restrição	84
37	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado com restrição	84
38	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado sem restrição	85
39	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado com restrição	85

40	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado sem restrição	86
41	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado com restrição	87
42	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado sem restrição	87
43	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado com restrição	88
44	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado sem restrição	88
45	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado com restrição	89
46	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição	90
47	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição	90
48	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição	91
49	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição	91
50	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição	92
51	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição	92
52	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	93
53	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	94
54	Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	94
55	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 4 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição de movimento	96

56	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 9 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição de movimento	96
57	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 13 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição de movimento	97
58	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 4 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição de movimento	98
59	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 9 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição de movimento	98
60	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 13 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição de movimento	99
61	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 4 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição de movimento	100
62	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 9 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição de movimento	100
63	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 13 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição de movimento	101
64	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 4 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição de movimento	102
65	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 9 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição de movimento	102
66	Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 13 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição de movimento	103
67	Normalização dos resultados do voluntário 4 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição	104
68	Normalização dos resultados do voluntário 9 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição	105
69	Normalização dos resultados do voluntário 13 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição	105
70	Normalização dos resultados do voluntário 4 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição	106
71	Normalização dos resultados do voluntário 9 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição	106
72	Normalização dos resultados do voluntário 13 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição	107
73	Normalização dos resultados do voluntário 4 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição	107

74	Normalização dos resultados do voluntário 9 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição	108
75	Normalização dos resultados do voluntário 13 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição	108
76	Normalização dos resultados do voluntário 4 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	109
77	Normalização dos resultados do voluntário 9 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	109
78	Normalização dos resultados do voluntário 13 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	110
79	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de adução horizontal realizado sem restrição	111
80	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de adução horizontal realizado com restrição	112
81	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de adução horizontal realizado sem restrição	112
82	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de adução horizontal realizado com restrição	113
83	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de adução horizontal realizado sem restrição	113
84	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de adução horizontal realizado com restrição	114
85	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de extensão realizado sem restrição	114
86	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de extensão realizado com restrição	115
87	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de extensão realizado sem restrição	115
88	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de extensão realizado com restrição	116
89	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de extensão realizado sem restrição	116
90	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de extensão realizado com restrição	117
91	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição	117
92	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição	118
93	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição	118
94	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição	119
95	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição	119
96	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição	120
97	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	120

98	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	121
99	Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	121
100	Resultado do p valor para a análise ANOVA do movimento de extensão realizado sem restrição	128
101	Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de adução horizontal realizado sem restrição	129
102	Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição	129
103	Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição	131
104	Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de extensão realizado sem restrição para um número maior de amostras	133
105	Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de adução horizontal realizado sem restrição para um número maior de amostras	133
106	Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de extensão realizado com restrição	135
107	Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de adução horizontal realizado com restrição	136
108	Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo realizado com restrição	137
109	Movimento <i>center-out point-to-point</i>	139
110	Ideia original da representação do movimento e trajetória sugerida.	140
111	Representação do movimento e trajetória sugeridos, considerando restrição de movimento e/ou compensação pelo movimento do tronco.	141
112	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de adução: Grupo 1	154
113	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de adução: Grupo 2	155
114	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de adução: Grupo 3	155
115	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de extensão: Grupo 1	156
116	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de extensão: Grupo 2	157
117	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de extensão: Grupo 3	157
118	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de alcançar o alvo: Grupo 1	158

119	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de alcançar o alvo: Grupo 2	159
120	Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de alcançar o alvo: Grupo 3	159
121	Gráficos de movimentação do tronco sem restrição de movimento na execução do movimento de apontar para o alvo: Grupo 1 . . .	160
122	Gráficos de movimentação do tronco sem restrição de movimento na execução do movimento de apontar para o alvo: Grupo 2 . . .	161
123	Gráficos de movimentação do tronco sem restrição de movimento na execução do movimento de apontar para o alvo: Grupo 3 . . .	161
124	Resultado do P para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal	162
125	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal	162
126	Gráfico da relação entre amplitude e a restrição para o movimento de adução horizontal	163
127	Resultado do P para a análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo	164
128	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo	164
129	Gráfico da relação entre amplitude e a restrição para o movimento de alcance ao alvo	165
130	Resultado do P para a análise ANOVA do movimento de extensão	166
131	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de extensão	166
132	Gráfico da relação entre amplitude e a restrição para o movimento de extensão	167
133	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de extensão sem restrição	168
134	Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de extensão sem restrição	169
135	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de extensão sem restrição	169
136	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de extensão sem restrição	170
137	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal sem restrição	171
138	Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de adução horizontal sem restrição	172
139	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de adução horizontal sem restrição	172

140	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de adução horizontal sem restrição	173
141	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo sem restrição	174
142	Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de alcance ao alvo sem restrição	175
143	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de alcance ao alvo sem restrição	175
144	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de alcance ao alvo sem restrição	176
145	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de apontar para o alvo sem restrição	177
146	Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de apontar para o alvo sem restrição	178
147	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de apontar para o alvo sem restrição	178
148	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de apontar para o alvo sem restrição	179
149	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de extensão sem restrição para um número maior de amostras	180
150	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de extensão sem restrição para um número maior de amostras . .	181
151	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de extensão sem restrição para um número maior de amostras	181
152	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal sem restrição para um número maior de amostras	182
153	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de adução horizontal sem restrição para um número maior de amostras	183
154	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de adução horizontal sem restrição para um número maior de amostras	183
155	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de extensão com restrição	184
156	Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de extensão com restrição	185
157	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de extensão com restrição	185
158	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de extensão com restrição	186
159	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal com restrição	187

160	Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de adução horizontal com restrição	188
161	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de adução horizontal com restrição	188
162	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de adução horizontal com restrição	189
163	Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo com restrição	190
164	Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de alcance ao alvo com restrição	191
165	Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de alcance ao alvo com restrição	191
166	Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de alcance ao alvo com restrição	192

LISTA DE TABELAS

1	Comparativo entre as duas versões (V1 e V2) do sensor Kinect [©] da <i>Microsoft</i> (POSTOLACHE, 2017; FERNÁNDEZ, 2019)	43
2	Informações dos voluntários	69
3	Relação dos Grupos	69
4	Dados referentes aos gráficos do Grupo 1 para o movimento de adução horizontal	72
5	Dados referentes aos gráficos do Grupo 2 para o movimento de adução horizontal	73
6	Dados referentes aos gráficos do Grupo 3 para o movimento de adução horizontal	73
7	Dados referentes aos gráficos do Grupo 1 para o movimento de extensão	74
8	Dados referentes aos gráficos do Grupo 2 para o movimento de extensão	74
9	Dados referentes aos gráficos do Grupo 3 para o movimento de extensão	74
10	Dados referentes aos gráficos do Grupo 1 para o movimento de alcance ao alvo	76
11	Dados referentes aos gráficos do Grupo 2 para o movimento de alcance ao alvo	76
12	Dados referentes aos gráficos do Grupo 3 para o movimento de alcance ao alvo	76
13	Dados referentes aos gráficos do Grupo 1 para o movimento de apontar para o alvo	77
14	Dados referentes aos gráficos do Grupo 2 para o movimento de apontar para o alvo	78
15	Dados referentes aos gráficos do Grupo 3 para o movimento de apontar para o alvo	78
16	Relação de plano de movimento e ângulo para cada um dos quatro movimentos	79
17	Relação de pontos gravados durante os testes	80
18	Dados da análise anova de uma via para o movimento de adução horizontal	124
19	Dados da análise anova de uma via para o movimento de alcance ao alvo	125
20	Dados da análise anova de uma via para o movimento de extensão	126

21	Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de extensão	128
22	Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de adução horizontal	129
23	Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de alcance ao alvo	130
24	Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de apontar para o alvo	130
25	Dados da nova análise de influência na amplitude para o movimento de extensão	132
26	Dados da nova análise de influência na amplitude para o movimento de adução horizontal	134
27	Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de extensão considerando restrição de movimento	135
28	Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de adução horizontal considerando restrição de movimento	136
29	Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de alcance ao alvo considerando restrição de movimento	137
30	Publicações realizadas	144

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	Motivação	23
1.2	Objetivo Geral	25
1.3	Objetivos Específicos	26
1.4	Descrição dos Capítulos	26
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	28
2.1	Métodos Fisioterapêuticos	28
2.2	Acidente Vascular Cerebral	30
2.3	Amplitude de Movimento	33
2.4	Movimentos Compensatórios	36
3	ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO	38
3.1	Sistemas com câmeras para reabilitação	40
3.1.1	Luz Estruturada	40
3.1.2	Sensor Kinect [©]	42
4	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	46
4.1	Trabalhos Relacionados	46
4.1.1	Restrições Físicas	46
4.1.2	Sensores Inerciais e Eletromiografia (EMG)	52
4.1.3	Câmeras	57
4.2	Proposta de Trabalho	60
5	METODOLOGIA	62
5.1	Captura dos Movimentos Compensatórios	62
5.1.1	Identificação de planos e articulações necessários para a captura dos movimentos	64
5.2	Sistema base utilizado	65
5.3	Movimentos Fisioterapêuticos escolhidos	67
5.4	Filtro de Suavização	69
5.4.1	Filtro de Savitzky-Golay	70
6	RESULTADOS	71
6.1	Teste do sistema	71
6.1.1	Movimento de Adução Horizontal	72
6.1.2	Movimento de Extensão	73
6.1.3	Movimento de Alcance ao Alvo	75

6.1.4	Movimento de Apontar para o Alvo	77
6.2	Alteração do sistema proposto	78
6.2.1	Movimento de Adução Horizontal	82
6.2.2	Movimento de Extensão	86
6.2.3	Movimento de Alcance ao Alvo	89
6.2.4	Movimento de Apontar para o Alvo	93
6.3	Suavização dos Dados	95
6.3.1	Movimento de Adução Horizontal	96
6.3.2	Movimento de Extensão	97
6.3.3	Movimento de Alcance ao Alvo	99
6.3.4	Movimento de Apontar para o Alvo	101
6.4	Normalização dos Dados	103
6.4.1	Movimento de Adução Horizontal	104
6.4.2	Movimento de Extensão	105
6.4.3	Movimento de Alcance ao Alvo	107
6.4.4	Movimento de Apontar para o Alvo	108
6.5	Comparação dos Resultados	110
6.5.1	Movimento de Adução Horizontal	110
6.5.2	Movimento de Extensão	114
6.5.3	Movimento de Alcance ao Alvo	117
6.5.4	Movimento de Apontar para o Alvo	120
6.6	Análise de Variância (ANOVA)	122
6.6.1	Análise ANOVA de uma via	123
6.6.2	Análise de Influência na Amplitude	127
7	PROPOSTA DE MODELO 3D PARA DETECÇÃO DOS MOVIMENTOS COMPENSATÓRIOS	139
8	CONCLUSÃO, CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS	142
8.1	Conclusão	142
8.2	Trabalhos Futuros	143
8.3	Publicações	143
	REFERÊNCIAS	145
ANEXO A	TESTE DO SISTEMA: MOVIMENTO DE ADUÇÃO HORIZONTAL	154
ANEXO B	TESTE DO SISTEMA: MOVIMENTO DE EXTENSÃO	156
ANEXO C	TESTE DO SISTEMA: MOVIMENTO DE ALCANCE AO ALVO	158
ANEXO D	TESTE DO SISTEMA: MOVIMENTO DE APONTAR PARA O ALVO	160

ANEXO E	ANÁLISE BINÁRIA: MOVIMENTO DE ADUÇÃO	162
ANEXO F	ANÁLISE BINÁRIA: MOVIMENTO DE ALCANCE AO ALVO	164
ANEXO G	ANÁLISE BINÁRIA: MOVIMENTO DE EXTENSÃO	166
ANEXO H	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE EXTENSÃO	168
ANEXO I	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE ADUÇÃO HORIZONTAL . . .	171
ANEXO J	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE ALCANCE AO ALVO	174
ANEXO K	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE APONTAR PARA O ALVO .	177
ANEXO L	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE EXTENSÃO (NOVA ANÁLISE)	180
ANEXO M	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE ADUÇÃO HORIZONTAL (NOVA ANÁLISE)	182
ANEXO N	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: COM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE EXTENSÃO	184
ANEXO O	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: COM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE ADUÇÃO HORIZONTAL . .	187
ANEXO P	ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: COM RES- TRIÇÃO - MOVIMENTO DE ALCANCE AO ALVO	190

1 INTRODUÇÃO

O presente capítulo tem como objetivo apresentar a motivação para a construção deste trabalho bem como o objetivo geral e os objetivos específicos a serem cumpridos no decorrer da construção do mesmo.

1.1 Motivação

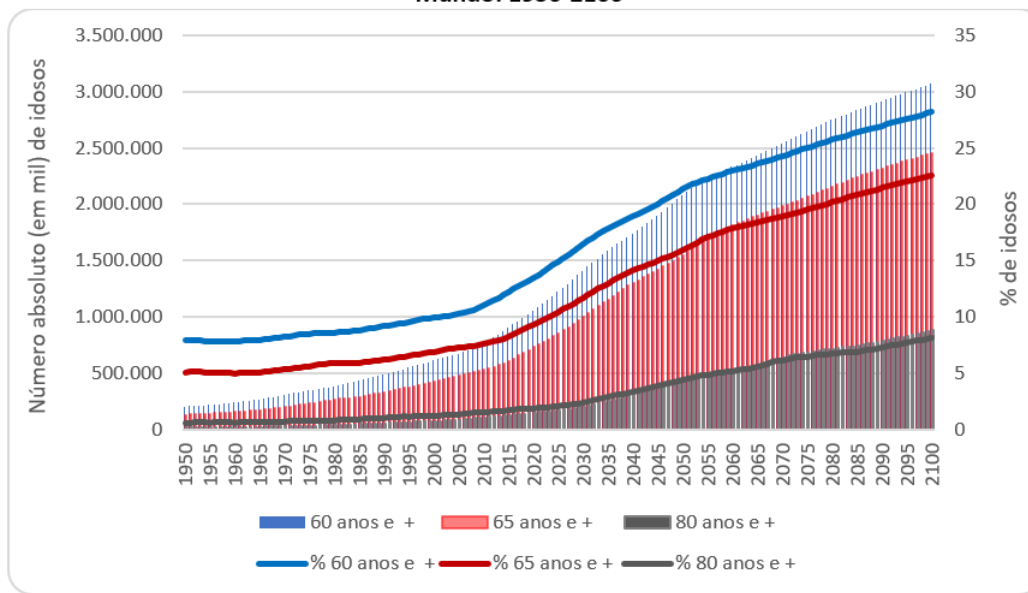
As pessoas, atualmente, estão vivendo cada vez mais fazendo com que, consequentemente, a população de idosos cresça. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), o número de pessoas com idade superior a 60 anos chegará a 2 bilhões de pessoas até 2050, o que representa um quinto da população mundial (USP, 2018). A Figura 1 apresenta um gráfico que mostra o crescimento absoluto (barras e eixo esquerdo) e o crescimento percentual (linhas e eixo direito) dos idosos em três categorias: 60 anos e mais, 65 anos e mais e 80 anos e mais, comprovando o grande crescimento da população idosa no mundo (ALVES, 2020). Com o crescimento da população idosa, cresce também a quantidade de pessoas que necessitam de auxílio em suas tarefas diárias devido aos mais variados motivos.

Além disso, existem vários outros motivos que causam a perda de movimentos de uma pessoa, fazendo com que necessite de algum tipo de auxílio, dentre eles: Acidente 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 estas 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 destes pacientes.

Neste contexto a robótica surge com suas terapias assistivas como ferramenta com potencial para auxiliar nas necessidades citadas anteriormente. Estas terapias assistivas estão ganhando cada vez mais força, pois a reabilitação dos pacientes

**População absoluta e relativa de idosos de 60 anos e mais, 65 anos e mais e 80 anos e mais
Mundo: 1950-2100**



UN/Pop Division: World Population Prospects 2019 <https://population.un.org/wpp2019/>

Figura 1: Crescimento da população idosa no mundo

a partir de abordagens terapêuticas tradicionais apresentam análises subjetivas e dependentes da expertise do fisioterapeuta, o que nem sempre apresenta resultados satisfatórios, fazendo com que novas intervenções passassem a ser necessárias.

Considerando a crescente demanda por estudos nesta área é que o grupo de Robótica Assistiva 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 a 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[©] e Gazebo[©]) e até mesmo robôs manipuladores (Por exemplo: Cyton Gamma 1500 da Robai Robotics[©]). 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 é alvo do desenvolvimento da pesquisa desta dissertação. A Figura 2 apresenta um digrama que resume o projeto de Robótica Assistiva.

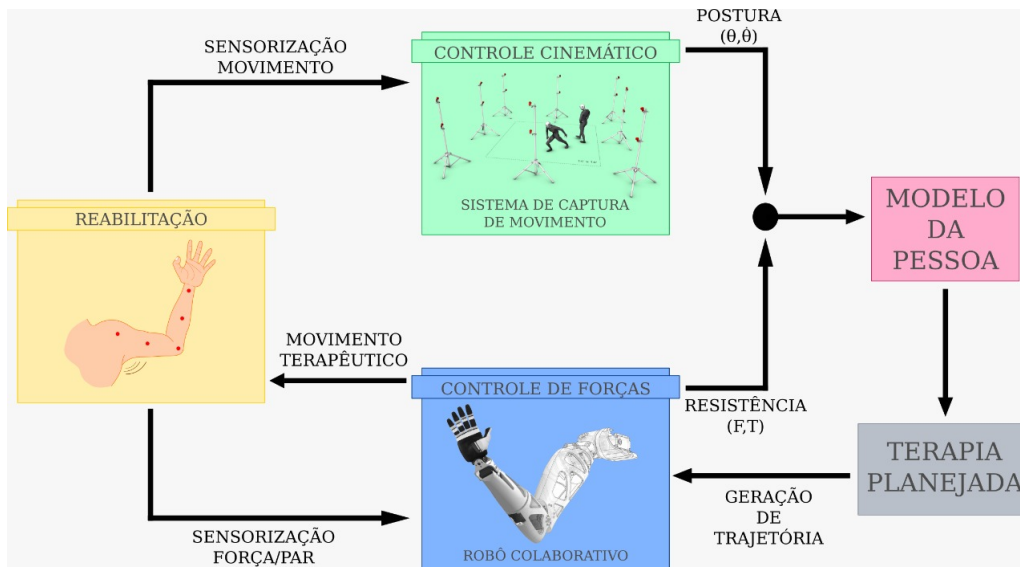


Figura 2: Diagrama resumo do grupo de pesquisa Robótica Assistiva da FURG

A partir desta figura podem-se destacar três partes que encontram-se interligadas e que fazem o projeto funcionar em conjunto, ou seja, podem ser vistas como os três grandes focos atualmente do projeto. Além disso, tratam-se de etapas que necessitam uma das outras para o funcionamento, já que uma depende dos dados gerados da etapa anterior para dar continuidade. Os três grandes tópicos são:

- Sensorização de Movimento: Consiste no desenvolvimento de uma ferramenta alternativa para o uso de equipamentos tradicionais na obtenção dos ângulos desenvolvidos pelo paciente nas articulações durante o exame realizado para diagnóstico de limitações, utilizando sensor baseado no conceito de luz estrutura ou até mesmo sensores inerciais;
- Postura: Análise e quantificação dos movimentos compensatórios de tronco, a fim de definir se tais movimentos tratam-se de compensações naturais ou oriundas da movimentação restrita/limitada dos membros superiores do paciente. Este item trata-se do foco desta pesquisa de dissertação;
- Geração de Trajetória: Consiste no desenvolvimento de uma trajetória robótica que será sugerida ao paciente com finalidade de realizar o movimento para a reabilitação.

1.2 Objetivo Geral

Esta dissertação tem como objetivo geral a detecção e análise dos movimentos compensatórios do tronco a fim de auxiliar no processo fisioterapêutico dos pacientes.

1.3 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos que devem ser cumpridos a fim de que se consiga ao término deste trabalho cumprir o objetivo geral são apresentados a seguir:

- Definição da metodologia de captura dos movimentos compensatórios;
- Definição dos movimentos para análise da compensação;
- Teste do sistema desenvolvido;
- Suavização dos dados obtidos;
- Normalização dos dados;
- Análise dos movimentos compensatórios;
- Proposta de modelo 3D para detecção de movimentos compensatórios.

1.4 Descrição dos Capítulos

O presente documento encontra-se dividido em 8 capítulos. No capítulo 2 será descrita a fundamentação teórica, visto que se trata de um trabalho multidisciplinar foi preciso estudar alguns conceitos relacionados a fisioterapia a fim de que se pudesse embasar a construção do presente trabalho.

Já o capítulo 3 apresenta os conceitos relacionados a robótica para reabilitação, uma vez que o interesse deste trabalho consiste em utilizar a robótica e a computação para auxiliar os fisioterapeutas no processo de reabilitação dos pacientes. Para isso, fez-se necessário que se estudasse um pouco sobre os avanços da área de robótica para reabilitação, bem como sobre sistemas que utilizam câmeras para este propósito.

O capítulo 4 apresenta a revisão bibliográfica, nele são apresentados os trabalhos que foram estudados e que auxiliaram de alguma forma a construção do presente trabalho.

O capítulo 5 apresenta a metodologia, nele são descritas as escolhas tomadas e maneira como este trabalho foi desenvolvido.

Os resultados são apresentados no capítulo 6. Nele constam todos os resultados obtidos acerca deste trabalho e as melhorias que foram feitas para que se pudesse entregar o melhor sistema possível no final deste trabalho. Além disso, apresenta as análises realizadas a partir dos resultados gerados.

O capítulo 7 apresenta uma proposta de modelo para detecção de movimentos compensatório que, infelizmente, por conta da situação pela qual o mundo inteiro passou no último ano e ainda está passando, devido a pandemia COVID-19 não pode

ser testada, mas que poderá ser feito assim que as coisas voltarem a sua normalidade no mundo todo.

O capítulo 8 apresenta as conclusões obtidas com o presente trabalho e os possíveis trabalhos futuros que podem surgir a partir do mesmo.

Os anexos apresentam gráficos obtidos no capítulo de resultados, a fim de tornar menos repetitivo durante a leitura do texto, mas também garantir que se preciso os gráficos encontram-se no trabalho para serem consultados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O presente capítulo tem como objetivo apresentar a primeira etapa deste trabalho que foi a fundamentação teórica. Tal etapa demandou atenção especial uma vez que este documento consiste em um trabalho multidisciplinar. A fisioterapia é uma das principais áreas a serem estudadas neste trabalho e que não é comumente relacionada a temas referentes à computação e robótica.

Dessa forma, inicialmente é apresentada uma revisão acerca dos métodos fisioterapêuticos mais utilizados, a fim de deixar o leitor apar do tema e do que será proposto; em seguida é apresentada uma revisão sobre o AVC, que foi a doença escolhida como objeto de estudo deste trabalho.

A amplitude de movimento é o próximo ponto destacado neste capítulo, uma vez que este estudo tem como objetivo analisar e quantificar movimentos compensatórios que estão associados a amplitude de movimento do membro afetado.

Por fim, é apresentada uma revisão acerca dos movimento compensatórios, foco principal do trabalho, uma vez que se visa detectar, quantificar e analisar os movimentos compensatórios a fim de auxiliar no processo fisioterápico dos pacientes.

2.1 Métodos Fisioterapêuticos

A fisioterapia, logo que surge, tem um caráter essencialmente curativo e reabilitador, sendo vista como alternativa para reinserção de indivíduos lesionados e mutilados ao setor produtivo. As guerras e o alto índice de acidentes de trabalho eram os maiores responsáveis pelos grandes números de óbitos e mutilados, em sua grande maioria homens em idade produtiva, reduzindo a força de trabalho. Sendo assim, surgiu a necessidade de reinserir o maior número possível de indivíduos lesionados e mutilados ao setor produtivo surgindo, portanto, os centros de reabilitação. Tais centros tinham o intuito de restaurar a capacidade física dos acidentados e mutilados, e quando não era possível recuperar toda a aptidão física original do indivíduo, desenvolvia-se nele a capacidade residual, adaptando-a para outra função (JÚNIOR, 2010; NASCIMENTO et al., 2006).

A fisioterapia, segundo Marcucci (2005), tem como objetivo trazer benefícios para os pacientes aliados ao alívio dos sintomas, visando sempre que possível, à independência funcional do paciente. Uma gama de técnicas e métodos são englobados pela fisioterapia a fim de permitir que tais benefícios sejam alcançados, tanto na sintomatologia quanto na qualidade de vida de seus pacientes. Contudo, por se tratar de uma área que abrange várias outras questiona-se, muitas vezes, quais os e recursos, técnicas e métodos mais indicados, ou seja, qual deve ser a terapêutica utilizada pela fisioterapia ao tratar um paciente com AVC, por exemplo? Tais discussões são frequentemente levantadas, para as mais diversas aplicações terapêuticas, nas mais diversas doenças (CIPOLAT; PEREIRA; FERREIRA, 2011).

No Brasil, a fisioterapia era tida inicialmente como uma ocupação de nível técnico, com a função de executar técnicas, prescritas por médicos, a fim de reabilitar pessoas lesionadas. A partir de 1969, a fisioterapia foi instituída no Brasil como profissão de nível superior. Com isso, o fisioterapeuta ganhou não só *status* de nível superior, mas principalmente, autonomia profissional (JÚNIOR, 2010). Sua atuação continua destinada às ações reabilitadoras, mas também a fisioterapia preventiva, que vem se difundindo e ganhando cada vez mais espaço nos serviços de saúde.

Segundo Biasoli e Izola (2003), os resultados obtidos por um paciente com a fisioterapia encontra-se relacionado diretamente com o profissional responsável pelo processo fisioterapêutico, o fisioterapeuta. Um profissional bem treinado é indispensável para que bons resultados sejam alcançados e para que a orientação seja realizada de maneira específica, individualizada e correta para cada paciente. Sendo assim, o fisioterapeuta tem um papel essencial na educação dos pacientes, bem como na persuasão dos mesmos na aderência ao tratamento.

O processo de reabilitação é capaz de promover a recuperação da disfunção motora do membro superior (ZHANG; FANG; GU, 2015). O problema é que os métodos fisioterapêuticos tradicionais estão ficando cada vez mais defasados no que tange aos resultados obtidos quando comparados com outros métodos de reabilitação.

Uma série de novos programas de reabilitação estão sendo estudados e aperfeiçoados há algum tempo, como por exemplo: robótica de reabilitação, reabilitação baseada em jogos, dentre outros. Tais programas estão ganhando espaço não só pelos resultados apresentados, mas principalmente por tornar o processo fisioterapêutico muito mais atraente, frequente e menos invasivo (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2016).

Porém, é importante destacar que tais metodologias novas não excluem a necessidade do fisioterapeuta, pelo contrário, o mesmo se faz necessário também nestas novas metodologias para o acompanhamento e prescrição de atividades fisioterapêuticas.

2.2 Acidente Vascular Cerebral

Antes de abordar questões específicas acerca do AVC é importante destacar que em meio ao texto podem aparecer outros termos a fim de descrever a mesma condição, como derrame e AVE (Acidente Vascular Encefálico).

Derrame trata-se de um termo popular, bastante conhecido e difundido, que traduz esta grave condição, porém não é preciso, visto que ele sugere há existência de um derramamento de sangue, o que nem sempre acontece. Por outro lado, o AVE trata-se de uma terminologia mais ampla, uma vez que nesta condição pode estar envolvida qualquer estrutura encefálica, e não apenas a parte cerebral, como sugere o termo AVC (GAGLIARDI, 2018).

Por fim, é importante destacar que não existe um consenso em relação a qual nomenclatura mais adequada, além do fato do derrame ser o termo para se dirigir ao público leigo e o AVC/AVE para o público especializado. Considerando que a maioria da literatura estudada para a construção deste trabalho apresenta o AVC como o termo padrão, o presente estudo optou pela utilização do termo AVC, porém pode ser que as outras nomenclaturas surjam conforme sejam apresentados estudos de outros autores.

O AVC foi escolhido como condição a ser estudada neste trabalho uma vez que apesar do grande progresso no tratamento de doenças vasculares, ainda é a principal causa de incapacidade a longo prazo no mundo. Muitos sobreviventes de AVC experimentam déficits neurológicos complexos que prejudicam a qualidade do movimento, resultantes não apenas de problemas motores, mas também de problemas cognitivos e comportamentais (BLASZCZYSZYN et al., 2018).

Os pacientes com hemiparesia travam uma luta há bastante tempo, juntamente com seus terapeutas, a fim de buscarem uma boa recuperação do uso funcional da extremidade superior. A busca pelos resultados cada vez mais positivos no processo de reabilitação deve-se ao fato de que as deficiências pós derrame impactam diretamente na qualidade de vida dos pacientes, causando limitações a longo prazo (DURET et al., 2015).

Segundo a Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares (SBDCV), o AVC é uma das doenças que mais mata os brasileiros, além de ser a principal causa de incapacidade no mundo. Em torno de 70% das pessoas que sofrem AVC não retornam ao trabalho e em torno de 50% das pessoas ficam dependentes de outras pessoas para as tarefas básicas do dia a dia. De acordo com o Ministério da Saúde, anualmente, 100 mil pessoas morrem em todo o país, devido ao AVC. Segundo a Organização Mundial de AVC estes números tendem a piorar, visto que eles preveem que uma a cada seis pessoas no mundo terão AVC ao longo de sua vida (SBDC, 2019). Apesar de atingir com mais frequência quem está acima dos 60 anos, o AVC

pode ocorrer em qualquer idade, e tem crescido entre os menores de 45 anos, o que provavelmente se deve ao atual estilo de vida (GRUPO CENE, 2019).

Considerando os números apresentados verifica-se a real importância de se conseguir abordagens terapêuticas que auxiliem na reabilitação de pessoas pós AVC. Quando o assunto remete a abordagens terapêuticas tradicionais, os números não são muito bons, visto que elas resultam em um comprometimento contínuo em um número considerável de pacientes (GOWLAND et al., 1992; GRESHAM et al., 1975; MAYO et al., 1999). Porém, quando se fala em dispositivo robóticos estes números começam a melhorar, visto que a partir das intervenções assistidas por robôs, em um mesmo tempo de supervisão pode-se realizar práticas mais intensivas com o paciente, fazendo com o que o tempo de recuperação seja menor (PÉREZ-RODRÍGUEZ et al., 2014).

Um dos problemas mais importantes após o AVC consiste na limitação funcional do membro superior (BLASZCZYSZYN et al., 2018). Cerca de 80% dos sobreviventes de AVC sofrem uma capacidade reduzida de usar o membro superior parético (tipo de paralisia causada por lesão neurológica que não é completa), e a recuperação deste membro é o grande desafio enfrentado pelos terapeutas (BAKHTI et al., 2017, 2015; JØRGENSEN et al., 1995; NAKAYAMA et al., 1994; MA et al., 2019).

Entretanto, uma série de avanços na neurociência estão acarretando em mudanças na forma de compreender a eficácia terapêutica. O processo de aperfeiçoamento de novas técnicas encontra-se muito relacionado ao conhecimento e entendimento das distintas fases pós AVC. É bem verdade que existe algumas variações literárias quanto a estas informações, principalmente por conta das variações individuais de cada paciente e caso específico, mas de modo geral pode-se definir os prazos e fases apresentadas pela Figura 3 (SULLIVAN, 2007),.

- O primeiro período conhecido como "Hiperagudo" inclui o período da chegada à emergência e terapia, representa o tempo do sistema do derrame inicial até 6 horas pós AVC (BADER; PALMER, 2006);
- O segundo período conhecido como "Agudo" consiste no intervalo de tempo entre as primeiras 24h e aproximadamente 7 dias após o AVC, trata-se do período em que o paciente é considerado "cl clinicamente estável"(BADER; PALMER, 2006);
- O terceiro período conhecido como "Fase Subaguda" consiste no período de 1 semana até 3 ou 4 meses após o AVC, é onde ocorre o processo mais rápido de recuperação neurológica e funcional (KALRA; LANGHORNE, 2007);
- O quarto e último período é conhecido como "Fase crônica", que refere-se a qualquer momento após estes 3 ou 4 meses de recuperação após o AVC. Mudan-

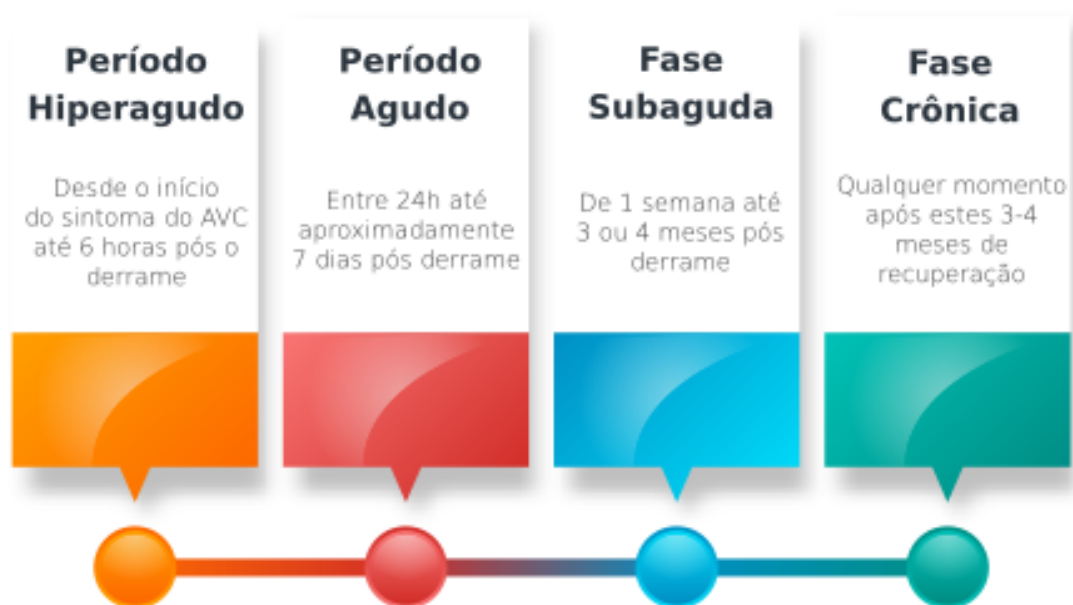


Figura 3: Estágios de Recuperação pós AVC. Adaptada de (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2014)

ças nesta fases são provavelmente atribuíveis à plasticidade cortical adaptativa (NUDO; DANCAUSE, 2007) em resposta aos padrões de movimento compensatório ou à reaquisição de padrões de movimento mais normais (FISHER; SULLIVAN, 2001).

Considerando as fases pós AVC apresentadas pela Figura 3, pode-se definir que o objeto de estudo deste trabalho ocorrerá na fase crônica. Visto que os pacientes do período crônico do AVC apresentam resultados significativamente piores para as variáveis testadas na avaliação do membro parético e saudável (BLASZCZYSZYN et al., 2018). Além de ser nessa fase que temos a instalação da espasticidade ou hipertonia.

O fato de uma série de programas e de terapias estarem sendo desenvolvidos a fim de auxiliar na recuperação de pacientes pós-AVC é muito benéfica se vista apenas por este lado, porém quando se analisa o processo como um todo observa-se que tais avanços não impedem os movimentos compensatórios de rotação e flexão do tronco, por exemplo, que são frequentemente associados com uma recuperação funcional deficiente. Dessa forma, faz-se necessário que se encontre outras soluções que consigam também atender a estas necessidades (LIN et al., 2019). É pensando neste aspecto que este trabalho surge com o intuito de aliar estes dois fatos: a reabilitação de pacientes pós-AVC e a redução dos movimentos compensatórios de tronco durante este processo de reabilitação.

No caso dos específico dos pacientes com AVC pode-se dizer que eles, em sua grande maioria, acabam por fazer uso de estratégias compensatórias a fim de al-

cançarem melhores funções e posicionamento na ausência de movimento voluntário. Porém, a presença de estratégias compensatórias pode sugerir que o paciente não tenha obtido uma recuperação neurológica natural e que o mesmo tenha adquirido um padrão de não-aprendizado (aprendizagem equivocada do movimento) aprendido a partir da execução de movimentos compensatórios, ou seja, o paciente não aprendeu a executar o movimento proposto a partir da utilização do membro afetado, mas sim a partir da utilização de movimentos de outros membros não afetados (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2016).

O movimento compensatório, principalmente de tronco, inicialmente é necessário para a realização de certos movimentos, pois o paciente muitas vezes, não consegue realizá-los sem essa compensação. Sendo assim, os fisioterapeutas trabalham, inicialmente, a adequação central (tronco), mas ainda encontram dificuldades ao lidar e analisar esta compensação, a fim de encontrar a melhor forma de lidar com essa compensação inicial.

Muitos pacientes, após sofrerem AVC, ao tentarem realizar, sentados, um alcance com o membro superior afetado, acabam por substituir de forma espontânea o uso do braço por movimentos de compensação do tronco, mesmo que sejam capazes de realizar o movimento com o braço, quando forçados a fazê-lo. O uso excessivo a longo prazo da compensação do tronco pode levar à recuperação motora subótima do membro superior parético e complicações secundárias, como contraturas musculares, diminuição da flexibilidade, diminuição da força muscular e alterações posturais, por exemplo (BAKHTI et al., 2018).

2.3 Amplitude de Movimento

A avaliação da amplitude de movimento consiste em uma das etapas mais importantes, se não a mais, no processo de reabilitação de movimentos. Os fisioterapeutas necessitam constantemente avaliar se houve uma melhora na amplitude de movimento do membro afetado.

Segundo o Manual de Goniometria apresentado por Marques (2003), a avaliação inicial e as avaliações durante e ao final do tratamento fisioterapêutico são extremamente importantes, uma vez que permitem aos fisioterapeutas realizar comparações, comunicar os resultados a outros profissionais e até mesmo avaliar se o tratamento proposto foi eficaz. Porém, é muito importante que as avaliações realizadas sigam os padrões estabelecidos e que seja feito um registro cuidadoso dos dados obtidos durante essas avaliações.

A goniometria é considerada o método de avaliação mais utilizado do ponto de vista dos fisioterapeutas (MARQUES, 2003), uma vez que se trata de um método de baixo custo, fácil utilização e que pode ser realizado em qualquer diversos lugares

(ambulatório, hospital, etc.). Existem outros métodos para medição de amplitude de movimento, como a fotogrametria, por exemplo, mas que apresentam um custo bem elevado e de difícil realização, necessitando de uma equipe especializada, impedindo que seja realizado a qualquer momento, em qualquer lugar.

O goniômetro, instrumento utilizado para medição de ângulos, é o principal meio utilizado pelos fisioterapeutas para quantificar as limitações básicas de movimento, decidir sobre intervenções terapêuticas apropriadas e documentar a eficácia dessas intervenções. Sendo assim, as medidas goniométricas são consideradas parte fundamental do processo de fisioterapia, segundo Gajdosik e Bohannon (1987).

A revisão apresentada em Gajdosik e Bohannon (1987) mostra que a goniometria se desenvolveu em conjunto com a evolução da fisioterapia. Além disso, relata a diversidade de métodos de captura de *Range of Motion* (ROM), desde uma simples estimativa visual até a cinematografia de alta velocidade. Porém, o estudo ressalta que, para a maioria dos fisioterapeutas, o goniômetro continua sendo o instrumento mais versátil e mais utilizado na prática.

Os goniômetros universais, como ficaram conhecidos em Moore (1949a), receberam este nome devido a sua grande versatilidade. Eles podem ser tanto de plástico quanto de metal, dos mais diversos tamanhos, desde que sigam sempre o mesmo padrão básico. Todos eles devem possuir um corpo e dois braços: um móvel e outro fixo. É no corpo do instrumento que se encontram as escalas, podendo ser um círculo completo (0-360 graus) ou de meio círculo (0-180 graus) (MARQUES, 2003). Um exemplo de goniômetro universal é apresentado pela Figura 4.

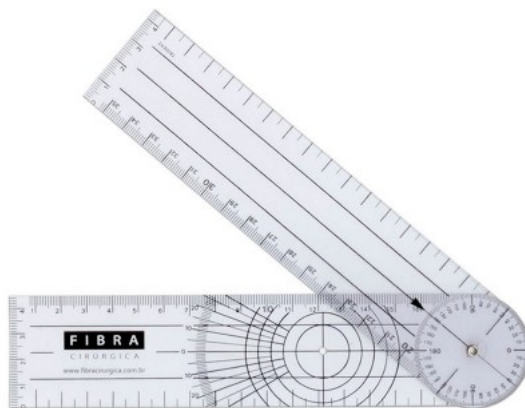


Figura 4: Exemplo de goniômetro universal (ESPECIALISTA, 2020)

Desde que ganhou visibilidade e passou a ser amplamente utilizado diversos trabalhos tem estudado constantemente o seu *design* de os procedimentos para utilização do goniômetro (MOORE, 1949a, 1949b; SALTER, 1955; DEFIBAUGH, 1964; SURGEONS, 1965; NORKIN; WHITE, 2016).

Considerando que a avaliação da amplitude dos movimentos é um dos pontos mais importantes de todo o processo fisioterapêutico, como já descrito anteriormente, é de suma importância que sejam feitas comparações dos ângulos atingidos pelos pacientes com limitações com ângulos atingidos por pessoas com movimentos plenos, a fim de que se consiga avaliar o quanto o paciente está defasado ou até mesmo o quanto o mesmo já evoluiu em relação a si mesmo e o quanto ainda precisa evoluir.

Sendo assim, o estudo apresentado em Soucie et al. (2011) mostra o resultado de diversas medições de amplitude de movimentos em membros superiores e inferiores. O estudo foi realizado por voluntários saudáveis, de ambos os sexos e de diferentes idades, a fim de se obter o maior número possível de valores de referência para comparações.

Neste estudo, os voluntários foram divididos em sete grupos, de acordo com suas faixas etárias, sendo que cada um dos grupos possuía 50 voluntários de cada um dos sexos, totalizando ao todo um grupo de 700 voluntários. A captura dos dados foi realizada por nove fisioterapeutas, que participaram de um treinamento a fim de padronizar os seus procedimentos de captura ROM. Os fisioterapeutas fizeram uso do goniômetro universal, instrumento que possui uma exatidão de 1 grau.

Ao final do estudo os autores concluem que os resultados apresentados de leitura de ROM representam estimativas ótimas de mobilidade das articulações para indivíduos saudáveis de diferentes grupos etários e de gênero. Os dados obtidos neste trabalhos são fornecidos de forma *online* para que possam ser utilizados por outros estudos, principalmente no que tange a comparação de informação.

Segundo Kumar et al. (2015), apesar do goniômetro ser o equipamento mais confiável e utilizado, uma série de alternativas começaram a ser estudadas a fim de substituir o uso deste instrumento, uma vez que sua utilização consome muito tempo e está sujeito a erros de leitura dos profissionais. Algumas das alternativas mais comumente apresentadas referem-se a utilização de sensores vestíveis, utilizando sensores inerciais em sua maioria, ou até mesmo a utilização de ferramentas baseadas em visão computacional.

O estudo apresentado em Kumar et al. (2015) desenvolve um sistema que faz uso de um sensor sem fio que o paciente veste.

Já em Kitsunezaki et al. (2013) é apresentado um estudo que faz uso do sensor *Kinect* da Microsoft, que se trata de uma das possibilidades baseadas em visão computacional. O estudo fez uso do *Kinect* por considerá-lo um sensor de grande

potencial para reconhecimento de pessoas e suas articulações.

2.4 Movimentos Compensatórios

Durante o processo de treinamento de reabilitação, os pacientes tendem a compensar o membro superior comprometido, através do recrutamento de músculos e articulações do tronco (CIRSTEA; LEVIN, 2000), uma vez que o tronco também é afetado porém de uma maneira diferente, tendendo a fazer o movimento de extensão. Esse movimento compensatório recebe o nome de compensação de tronco.

O monitoramento desses movimentos compensatórios é visto como fundamental para melhorar os resultados funcionais durante o processo de reabilitação dos pacientes (RANGANATHAN et al., 2017).

Dentro 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 não deficientes, possui uma avaliação muito importante quando se deseja estudar os comprometimentos dos membros superiores (VALEVICIUS et al., 2019).

Outra questão importante é o fato de o AVC induzir lesões cerebrais que causam comprometimento do controle motor dos membros superiores. Os movimentos de apreender e agarrar no caso de pacientes hemiparéticos são lentos e segmentados, mas os mecanismos que causam essa lentidão ainda não estão completamente claros. Esse comprometimento do controle motor dos membros superiores faz com que os pacientes hemiparéticos utilizem a redundância corporal durante movimentos de múltiplas faixas, aumentando a flexão do tronco para compensar o comprometimento da extensão do cotovelo. Vale ressaltar que isso ocorre quando os movimentos são realizados sem restrições, ou seja, quando os pacientes estão livres para realizar os movimentos que consideraram adequados (MANDON et al., 2016)

A movimentação do tronco apresenta diferentes características e a partir disso 3 compensações comuns de tronco podem ser destacadas (DOLATABADI et al., 2017):

- Inclinação para a frente (FL);
- Rotação do tronco (TR);
- Elevação do ombro (SE).

As 3 compensações são apresentadas pela Figura 5, com seus respectivos ângulos de rotação. Onde:

- α é o ângulo entre o vetor do tronco e o eixo y;

- β é o ângulo entre o vetor do ombro e o eixo x;
- γ é o ângulo entre o vetor do ombro e o eixo z.

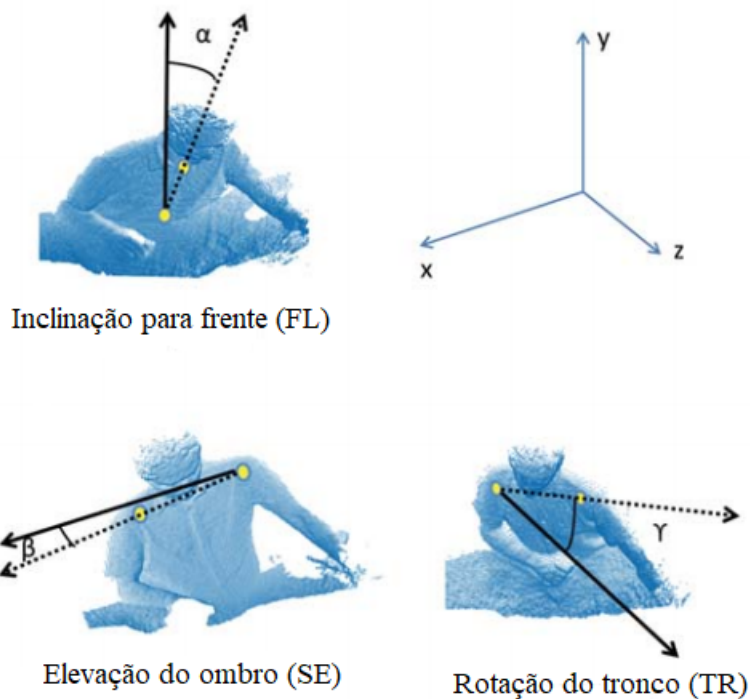


Figura 5: Compensações comuns do tronco oriundas das diferentes características de movimentação do tronco. Adaptada de (DOLATABADI et al., 2017)

O paciente pode realizar qualquer uma das três compensações apresentadas na figura anterior que, para todas elas, o efeito do treinamento de reabilitação será reduzido e a recuperação da disfunção motora do membro superior dificultada (LEVIN; KLEIM; WOLF, 2009), uma vez que a compensação do tronco como um todo, independente de qual seja, tende a causar estes efeitos.

3 ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO

O avanço tecnológico como um todo abriu espaço para melhoria em diversos setores, sendo o processo de reabilitação um desses. O processo de reabilitação de pacientes que sofreram/sofrem dos mais variados problemas está sendo um desafio constante para os fisioterapeutas e profissionais da área, uma vez que suas metodologias e técnicas acabam por não atender todas as necessidades, dependendo do nível de exigência do processo. São diversos os fatores que fazem com que estudos e avanços no processo de reabilitação se faça necessário, destacando a dependência que os métodos fisioterapêuticos tem em relação a experiência do profissional, ou também o fato de serem metodologia muito mais invasivas e menos didáticas, para determinado grupo de pacientes (idosos e crianças, por exemplo). Considerando tais pontos é que a robótica surge como uma forte aliada do processo de reabilitação, uma vez que pode desenvolver ferramentas capaz de auxiliar e melhorar o processo de reabilitação.

Entende-se por robótica como sendo uma ferramenta capaz de trazer benefícios para as mais diversas áreas, onde uma das mais estudadas é justamente voltada para a reabilitação de pacientes que necessitam de qualquer tipo de tratamento fisioterapêutico, esta área recebe o nome de robótica assistiva (MACIEL et al., 2017). A robótica assistiva, por sua vez, consiste em uma ferramenta capaz de desempenhar um importante papel social. Apesar de se tratar ainda de uma área ainda pouco explorada e em fase de desenvolvimento, quanto comparada com outras áreas, trata-se de uma área que pode contribuir significativamente para a qualidade de vida das pessoas com algum tipo de deficiência (MACIEL et al., 2017; VIVEIROS; CAMARGO, 2011; CAMPANELI; MESTRIA, 2013).

A Engenharia de Reabilitação é descrita como sendo a aplicação da ciência e da tecnologia e a reintegração do portador de deficiência no mercado de trabalho e na sociedade (BECKER et al., 2000). Os robôs começaram a ser utilizados, efetivamente, para a reabilitação a partir dos anos 1990, segundo Gonçalves e Siqueira (2013). Desde então, a utilização da robótica na área da medicina vem crescendo consideravelmente nos últimos anos (ABADIA et al., 2012). Por fim, pode-se definir

a engenharia de reabilitação como sendo um campo multidisciplinar da robótica, pois reúne aspectos da robótica, medicina e estudos envolvendo o comportamento das pessoas na sociedade (BASTOS, 2014).

Uma sociedade cada vez mais envelhecida e, conseqüentemente, um número crescente de pacientes com disfunções neurológicas pós-AVC estão forçando o campo da reabilitação a se adaptar às crescentes demandas. Embora o raciocínio clínico na reabilitação dependa da análise do desempenho do movimento do paciente, as estratégias atuais para monitorar o progresso da reabilitação são baseadas em escalas de avaliação subjetivas, que nem sempre são aplicadas. Portanto, existe uma necessidade de métodos eficazes de monitoramento não subjetivo. Dispositivos de monitoramento vestíveis estão rapidamente se tornando uma opção reconhecida na reabilitação para medidas quantitativas. Desenvolvimentos em sensores, tecnologia incorporada e têxtil inteligente estão impulsionando a reabilitação para adotar um sistema de entrega objetivo, contínuo, eficiente e econômico (SALAZAR et al., 2014).

Quando comparados com as intervenções tradicionais de reabilitação, os sistemas robóticos podem fornecer fisioterapia mais intensiva a partir da implementação de várias estratégias interativas. Além disso, a partir da utilização da robótica assistiva como ferramenta de auxílio no processo de fisioterapia do paciente, pode-se obter uma série de outras informações que antes não era possível, ou seja, a partir da utilização dos modelos dos pacientes, da captação das informações dos sensores e da realização do movimento terapêutico adequado, será possível realizar um exame muito mais preciso para a reabilitação com a medição de novos parâmetros como pico máximo de hipertonía/rigidez, área sob a curva de espasticidade, relação de hipertonía, entre outros (FONSECA et al., 2018; HAGENGRUBER; VOGEL, 2018).

Um estudo apresentado por Tejima (2001) apresenta alguns tipos de aplicações de robótica para a reabilitação desenvolvidos ao longo do tempo, dentre eles são destacados os robôs de manipulação aumentativa onde se encontram os seguintes dispositivos:

- Robôs de cadeira de rodas: braços robóticos montados em cadeiras de rodas;
- Estações de trabalho: robôs montados em mesas para realizar tarefas específicas como preparação de alimentos, manusear objetos, dentre outros;
- Alimentadores: robôs para tarefas simples que podem ser mais fáceis de usar em comparação a sistemas multiúso;
- Robôs móveis: movem-se para executar várias tarefas de forma semi-autônoma;

- Órteses robóticas: robôs de reabilitação montados nos membros superiores do usuário, em sua maioria foram propostas para atuar também como máquinas terapêuticas;
- Quartos robóticos: Sala com múltiplos sensores e atuadores se comunicando com o usuário;

Além disso, o autor classifica robôs de mobilidade aumentativa da seguinte maneira:

- Cadeira de rodas robóticas: cadeiras de rodas capazes de passar por obstáculos ou semi-autônomas;
- Ajuda de mobilidade para deficientes visuais: robôs capazes de detectar obstáculos e fornecer assistência de navegação;
- Assistência para caminhada de pessoas idosas: robôs de reabilitação que auxiliam pessoas idosas a se manterem em pé e para sentar.

Por fim, o estudo ainda destaca os robôs de terapia e os robôs para ajudar cuidadores, que se tratam de robôs operados por enfermeiros e cuidadores para mover o corpo do paciente, por exemplo.

3.1 Sistemas com câmeras para reabilitação

Segundo Postolache (2017), uma série de ferramentas, geralmente utilizadas para realidade virtual e aumentada, podem ser utilizadas no processo de reabilitação de pacientes. Isto acontece pois tais ferramentas são capazes de garantir uma boa precisão para a captura de movimentos em baixa complexidade computacional.

3.1.1 Luz Estruturada

Considerando que o objetivo do trabalho passa por realizar a captura dos movimentos através de câmeras RGB-D, entender o funcionamento básico das mesmas é importante para que se possa escolher a que melhor atende as necessidades do projeto. Dessa forma, torna-se importante definir o conceito de luz estruturada, uma vez que alguns sensores de baixo custo fazem uso deste princípio de funcionamento.

Segundo Reiss (2007) entende-se por luz estruturada aquela luz emitida por uma fonte, cuja sua propagação é modificada para adquirir uma forma específica ao ser projetada sobre uma superfície. A luz utilizada geralmente encontra-se na faixa do visível e a fonte é encapsulada em um receptáculo para que sua projeção seja dada em uma direção controlada, na qual um anteparo com orifícios em formas geométricas

específicas é posicionado, tais formas geométricas serão responsáveis por dar forma à luz projetada através do anteparo.

A utilização de técnicas de reconstrução por luz estrutura tem como objetivo, segundo Robinson, Alboul e Rodrigues (2004), medir a forma de objetos tridimensionais usando técnicas automáticas, sem a necessidade de contato com o objeto.

Como dito anteriormente, diversos sensores de baixo custo existentes no mercado fazem uso deste princípio de funcionamento, a destacar o sensor Kinect[©] da *Microsoft*. A tecnologia utilizada por este sensor foi desenvolvida pela empresa israelita PrimeSense. A Figura 6 apresenta o primeiro sensor criado por esta empresa seguindo este princípio, chamado de PSDK reference.



Figura 6: PSDK reference da PrimeSense

Além da PrimeSense com o sensor Camine 1.08, outras empresas passaram a desenvolver sensores que utilizam o princípio da luz estrutura, podendo-se destacar a Asus com os sensores Xtion Pro Livre e o Xtion 2, a Intel com o sensor RealSense Depth Camera D435 e a Microsoft com os sensores V1 ou V2. Todos os sensores elencados são apresentados pela Figura 7.



(a) Carmine 1.09.



(b) Xtion Pro Live



(c) Xtion 2.



(d) RealSense Depth Camera D435.



(e) Kinect V1.



(f) Kinect V2

Figura 7: Exemplos de sensores encontrados no mercado comercializados por grandes empresas.

3.1.2 Sensor Kinect[©]

Uma destas ferramentas trata-se do sensor Kinect[©] da *Microsoft* que conta com duas versões distintas disponíveis no mercado, sendo a primeira versão (V1) desenvolvida como ferramenta auxiliar do Xbox 360 e a segunda versão (V2) do Xbox One. As Figuras 7e e 7f apresentam, respectivamente, a primeira e a segunda versão.

Ambos sensores contam com câmera RGB, emissor infra vermelho, sensor de profundidade e microfone, com uma frequência de 30 imagens por segundo. Apesar de possuir diferenças em relação a resolução de imagem, emissor infra vermelho e sensor de profundidade, porém tais características não foram as responsáveis pela escolha do V2 em relação ao V1.

A principal e mais importante diferença considerada neste trabalho consiste na quantidade de pontos que este sensor consegue capturar em cada uma das versões. A V2 é capaz de capturar um número superior de pontos do que a V1, ou seja, enquanto a V1 captura apenas 20 pontos (cabeça, centro do ombro, ombros, cotovelos, punhos, mãos, coluna, centro do quadril, quadril esquerdo e direito, joelhos, tornozelos e pés) a V2 é capaz de capturar 25 articulações (reconhece mais detalhadamente a cabeça e as mãos, em relação as apresentadas para o V1), como pode-se observar a partir das Figuras 8 e 9 (ZHAO et al., 2014).

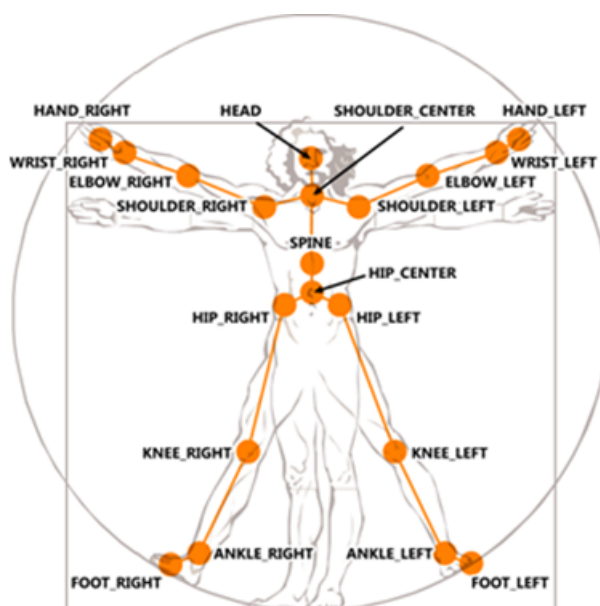


Figura 8: Pontos de captura do Kinect[©] V1 (BUTEAN; BĂLAN, 2014)

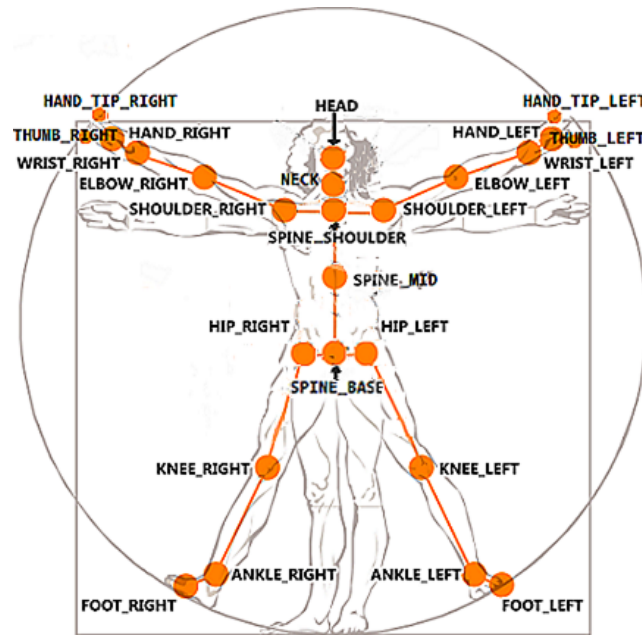


Figura 9: Pontos de captura do Kinect[©] V2 (BERNARDINO et al., 2016)

As diferenças existentes entre ambas as versões podem ser observadas de forma resumida pela Tabela 1.

Característica	V1	V2
Câmera RGB (<i>pixels</i>)	1280 x 1024	1920 x 1080
Emissor infra vermelho (<i>pixels</i>)	640 x 480	512 x 424
Sensor de profundidade (<i>pixels</i>)	640 x 480	512 x 424
Intervalo de profundidade (m)	0.4 a 4	0.4 a 4.5
Campo de visão horizontal (°)	57	70
Campo de visão vertical (°)	43	60
Total de articulações capturadas em 3D	20	25

Tabela 1: Comparativo entre as duas versões (V1 e V2) do sensor Kinect[©] da Microsoft (POSTOLACHE, 2017; FERNÁNDEZ, 2019)

Inicialmente desenvolvido com o propósito de ser utilizado para jogos, o sensor Kinect[©] passou a ser visto com outros olhos por uma série de autores que passaram a estudar a possibilidade e viabilidade de utilização deste sensor em processos de reabilitação.

Diversos trabalhos passaram a tentar avaliar a medição do Kinect[©] quantitativamente, podendo citar Obdržálek et al. (2012), Fernandez-Baena, Sánchez e Lligadas (2012) e Mobini, Behzadipour e Foumani (2014) como sendo três trabalhos que se destacaram nesta área. De forma geral, os trabalhos tinham o objetivo de estudar a precisão do Kinect[©] para reconhecer a posição das articulações no espaço 3D. De modo geral, os estudos concluíram que o Kinect[©] consiste em uma opção viável, devido ao seu baixo custo, para ser o dispositivo responsável pela captura de movimentos.

Os problemas quanto a utilização do Kinect[©] para outros fins ganham força dependendo do ambiente em que o mesmo será utilizado, principalmente em relação a oclusão por objetos na cena.

Em Fernandez-Baena, Sánchez e Lligadas (2012) apresenta-se um estudo que tinha como objetivo, além de estudar a precisão do Kinect[©] no processo de reconhecimento das articulações, realizar a comparação dos resultados obtidos em relação aos ângulos das articulações com o Vicon, que consiste em um sistema de grande precisão. Os resultados deste estudo mostraram que o Kinect[©] pode ser considerado preciso o suficiente para a maioria das aplicações relacionadas a reabilitação clínica de pacientes.

Já o estudo apresentado por Hondori e Khademi (2014) tinha como objetivo realizar uma revisão em relação ao impacto técnico e clínico da utilização do Kinect[©] nos processos fisioterapêuticos e de reabilitação. Tal estudo contou com trabalhos dos mais variados no que tange aos distúrbios neurológicos que os pacientes possuíam, contemplando desde pacientes que sofreram AVC, Parkinson, paralisia cerebral até aqueles que estiveram esclerose múltipla, além de contar com a participação de idosos de modo geral. Por se tratar de um trabalho de revisão, a metodologia emprega foi de dividir os trabalhos encontrados em 3 grupos, de acordo com o objetivo central do estudo: primeiro grupo avaliação a precisão e confiabilidade de se utilizar o Kinect[©]; o segundo grupo consistia nos trabalhos que utilizavam o Kinect[©] para um sistema de reabilitação e realizavam avaliação clínica com pacientes, e por último, o terceiro grupo consistia naqueles trabalhos que desenvolveram um sistema de reabilitação, mas que não chegaram a validar o mesmo clinicamente.

Considerando que uma série de trabalhos que envolviam a avaliação da precisão do Kinect[©] em sistemas de reabilitação foram analisados neste estudo. Dessa forma, os autores concluíram que nos estudos apresentados o Kinect[©] se mostrou ser um sensor confiável e acessível para ser utilizado no âmbito dos processos de reabilitação de pacientes, porém destaca que cuidados devem ser tomados durante a sua utilização, principalmente relacionados a oclusão na imagem e ruídos no rastreamento do esqueleto.

Além dos trabalhos já destacados alguns outros estudos foram realizados visando a utilização do Kinect[©] no processo de avaliação dos pacientes. Em Wiederhold e Riva (2012) é apresentado um estudo que tinha o objetivo de estimular a reabilitação da caminhada através de um jogo, tal estudo contou com a participação de pacientes saudáveis e com distúrbios neurológicos.

Por outro lado, no estudo desenvolvido por Chang, Chen e Huang (2011) o Kinect[©] foi utilizado para a reabilitação vocacional, a fim de aumentar a independência profissional e acelerar a integração da comunidade.

Além dos trabalhos que utilizam apenas o Kinect[©] como dispositivo de captura

de informações e movimentos existem, na literatura, uma série de outros estudos que combinam a utilização do Kinect[©] com outros sensores. Em Chen et al. (2016), por exemplo, foi desenvolvido um sistema de reabilitação de membros superiores utilizando a combinação do Kinect[©] e IMU's. Neste trabalho, o Kinect[©] é utilizado como sistema de rastreamento base, enquanto que as IMU's são responsáveis por diminuir o erro existente nas medições realizadas, principalmente no que tange a sobreposição de articulações ou movimento das extremidades, local onde o erro apresentado pelo Kinect[©] costuma ser maior.

Alguns trabalhos similares a este podem ser citados, como por exemplo Jatesiktat e Ang (2017), Bo, Hayashibe e Poignet (2011) e Otten, Son e Kim (2014).

4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O presente capítulo encontra-se dividido em duas seções: a primeira apresenta os trabalhos relacionados; e a segunda que apresenta as similaridades e as diferenças entre os trabalhos relacionados e o trabalho proposto.

4.1 Trabalhos Relacionados

A presente seção tem como objetivo apresentar todos os trabalhos que possuem algum tipo de relação com trabalho proposto. A fim de organizar melhor os trabalhos citados optou-se por subdividir esta seção em três subseções: a primeira delas apresenta os trabalhos relacionados que empregam algum tipo de restrição física a movimentação do tronco; a segunda apresenta os trabalhos que fizeram uso de sensores inerciais e/ou Eletromiografia mas que não empregam nenhum tipo de restrição de movimento; a terceira e última apresenta os trabalhos que fizeram uso de câmeras para a captura de movimento e que também não empregam nenhum tipo de restrição de movimento.

4.1.1 Restrições Físicas

A restrição física consiste na solução mais adotada até o momento nos trabalhos que abordam questões associadas a compensação de movimento, principalmente no que tange a movimentação do tronco. A seguir serão mostrados alguns trabalhos que utilizam esta solução e os resultados obtidos com a mesma.

4.1.1.1 Effect of Trunk Restraint on the Recovery of Reaching Movements in Hemiparetic Patients (MICHAELSEN et al., 2001)

Em Michaelsen et al. (2001) é realizado um estudo que tem como objetivo investigar os efeitos da supressão dos movimentos compensatórios em voluntários hemiparéticos.

O estudo foi realizado por vinte e dois voluntários, sendo onze saudáveis e onze hemiparéticos. Os voluntários, inicialmente, deveriam alcançar um alvo próximo e

distante sem nenhum tipo de restrição no tronco. Em seguida, eram convidados a repetir os movimentos com uma restrição no tronco, ou seja, estavam com seus movimentos de tronco e cintura escapular restringidos por um cinto. O intuito de realizar os testes com e sem a restrição de movimento no tronco eram analisar se os resultados apresentados pelos voluntários seriam superiores ou inferiores com a utilização deste arnês de fixação. A Figura 10 apresenta o exemplo do teste realizado com os pacientes sem e com a restrição.

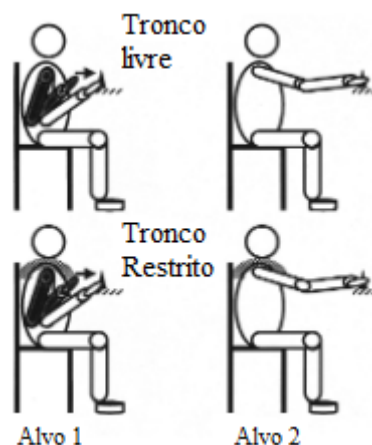


Figura 10: Configuração experimental: indivíduos sentados alcançaram o alvo colocado à metade ou comprimento total do braço, com o tronco livre para se mover (acima) ou fixado para encostar para trás por um arnês (abaixo). Adaptado de (MICHAELSEN et al., 2001)

Os testes realizados com a contenção do tronco tiveram resultados melhores no que tange a amplitude de movimento das articulações do cotovelo e ombro. Além disso, a coordenação articular do cotovelo e do ombro melhorou.

Portanto, pode-se concluir que a restrição do tronco permitiu que pacientes com AVC hemiparético utilizassem faixas de articulação do braço que estão presentes, mas que normalmente não são recrutadas durante as tarefas de reabilitação, pois fazem uso de movimentos compensatórios durante a execução de tais tarefas. Este estudo conclui ainda no final que tratamentos apropriados, como restrição de tronco, podem ser eficazes na descoberta de padrões de movimentos latentes para maximizar a recuperação do braço em pacientes pós AVC.

4.1.1.2 *Short-Term Effects of Practice With Trunk Restraint on Reaching Movements in Patients With Chronic Stroke (MICHAELSEN; LEVIN, 2004)*

O estudo apresentado em Michaelсен e Levin (2004) trata-se de uma continuação do apresentado em Michaelсен et al. (2001), uma vez que é elaborado pelo mesmo autor do anterior e utiliza os resultados do estudo apresentado anteriormente como base para a construção deste.

Como foi possível concluir a partir do seu estudo anterior, a restrição dos movimentos do tronco durante a execução dos movimentos de alcance resulta em aumentos imediatos nas faixas ativas da articulação do braço e na melhoria da coordenação articular. Considerando tais conclusões, o estudo apresentado neste trabalho visa avaliar o potencial dessa técnica como uma intervenção terapêutica, comparando os efeitos do treinamento de curto alcance, quando realizados com e sem restrição do tronco, em pacientes pós AVC.

Para este estudo foram utilizados 28 voluntários que sofreram AVC. Estes voluntários foram divididos em dois grupos: o primeiro grupo realizou os movimentos de alcance e compreensão, durante os quais o movimento compensatório do tronco estava impedido por um arnês; o segundo grupo, por sua vez, realizou a mesma tarefa porém sem nenhuma restrição física, eram instruídos apenas a não mover o tronco. A cinemática de alcançar o objeto localizado imediatamente a frente foi registrada antes, imediatamente após e 24 horas após o treinamento. Tal metodologia pode ser vista na Figura 11.

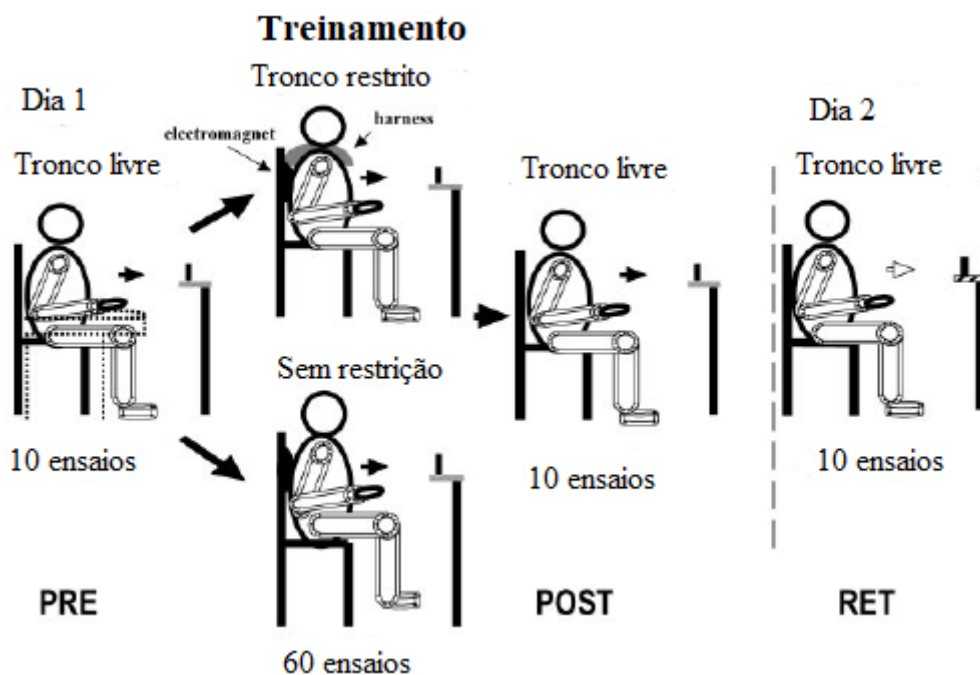


Figura 11: Configuração experimental dos testes realizados durante o estudo. Adaptada de (MICHAELSEN; LEVIN, 2004)

Os resultados apresentados por este estudo mostram que, após o treinamento, o grupo que possuía a restrição de tronco usou mais extensão do cotovelo, menor deslocamento anterior do tronco e teve melhor coordenação entre as articulações do que o grupo que não possuía a restrição. Além disso, apenas o grupo que estava com a movimentação do tronco restrita manteve a amplitude de movimento depois das 24 horas.

Sendo assim, o estudo concluí que a restrição dos movimentos compensatórios do tronco durante a prática pode levar a melhorias no movimentos de alcance em pacientes com AVC, mas alega que os efeitos a longo prazo ainda precisam ser avaliados.

4.1.1.3 *Proximal arm non-use when reaching after a stroke (BAKHTI et al., 2017)*

Em Bakhti et al. (2017) apresenta-se um estudo com o objetivo de quantificar a não utilização do braço afetado. O uso do braço refere-se à contribuição do movimento do ombro e do cotovelo para o movimento da mão em direção ao alvo.

Um total de 45 voluntários que sofreram AVC passaram pelo estudo, sendo 29 homens e 16 mulheres. Os movimentos de tronco e de mão destes voluntários foram capturados por sensores fixados na cabeça, na mão e no meio do esterno de cada um deles. O objetivo de cada um dos voluntários era de alcançar um cone colocado sobre a mesa à frente deles.

A tarefa era realizada inicialmente na condição de uso espontâneo, ou seja, os voluntários estavam livres para realizar o movimento. Em seguida, a tarefa era novamente realizada na condição de uso máximo do braço, ou seja, os voluntários estavam sendo seguros pelo fisioterapeuta na cadeira, a fim de forçar os voluntários a maximizar o uso do braço.

Sendo assim, a ideia do estudo era a de calcular a não utilização proximal do braço (PANU) e para isso, calculou a diferença entre o uso espontâneo do braço (SPAU) e o uso máximo do braço (MPAU), como mostra a Equação 1.

$$PANU = MPAU - SPAU \quad (1)$$

O procedimento realizado é apresentado pela Figura 12. Nela observa-se, na parte superior, os dois testes realizados: o primeiro que se trata do movimento espontâneo do braço, onde 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 auto-minimizar o movimento do tronco, de modo a "forçar" o paciente a maximizar o uso do braço. Na parte inferior da imagem são apresentados os dois gráficos gerados (um para cada tipo de procedimento experimental). A linha azul representa o movimento realizado pela mão, enquanto que a linha vermelha representa o movimento do tronco (BAKHTI et al., 2017).

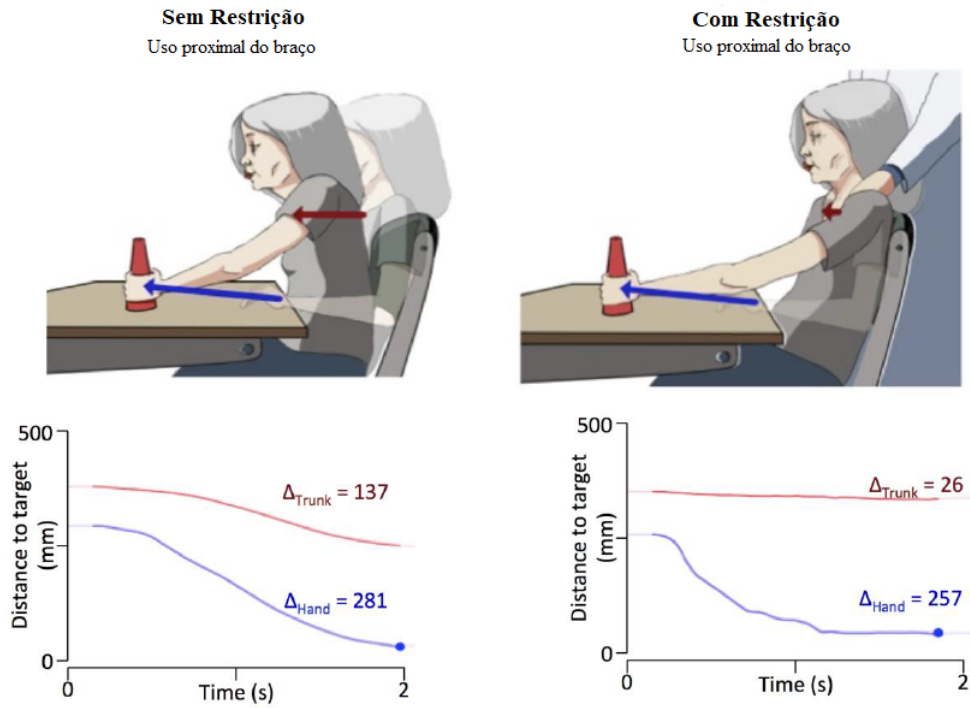


Figura 12: Configuração experimental e exemplo do não uso elevado do braço proximal (PANU) no lado afetado do indivíduo pós-AVC. Adaptado de (BAKHTI et al., 2017)

As mudanças na distância, tanto da mão quanto do tronco, do alvo devido ao alcance são apresentados, respectivamente, por $\Delta Hand$ e $\Delta Trunk$. A partir destas duas informações pode-se calcular o uso proximal do braço para as duas condições em questão, a partir das Equações 2 e 3.

$$SPA U = \frac{S \Delta Hand - S \Delta Trunk}{S \Delta Hand} \quad (2)$$

$$MPAU = \frac{M \Delta Hand - M \Delta Trunk}{M \Delta Hand} \quad (3)$$

A partir destas informações pode-se calcular o valor do PANU e analisar o quanto de compensação de tronco teve ou não no movimento realizado pelo paciente em questão.

Portanto, pode-se concluir neste estudo que o PANU foi capaz de identificar que os voluntários eram capaz de utilizar mais o braço do que inicialmente estavam utilizando, ou seja, existe potencial do uso do braço a ser explorado e que pode ser quantificado através deste estudo. Dessa forma, é proposto neste estudo que os escores da PANU sejam utilizados para selecionar programas de reabilitação específicos para os pacientes, bem como monitorar a recuperação dos membros afetados após o AVC.

4.1.1.4 *Effect os trunk-restraint training on function and compensatory trunk, shoulder and elbow patterns during post-stroke reach: a systematic review (PAIN et al., 2015)*

Em Pain et al. (2015), diferente dos trabalhos apresentados até o momento, é apresentada uma revisão sistemática com o objetivo de determinar o efeito do treinamento com restrição de tronco nos movimentos compensatórios pós AVC durante o alcance funcional e identificar ganhos funcionais a partir da utilização destas a março de restrições de tronco.

Para avaliar tais aspectos, o estudo fez uso de seis bancos de dados a fim de comparar os efeitos de uma intervenção pós AVC com e sem restrição de tronco.

Os resultados obtidos com este estudo demonstraram diferenças significativas para aqueles que possuíam restrição de tronco. Diminuição do deslocamento compensatório do tronco, aumento da extensão do cotovelo e aumento da flexão do ombro, foram os pontos positivos oriundos da realização do treinamento com restrição de tronco.

Por fim, o estudo conclui que a restrição de tronco consiste em um técnica simples e econômica que pode ajudar a reduzir os movimentos compensatórios do tronco, ombro ou cotovelo nos pacientes pós AVC.

4.1.1.5 *Clinical Relevance of the Effects of Reach-to-Grasp Training Using Trunk Restraint in Individuals with Hemiparesis Poststroke: A Systematic Review (GREISBERGER et al., 2016)*

Em Greisberger et al. (2016) é realizado um estudo similar ao apresentado por Pain et al. (2015), onde o objetivo consiste em avaliar as evidências e relevâncias clínicas dos efeitos imediatos e de longo prazo que a restrição do tronco trazem para os treinamentos de alcance.

Para realizar tal estudo foram pesquisados trabalhos nos bancos de dados: Pub-Med, *Web of Science*, CINAHL, *Embase*, PEDro, *Cochrane Library*, durante o período de janeiro de 1985 a março de 2015. Todos os trabalhos que abordassem comparações entre o treinamento com restrição de tronco com qualquer outro treinamento físico foram selecionados para o estudo. As informações de tais trabalhos foram extraídas por um pesquisador e verificadas por outros dois, a fim de evitar que informações desnecessárias entrassem no escopo do estudo. Dessa forma, restaram oito estudos a serem aprofundados.

Concluiu-se assim que a restrição de tronco acarreta em efeitos imediatos e alguns de longo prazo em adultos com AVC. Em contrapartida, tais efeitos não são vistos como consistentes do posto de vista clínico, principalmente no que tange a efeitos a longo prazo.

4.1.2 Sensores Inerciais e Eletromiografia (EMG)

Apresentada a solução associada a restrição do movimento do tronco, este tópico tem como objetivo apresentar trabalhos que capturam as informações a partir de sensores inerciais ou eletromiografia.

4.1.2.1 *Compensatory strategies for reaching in stroke (CIRSTEA; LEVIN, 2000)*

Em Cirstea e Levin (2000) é realizado um estudo que visa analisar como o sistema nervoso danificado se recupera ou compensa os déficits no alcance e correlaciona estes déficits ao nível de comprometimento funcional.

Este estudo foi realizado por dezoito voluntários, sendo nove saudáveis e nove que sofreram AVC, que tinham como objetivo realizar o movimento apresentado pela Figura 13.

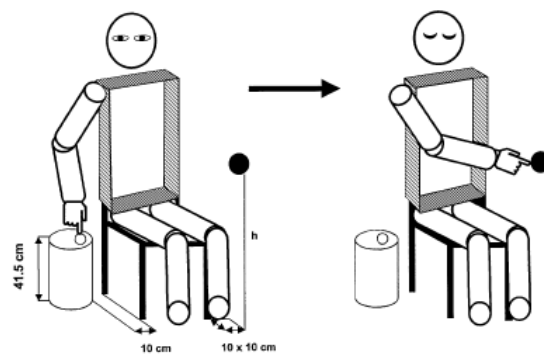


Figura 13: Exemplo de movimento realizado em (CIRSTEA; LEVIN, 2000)

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 na frente dele no espaço de trabalho colateral. Os dados destes movimentos foram capturados e analisados a fim de verificar o comportamento do braço e do tronco ao realizar o movimento proposto. Os resultados obtidos a partir dos testes realizados podem ser observados na Figura 14.

Analisando-se os gráficos apresentados pode-se observar que os voluntários saudáveis praticamente não movimentaram o tronco, diferente do que aconteceu com os voluntários com restrições pós AVC, que tiveram uma movimentação superior do tronco. Assim, pode-se dizer que todos os voluntários conseguiram atingir o objetivo que era chegar ao alvo final, mas quase todos fizeram uso do tronco para isso. Ou seja, para atingir o objetivo tiveram que recrutar novos graus de liberdade, que geralmente não são utilizados por pessoas saudáveis.

Portanto, pode-se concluir a partir do estudo apresentado, que a movimentação do tronco foi utilizada para a execução da tarefa, auxiliando os voluntários a atingir o alvo final. Porém, tal movimentação não é desejável nem aconselhável, uma vez

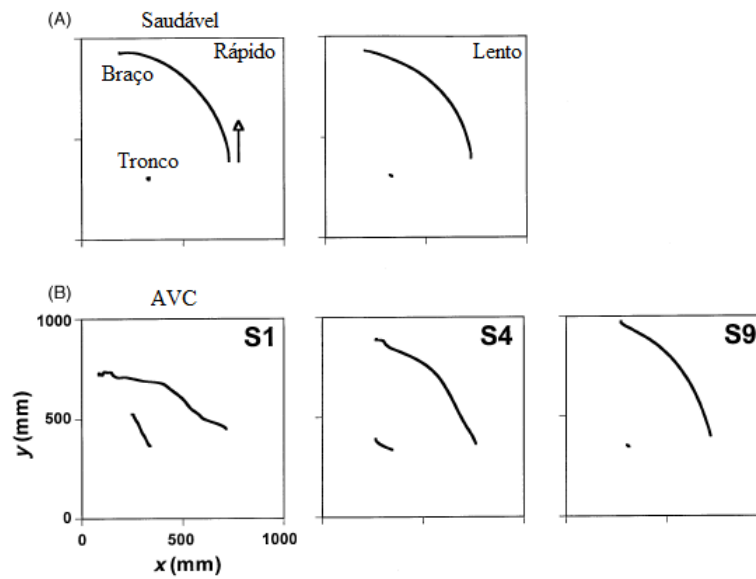


Figura 14: Média das trajetórias de ponto final (braço) e tronco em (A) um indivíduo saudável realizando movimento rápido e lento e (B) em três indivíduos com acidente vascular cerebral (S1, S4 e S9). Adaptado de (CIRSTEA; LEVIN, 2000)

que não obriga o paciente a realizar o movimento de reabilitação correto, dificultando o processo de recuperação do movimento do membro afetado, visto que está fazendo uso de outro movimento para alcançar o objetivo final.

4.1.2.2 *sEMG-Based Trunk Compensation Detection in Rehabilitation Training* (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2016)

Em Ma et al. (2019) é apresentado um estudo que investiga a viabilidade de utilização de um método de detecção de compensação de tronco baseado em eletromiografia de superfície (sEMG-bTCD). Este estudo contou com a colaboração de 14 indivíduos, sendo 5 saudáveis e 9 com AVC.

Neste trabalho foram monitorados os sinais sEMG de nove músculos superficiais do tronco durante a execução de três tarefas de treinamento de reabilitação (movimentos de alcançar para frente e para trás, alcançar para o lado e alcançar para cima e para baixo), apresentadas pela Figura 15.

Estas três tarefas eram realizadas sem compensação e considerando três tipos comuns de compensação: inclinação para frente, rotação do tronco e elevação do ombro, apresentadas pela Figura 16.

Os resultados obtidos neste trabalho foram excelentes para os voluntários saudáveis e satisfatórios para os com AVC. Dessa forma, pode-se comprovar a viabilidade de utilização do método sEMG-bTCD para detecção de compensação de tronco. A partir deste estudo foi possível ajudar os voluntários com AVC a corrigir sua postura incorreta, melhorando a eficácia do treinamento de reabilitação.

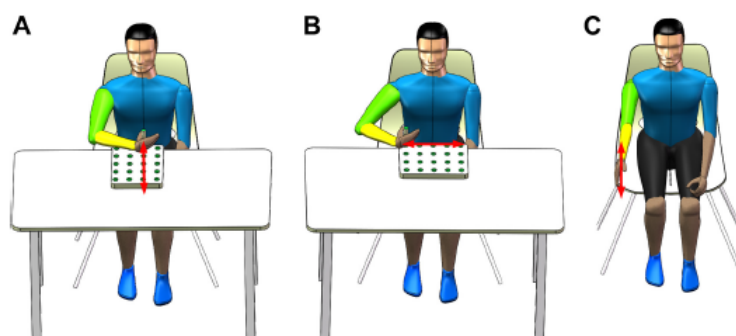


Figura 15: Tarefas de treinamento de reabilitação. (A) movimento de alcançar para frente e para trás, (B) movimento de alcançar de um lado para o outro, (C) movimento de alcançar para cima e para baixo (MA et al., 2019)

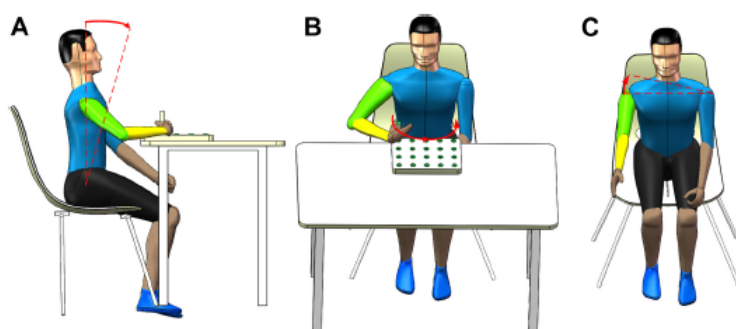


Figura 16: Tipos comuns de compensação. (A) elevação do ombro, (B) inclinação para frente, (C) rotação do tronco (MA et al., 2019)

4.1.2.3 *Identifying compensatory movement patterns in the upper extremity using a wearable sensor system (RANGANATHAN et al., 2017)*

Em Ranganathan et al. (2017) é apresentado um estudo que tem como objetivo principal testar a viabilidade e a validade de um sistema que faz uso de um sensor vestível para detectar a cinemática compensatória do tronco durante a realização das atividades diárias.

O estudo foi realizado por vinte participantes que não apresentavam histórico de comprometimento neurológico. Eles realizaram tarefas de alcance e manipulação com a extremidade superior, e seus movimentos foram registrados por um sistema de sensor vestível e validos a partir da utilização de um sistema de captura de movimento. A fim de provocar os movimentos compensatórios, os pacientes fizeram uso de uma cinta que tinha o objetivo de limitar a amplitude de movimento no cotovelo. A Figura 17 apresenta a localização dos marcadores retrorreflexivos e dos três sensores vestíveis.



Figura 17: Localização dos marcadores retrorreflexivos e dos sensores vestíveis (RANGANATHAN et al., 2017)

Os resultados obtidos com o estudo foram capazes de classificar de forma confiável (90% de precisão) os movimentos compensatórios a partir da utilização do sistema de sensor vestível. Dessa forma, o estudo mostrou o potencial do sistema vestível para avaliar e monitorar movimentos compensatórios fora do âmbito de um laboratório.

4.1.2.4 *Ambulatory System for Human Motion Analysis Using a Kinematic Sensor: Monitoring of Daily Physical Activity in the Elderly (NAJAFI et al., 2003)*

Em Najafi et al. (2003) é apresentado um novo método de monitoramento de atividades físicas, capaz de detectar posturas corporais (sentado, em pé e deitado) e períodos de caminhada em idosos, a partir da utilização de um sensor cinemático acoplado ao tórax, como mostra a Figura 18.

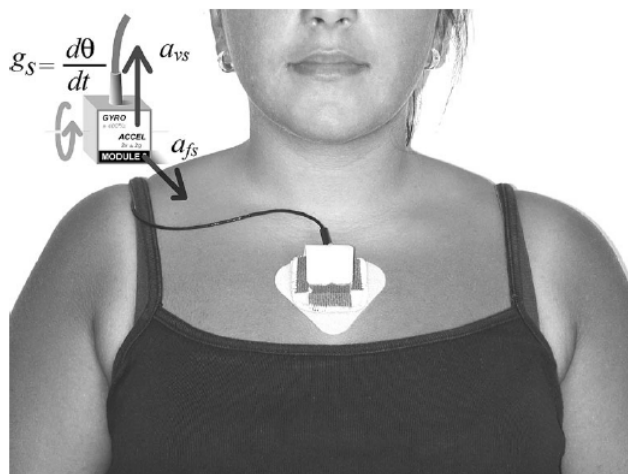


Figura 18: Localização do sensor utilizado para medição da aceleração vertical e frontal, bem como a velocidade angular (NAJAFI et al., 2003)

O sistema foi validado a partir da análise do comportamento do mesmo em três estudos diferentes. Primeiramente, o método foi testado por onze idosos em um laboratório de marcha, onde um sistema de movimento óptico foi usado como sistema de referência. O segundo estudo contou com a participação de 24 idosos hospitalizados, a fim de testar as diferentes transições posturais (isto é, deitar para sentar, sentar para deitar e virar o corpo na cama). Por fim, o último estudo foi realizado por nove idosos, que foram monitorados por 45 a 60 minutos, durante a execução das suas atividades físicas diárias.

O estudo destaca que os resultados obtidos foram extremamente satisfatórios em todos os três testes realizados, chegando a alcançar uma precisão de 99% para detecção de diferentes transições posturais ao ser comparado com o sistema de referência.

4.1.2.5 *Low-Cost Wearable Data Acquisition for Stroke Rehabilitation: A Proof-of-Concept Study on Accelerometry for Functional Task Assessment (SALAZAR et al., 2014)*

Em Salazar et al. (2014) é apresentado um estudo que tem como objetivo auxiliar o processo de raciocínio clínico dos fisioterapeutas através da incorporação de acelerômetros como parte de um sistema eletrônico de aquisição de dados.

O dispositivo desenvolvido é simples, de baixo custo e vestível (utiliza como base sensores inerciais), com o propósito de realizar o monitoramento do progresso da reabilitação pós-AVC. A Figura 19 apresenta a plataforma de aquisição de dados desenvolvida no estudo.

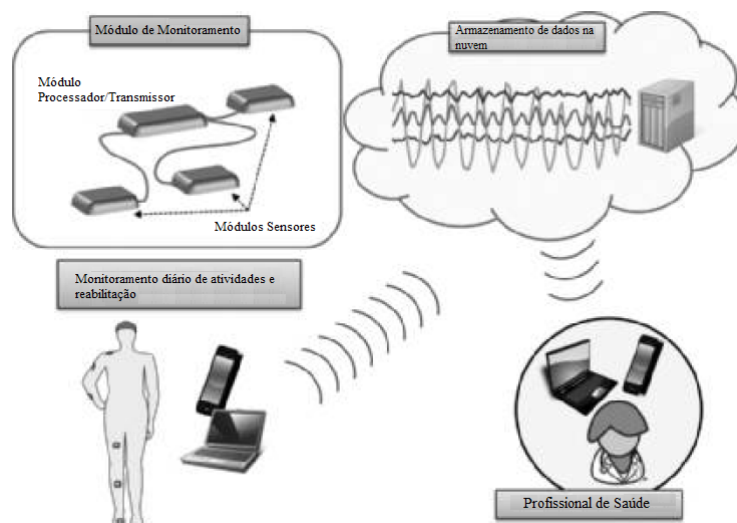


Figura 19: Ilustração da plataforma de aquisição de dados (Adaptado de (SALAZAR et al., 2014))

A aquisição dos dados da acelerometria foi realizada em quatro pacientes pós-AVC pela primeira vez durante uma tarefa de alcançar, pressionar e retornar.

Os estudos preliminares revelaram perfis de aceleração de pacientes com AVC, sendo assim torna-se possível avaliar quantitativamente o movimento funcional, identificar estratégias compensatórias e ajudar a definir o movimento adequado a ser realizado pelo paciente.

O estudo conclui que o dispositivo desenvolvido é capaz de facilitar o processo de coleta de dados por parte dos fisioterapeutas a fim de complementar as práticas atuais com os perfis de acelerometria e auxiliar no desenvolvimento de metodologias e protocolos quantificáveis.

4.1.3 Câmeras

O terceiro e último tópico tem como objetivo apresentar trabalhos que utilizam câmeras para realizar a detecção dos movimentos compensatórios, uma vez que este trabalho também tem interesse em fazer uso de uma câmera RGB-D para capturar os dados. Alguns trabalhos foram estudados e são apresentados a seguir a fim de apresentar o que existe atualmente na literatura sobre o assunto.

4.1.3.1 *Simple Torso Model for Upper Limb Compensatory Assessment after Stroke* (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2016)

Em Nordin, Xie e Wünsche (2016) é feito um estudo que visa avaliar o movimento do torso compensatório e analisar a previsibilidade em dados de desempenho de séries temporais durante várias tarefas de avaliação tipicamente encontradas em um contexto de avaliação clínica, para isso utiliza como base o Modelo de Estrutura de

Componente Principal de Torso (PCA).

O estudo foi realizado por dez voluntários saudáveis que tinham como objetivo realizar uma bateria de tarefas típicas de avaliação. As tarefas a serem realizadas eram basicamente: abdução do ombro, flexão do ombro, supinação e pronação.

Para realizar a captura das informações o sensor *Kinect*® v2 da Microsoft foi colocado a cerca de 2 metros dos voluntários que se encontravam sentados em uma cadeira sem apoio de braços. Dessa forma, o tronco é caracterizado pelo sensor como sendo 7 articulações, como mostra a Figura 20.

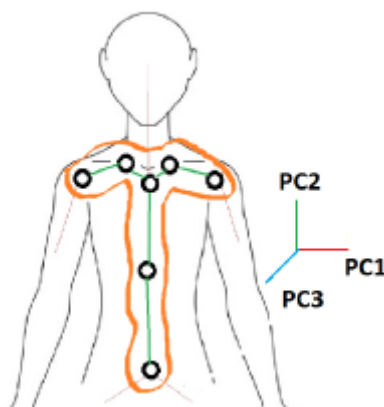


Figura 20: Captura das 7 articulações para medição da compensação do tronco a partir do *Kinect*® V2 (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2016)

Os resultados obtidos com este estudo demonstraram que a estrutura Torso PCA é capaz de delinear entre o movimento compensatório e o movimento normal dentro do contexto das tarefas de avaliação realizadas e, portanto, consideradas adequadas como medida de compensação do tronco após o AVC.

4.1.3.2 *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 (LIN et al., 2019)*

Em Lin et al. (2019) é apresentado um estudo de caso onde faz-se uso do sensor Microsoft Kinect v2 para realizar o rastreamento dos movimentos dos voluntários estimando suas posições conjuntas em tempo real. Dessa forma, os dados podem ser exibidos tanto em tempo real quando salvos e reproduzidos após os exercícios permitindo, assim, um *feedback* simultâneo ou terminal com frequência, tempo e conteúdo exibidos personalizados. Neste trabalho fez-se uso de dois mecanismos de exibição: exibição de vídeo (similar a um espelho) e exibição de avatar (figura animada), imitando os movimentos do corpo de um usuário. A Figura 21 apresenta a configuração experimental do estudo de caso citado.

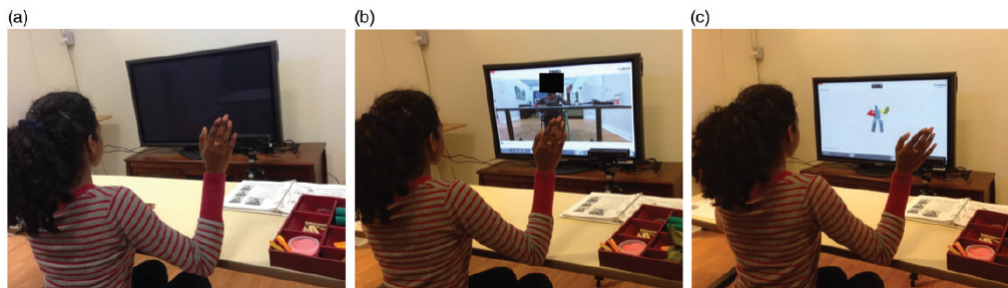


Figura 21: Configuração experimental de execução de exercícios em (a) sem *feedback*, (b) com *feedback* de vídeo e (c) com *feedback* do avatar (LIN et al., 2019)

O avatar foi construído representado o corpo como sendo uma coleção de blocos retangulares, como mostra a Figura 22, a fim de facilitar a visualização das rotações em torno do eixo do membro ou do tronco. Apenas 12 das 25 articulações possíveis foram consideradas para construir a cabeça, o tronco e os quatro membros.

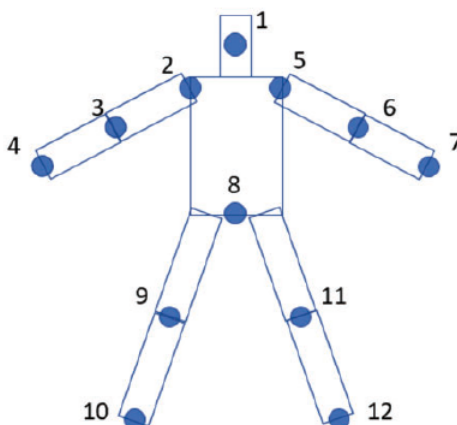


Figura 22: Articulações rastreadas pelo Kinect e usadas para construir o avatar (LIN et al., 2019)

A fim de obter conclusões melhores acerca dos movimentos realizados pelos voluntários, dois membros da equipe de pesquisa foram treinados por um terapeuta ocupacional para identificar compensações em imagens de vídeo gravadas de participantes realizando os exercícios. Dessa forma, os anotadores foram individualmente se alguma ação compensatória foi observada, a partir da análise quadro a quadro dos vídeos gravados.

Por fim, chegou-se a conclusão de que foram identificados três tipos de compensação: elevação do ombro, rotação do tronco e flexão do tronco. Estas duas últimas são, especificamente, o objeto de estudo deste trabalho. Porém, neste trabalho acontece apenas a identificação e medição dos movimentos compensatórios, mas nada é feito nem proposto para se amenizar tais movimentos.

4.2 Proposta de Trabalho

Inicialmente, a ideia de diminuir ou eliminar a utilização dos movimentos compensatórios, consistia basicamente em restringir fisicamente (MICHAELSEN et al., 2001; MICHAELSEN; LEVIN, 2004; PAIN et al., 2015; GREISBERGER et al., 2016; BAKHTI et al., 2017) a movimentação do tronco dos pacientes com AVC. Essa restrição física do tronco do paciente na cadeira acontecia através 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.

O processo de reabilitação para pacientes principalmente pós-AVC é intenso e repetitivo, fazendo com que restrições físicas a longo prazo possam acarretar em desconforto e ansiedade, além de alterações de flexibilidade e força muscular das estruturas contidas. Dessa forma, soluções que não utilizassem restrições físicas passaram a ganhar maior enfoque nesta área como a utilização de sensores inerciais vestíveis ou câmeras para a detecção e análise dos movimentos dos pacientes a fim de auxiliar na avaliação do fisioterapeuta em relação a evolução ou não do paciente.

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 se precisa fixar nenhum objeto no corpo do paciente, tornando o método menos invasivo. Diversos estudos (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2016; LIN et al., 2019; BAKHTI et al., 2018; ZHI et al., 2017; TAATI et al., 2012) tem sido realizados com o intuito de aprimorar uma série de aspectos relacionadas a utilização de câmeras para detecção de movimentos compensatórios a fim de que se consiga auxiliar no processo de reabilitação de membros superiores.

Considerando-se todos os aspectos elencados acima que o presente trabalho surge com o propósito de utilizar uma câmera para a detecção dos movimentos compensatórios e posterior análise destes movimentos, a fim de que tais informações possam auxiliar no processo de reabilitação de pacientes que sofreram AVC.

O que difere o presente estudo dos trabalhos apresentados anteriormente é que ele alia alguns aspectos tratados de forma separada nos trabalhos citados. Uma vez que o objetivo deste estudo consiste em analisar os movimentos compensatórios de pacientes pós AVC, sem fazer uso de fitas ou arnês para a restrição de movimento dos mesmos. Além disso, a maioria dos trabalhos aborda testes e movimentos de

reabilitação no 2D, enquanto que este estudo propõe a análise e verificação dos movimentos compensatórios do tronco no espaço 3D, a partir da utilização de um cubo como referência, proposta que ainda não foi tratada em nenhum estudo de conhecimento da autora. A captação das informações será realizada pelo sensor Kinect v2, uma vez que se entende ser um sensor de baixo custo com um grande potencial a ser explorado, além de se tratar de um método não invasivo, uma vez que não se precisar colocar nenhum tipo de sensor ou marcador nos pacientes.

5 METODOLOGIA

Neste capítulo aborda-se a metodologia adotada no desenvolvimento deste trabalho. Primeiramente, apresenta-se a maneira como se está realizando a captura dos movimentos compensatórios, bem como a identificação dos planos necessários para a captura da amplitude de movimentos dos membros superiores. Em seguida apresenta-se o sistema base utilizado para realizar o processo de detecção dos movimentos compensatórios. O terceiro assunto apresentado neste capítulo consiste na determinação dos movimentos escolhidos para realizar a análise de compensação de movimento de tronco. Por fim, apresenta-se o filtro utilizado para a suavização dos dados obtidos.

5.1 Captura dos Movimentos Compensatórios

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).

A análise dos movimentos compensatórios só pode ser realizada se os mesmos forem identificados e se padrões forem encontrados em relação a estes movimentos. Pensando nisso, faz-se necessário que se realize a leitura e a captura destes movimentos.

Considerando as opções disponíveis no mercado, como por exemplo: Kinect[©], câmeras Vicon e Unidades de Medição Inercial (IMU), optou-se pela utilização do Kinect[©] como ferramenta de captura de movimento. Tal escolha foi feita tendo em vista que o Kinect[©] trata-se de um sensor com grande potencial para reconhecimento de pessoas e suas articulações em um ambiente em três dimensões (KITSU-NEZAKI et al., 2013).

Existem diversos trabalhos que tentam avaliar a medição do Kinect[©] quantitativamente, como foi apresentado em 3.3. Cita-se, principalmente, os trabalhos apresentados por Obdržálek et al. (2012), Fernandez-Baena, Sánchez e Lligadas (2012) e Mobini, Behzadipour e Foumani (2014), uma vez que tiveram o objetivo

de estudar a precisão do Kinect[©] para reconhecer a posição das articulações no espaço 3D. Os estudos chegaram a conclusão que o Kinect[©] trata-se de 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.

Considerando as informações apresentadas acima que auxiliam na justificativa pela escolha do sensor Kinect[©] como sendo o responsável pela captura das informações neste trabalho, mais especificamente a V2 deste sensor, uma vez que a partir dela pode-se obter a captura de um número superior de pontos se comparada com a V1.

Este sensor conta com um Kit de desenvolvimento (SDK) oficial disponibilizado de forma online pela própria *Microsoft* que permite que a visualização das posições das articulações em um ambiente 3D. Tal Kit é responsável pela utilização do sensor em outras áreas além de jogos, como no caso deste trabalho.

A biblioteca SDK foi utilizada como base para o desenvolvimento do algoritmo responsável pela captura dos movimentos compensatórios. Após algumas modificações e readequações da biblioteca pode-se chegar no algoritmo base utilizado para o processo de captura dos movimentos compensatórios. Dessa forma, o algoritmo era capaz de realizar a captura de informações acerca dos ângulos das articulações dos pacientes, dados importantes para a análise dos movimentos compensatórios. A interface do *software* utilizado para a captura dos movimentos é apresentada pela Figura 23

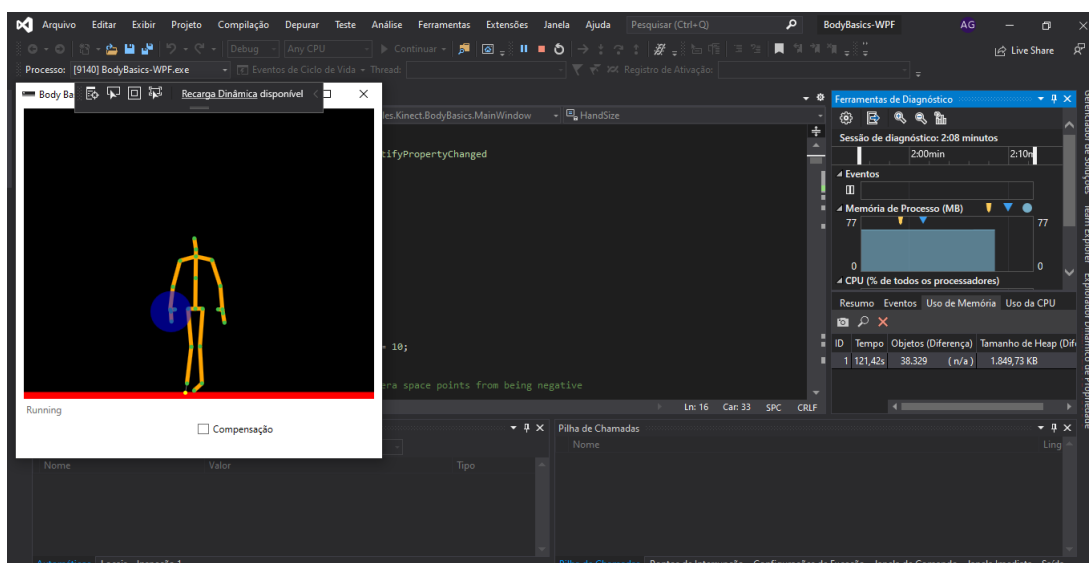


Figura 23: Interface do *software* utilizado para captura via Kinect[©] v2

Segundo Scano, Molteni e Tosatti (2019) a Microsoft indica um intervalo de distância ideal para explorar todas as funções de rastreamento do sensor Kinect[©]

v2. Sendo este intervalo entre 0,8 e 3,2m, optou-se por adotar a distância de 2m como sendo a base para a realização dos testes e captura das informações.

Por fim, destaca-se que a partir do algoritmo desenvolvido é possível a obtenção de dados capazes de serem utilizados para a construção de gráficos em relação aos movimentos realizados, a fim de que se possa analisar e comparar os comportamentos dos movimentos em diversos pacientes e/ou voluntários.

5.1.1 Identificação de planos e articulações necessários para a captura dos movimentos

Considerando que para atingir o objetivo proposto no trabalho será necessário realizar a captura da amplitude de movimentos dos membros superiores, conforme apresentado anteriormente, torna-se de suma importância compreender e identificar todas as articulações, planos e eixos que compõem os sistemas em questão e que serão utilizados para os cálculos dos ângulos entre os membros. Isto acontece devido ao fato de que os eixos e planos utilizados na goniometria são diferentes dos utilizados como referência para o Kinect[®].

Analisando-se a Figura 24 pode-se observar quais são os eixos e planos utilizados na goniometria e que também serão os analisados e estudados neste trabalho.

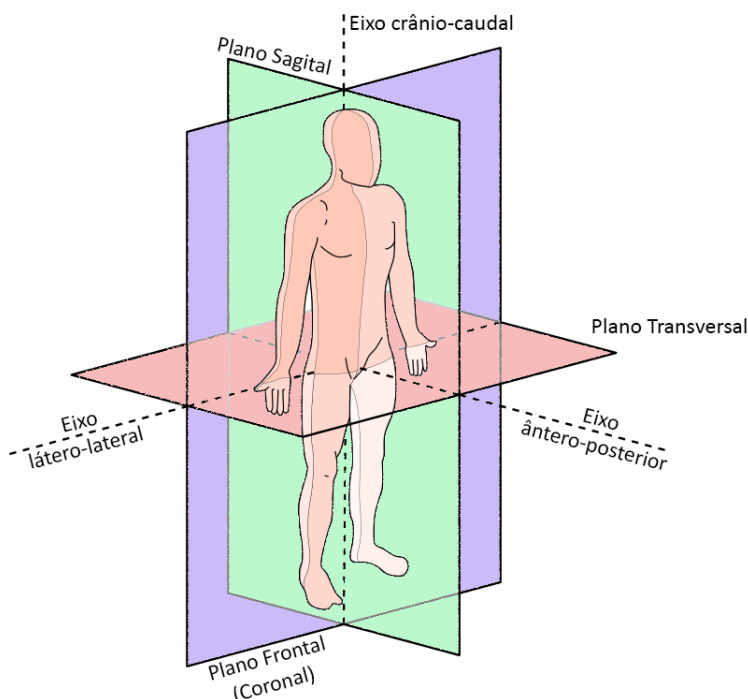


Figura 24: Planos e eixos utilizados na Goniometria (ALENCAR, 2015)

Por outro lado, a Figura 25 apresenta os eixos de coordenadas de referência do Kinect[®].

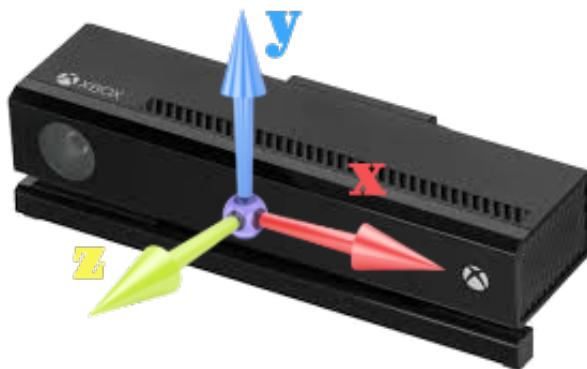


Figura 25: Sistema de coordenadas de referência do sensor Kinect[©].

Associando ambos os sistemas apresentados pode-se dizer que do ponto de visto do sensor Kinect[©] o eixo látero-lateral corresponde ao eixo 'X', o eixo crânio-caudal ao eixo 'Y' e o eixo ântero-posterior ao eixo 'Z', todos eles em reação ao sistema de coordenadas de referência do sensor.

5.2 Sistema base utilizado

Como dito em outro momento neste trabalho, o presente estudo está sendo desenvolvido dentro de um grupo de pesquisa que possui outros trabalhos relacionados nesta mesma área. A Figura 26 apresenta o resumo do trabalho que está sendo desenvolvido dentro deste grupo de pesquisa.



Figura 26: Etapas do trabalho desenvolvido no grupo de pesquisa Robótica Assistiva

Observando-se a figura acima, pode-se observar que ela está dividida em quatro grandes etapas, sendo a primeira delas a etapa de captura dos dados; a segunda a análise dos movimentos; a terceira o planejamento de trajetória; e a quarta o processo de fisioterapia propriamente dito.

Destaca-se o fato do presente trabalho ser o responsável pela etapa dois mostrada nesta figura. O objetivo nesta etapa, conforme já descrito em outras oportunidades, consiste em analisar os pacientes durante a execução dos movimentos fisioterapêuticos a fim de detectar possíveis movimentos compensatórios. Para isso, faz-se necessário que estes movimentos sejam monitorados e capturados de alguma maneira, neste caso a primeira etapa do projeto entra em ação. Esta etapa tem como objetivo realizar a captura dos dados durante o processo de fisioterapia, ou seja, enquanto os pacientes realizam os movimentos propostos pelo fisioterapeuta, o sistema desenvolvido realiza o processo de captura dos dados. Este processo de captura, atualmente, está sendo realizado pelo sensor Kinect[©], conforme descrito no tópico anterior, mas já encontra-se em fase de desenvolvimento a implementação da captura dos dados a partir de sensores inerciais. Sendo assim, existe um trabalho já desenvolvido e validado que utiliza o Kinect[©] para realizar a captura dessas informações e tal sistema é utilizado no presente trabalho como base para a captura das informações, ou seja, existe um sistema já implementado, testado e validado dentro do projeto que serviu como base para a realização dos testes neste trabalho. Sendo assim, pode-se afirmar que o sistema está sendo utilizado como uma caixa preta, uma vez que todo o processo de identificação dos pontos e tratamento de sinal já está implementado e somente está sendo utilizado neste trabalho, não sendo de responsabilidade deste trabalho avaliar e tratar tais questões.

Destaca-se o fato do sistema necessitar que alguns requisitos sejam obedecidos para que o mesmo pode estar sendo utilizados, o principal deles encontra-se associado à distância que o paciente necessita estar em relação ao sensor para que o mesmo garanta sua precisão, como mostra a Figura 27. Outro requisito está associado ao *software* necessário para rodar o sistema, que neste caso trata-se do Microsoft Visual Studio Community.

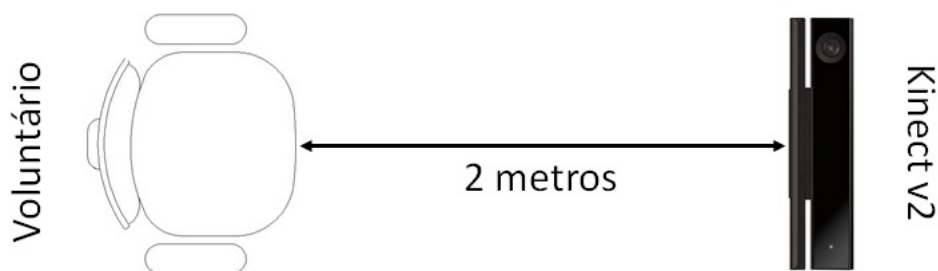


Figura 27: Requisito do sistema em relação à distância do paciente em relação ao sensor

5.3 Movimentos Fisioterapêuticos escolhidos

Considerando que já se tinha o método a ser utilizado para a realização das medições dos movimentos compensatórios, bem como o sistema implementado, o próximo passo consiste na determinação de quais movimentos seriam realizados a fim de que pudesse analisar dois aspectos principais: o primeiro deles, o comportamento do sensor Kinect[®] v2 para a captura das informações dos movimentos compensatórios, bem como o comportamento do sistema desenvolvido; o segundo e mais importante, verificar e analisar os movimentos compensatórios realizados na execução de quatro movimentos predeterminados.

Destaca-se o fato de que o intuito foi escolher movimentos que permitissem a captura de movimentos compensatórios seguindo a ideia apresentada pelo item 2.4, mais especificamente pela 5. Nesta figura são destacados os três tipos de compensação comuns sendo dois deles relacionados ao tronco (FL e TR), sendo estas duas compensações as consideradas/medidas neste trabalho. O que difere a maneira como o presente trabalho detecta e mede os movimentos compensatórios de inclinação e rotação do tronco consiste no fato de que como ambos estão sendo analisados simultaneamente dessa forma, a maneira como o ângulo de rotação é medido acaba sendo diferente do apresentado por (DOLATABADI et al., 2017). A maneira como é feito o processo de medição do ângulo compensatório será apresentada no decorrer deste trabalho.

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. 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 28, 29, 30 e 31.

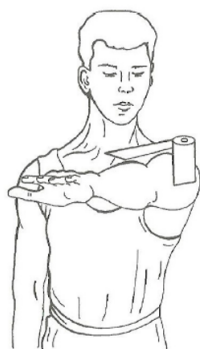


Figura 28: Exemplo de movimento de adução horizontal (MARQUES, 2003)



Figura 29: Exemplo de movimento de extensão do braço (MARQUES, 2003)

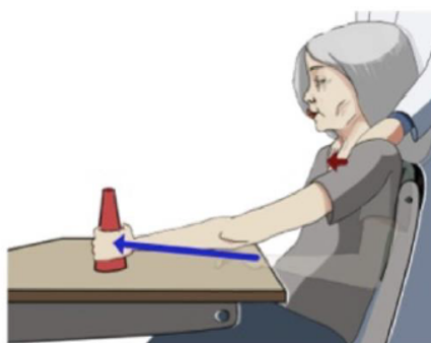


Figura 30: Exemplo de movimento de alcance ao alvo (BAKHTI et al., 2017)

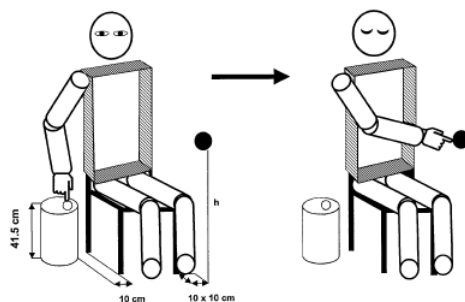


Figura 31: Exemplo de movimento de apontar para o alvo (CIRSTEA; LEVIN, 2000)

É importante destacar que optou-se por realizar tal processo de análise e verificação a fim de testar a ferramenta e o algoritmo desenvolvido, além de comprovar a existência dos movimentos compensatórios e iniciar o processo de análise do comportamento destes movimentos.

Os primeiros testes contaram com a participação de 14 voluntários, onde destes 13 não possuíam nenhum tipo de restrição de movimento e 1 deles apresentava restrição devido ao AVC que teve há algum tempo através, mesmo tendo sido um AVC leve, o mesmo ainda apresenta algumas restrições devido a ele, além de restrições

relacionadas a idade. As informações individuais de cada um dos 14 voluntários encontram-se apresentadas pela Tabela 2.

Grupo	Voluntário	Idade	Sexo
1	S1	25	Feminino
1	S2	24	Masculino
1	S3	25	Masculino
1	S4	24	Feminino
1	S5	24	Feminino
1	S6	24	Masculino
1	S7	30	Masculino
2	S8	53	Masculino
2	S9	50	Feminino
2	S10	50	Feminino
2	S11	51	Masculino
2	S12	59	Feminino
3	S13	82	Masculino
3	S14	75	Feminino

Tabela 2: Informações dos voluntários

Para facilitar as comparações e análises dos testes realizados optou-se por separar os voluntários em três grupos, como mostra a Tabela 3.

Grupo	Intervalo de Idade (anos)	Total de Voluntários
1	20-40	7
2	40-60	5
3	60-80	2

Tabela 3: Relação dos Grupos

Ressalta-se que neste primeiro momento não foram considerados nenhum tipo de critério de inclusão ou de exclusão, independente de possuírem ou não algum tipo de restrição, uma vez que neste primeiro momento a ideia consiste em verificar o funcionamento da plataforma desenvolvida.

5.4 Filtro de Suavização

Diversas metodologias para o projeto de filtros digitais diferenciadores são propostas, como por exemplo: modelos de sinais estocásticos (CARLSSON; AHLÉN;

STERNAD, 1991), filtros sinc (YUAN; WEI; YU, 2004), transformadas de Hilbert (KOMODROMOS; RUSSELL; TANG, 1998), conversão de filtros analógicos para digitais por alocação de polos e zeros (BIHAN, 1993), interpolação polinomial (SAVITZKY; GOLAY, 1964) ou inferência a resposta em frequência de filtros antissimétricos (CARLSSON, 1991).

Considerando as opções apresentadas optou-se pela metodologia de Savitzky-Golay. Este filtro quando comparado aos outros citados apresenta propriedades de baixíssimo custo computacional do algoritmo de filtragem, o que não se pode encontrar em Carlsson, Ahlén e Sternad (1991) e Yuan, Wei e Yu (2004), e também possui invariância da fase para não deformar picos, característica que não pode ser encontrada em Bihan (1993) e Komodromos, Russell e Tang (1998).

5.4.1 Filtro de Savitzky-Golay

O filtro de Savitzky-Golay trata-se de um filtro digital que pode ser utilizado em um conjunto de pontos de dados digitais, a fim de suavizar os dados, ou seja, aumentar a precisão dos dados sem distorcer a tendência do sinal.

Segundo Figueiredo (2018), o filtro de suavização de Savitzky-Golay baseia-se na correção do valor central de uma janela de $2m + 1$ pontos de interpolação polinomial de grau p , conforme apresentado pela Figura 32.

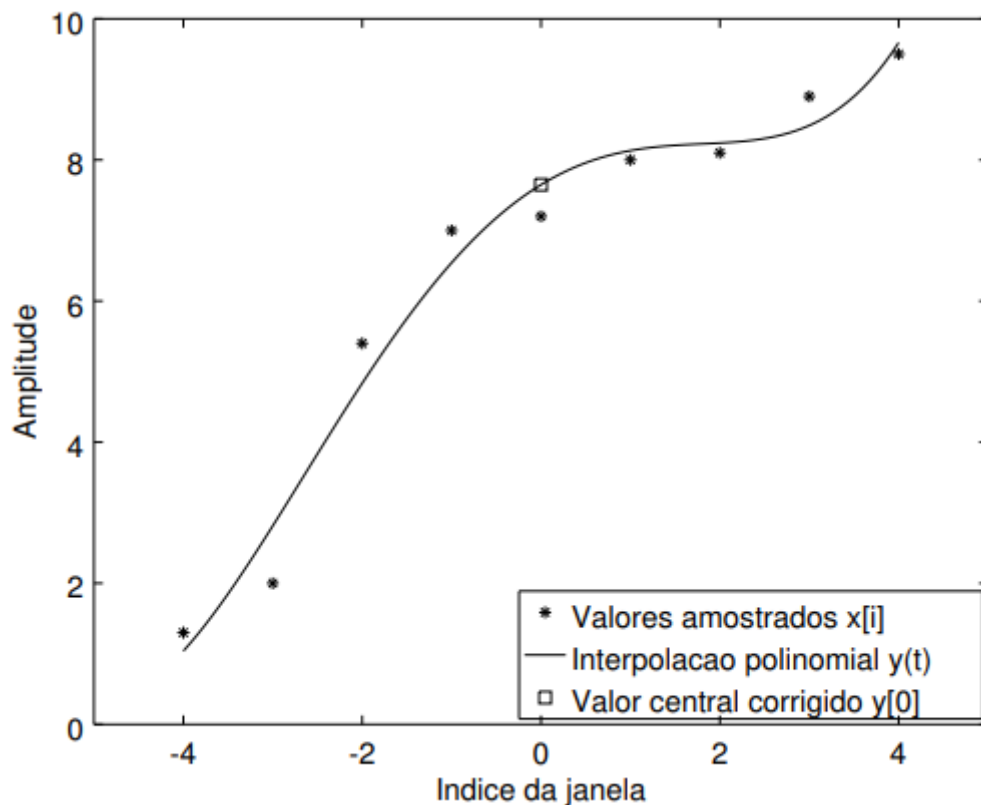


Figura 32: Conceito de suavização de Savitzky-Golay (FIGUEIREDO, 2018)

6 RESULTADOS

Este capítulo tem como objetivo apresentar os resultados obtidos neste trabalho.

6.1 Teste do sistema

O primeiro teste realizado tinha como objetivo verificar o funcionamento do sistema desenvolvido, a fim de verificar se o mesmo conseguia atender todas as necessidades do presente trabalho. Dessa forma, optou-se por inicialmente realizar apenas o teste da plataforma, sem realizar nenhuma alteração brusca no sistema. Sendo assim, os testes foram realizados por 14 voluntários, sendo que 13 não apresentavam nenhum tipo de restrição de movimento e 1 apresentava restrição de movimento devido ao AVC leve que sofreu, sendo 7 deles do sexo masculino e 7 do sexo feminino.

Os voluntários foram divididos em três grupos, conforme apresentado pela Tabela 3, sendo que cada um deles realizou todos os quatro movimentos propostos, a fim de que ao final dos testes se tivesse um total de 14 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 eles optou-se por calcular a diferença entre os pontos *shoulder_right* e *shoulder_left* fornecidos pela própria biblioteca do Kinect v2 (apresentado anteriormente pela Figura 9).

Outra questão relevante de ser destacada antes de apresentar os resultados obtidos consiste no fato de que os dados apresentados possuem número de amostras diferentes. Tal diferença existe até mesmo para o mesmo paciente, ao executar o mesmo movimento com e sem restrição, uma vez que cada dado foi coletado em momento distinto, com velocidades de realização do movimento diferentes, acarretando em um número diferente de amostras.

6.1.1 Movimento de Adução Horizontal

O primeiro teste realizado consistiu na replicação do movimento de adução horizontal, anteriormente apresentado pela Figura 28. 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 utilizar o mesmo para auxiliar na execução do movimento.

Analizando-se os gráficos apresentados pelo Anexo A, define-se a linha contínua azul como sendo a que representa o resultado obtido com o tronco livre e a linha contínua laranja o resultado obtido com o tronco restrito. Ressalta-se que são apresentados os gráficos apenas dos voluntários S3, S4 e S7, pois os mesmos foram realizados a partir de uma outra lógica e os outros voluntários deste grupo não possuíam os dados necessários para que tivessem seus dados apresentados em gráficos. Porém, isso não impediu a inserção destes voluntários na análise realizada uma vez que se tinha as informações necessárias para o preenchimento das tabelas a seguir e posterior comparação.

As Tabelas 4, 5 e 6 apresentam os dados retirados dos gráficos do Anexo A. Nelas são apresentados os dados referentes a execução do movimento com e sem restrição de movimentos. De forma resumida as tabelas apresentam três informações: a primeira delas consiste nos valores máximos de cada um dos voluntários; o segundo trata-se da média destes valores máximos; e a terceira representa a diferença entre os valores máximos.

Grupo 1	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S1	7,05	8,07	1,02
S2	1,97	6,60	4,62
S3	2,83	3,32	0,49
S4	2,04	2,34	0,30
S5	5,90	17,60	11,70
S6	2,22	11,10	8,88
S7	2,63	7,38	4,75
Média	3,52	8,06	4,54

Tabela 4: Dados referentes aos gráficos do Grupo 1 para o movimento de adução horizontal

Analizando-se os gráficos e as tabelas pode-se concluir que, em média, o grupo 3 apresentou maior diferença na amplitude de movimento com e sem restrição, seguido pelo grupo 1 e 2, respectivamente. Além disso, os voluntários S5 e S13 foram os que obtiveram individualmente a maior diferença de amplitude, 11,66358 e 11,704211, respectivamente. Por fim, pode-se concluir que mesmo em proporções diferentes,

Grupo 2	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S8	1,89	5,13	3,24
S9	5,71	9,45	3,74
S10	7,98	12,79	4,82
S11	1,06	1,75	0,69
S12	4,06	5,28	1,23
Média	4,14	6,88	2,74

Tabela 5: Dados referentes aos gráficos do Grupo 2 para o movimento de adução horizontal

Grupo 3	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S13	3,58	15,24	11,66
S14	0,95	4,45	3,51
Média	2,26	9,85	7,59

Tabela 6: Dados referentes aos gráficos do Grupo 3 para o movimento de adução horizontal

todos os voluntários fizeram um maior uso da movimentação do tronco quando estavam sem nenhum tipo de restrição de movimento.

6.1.2 Movimento de Extensão

O segundo teste consistiu na execução do movimento de extensão, apresentado pela Figura 29. Consiste, assim como o teste anterior, em um movimento do ombro que permite uma variação angular de no máximo 45° .

Assim como no teste anterior o mesmo 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.

A lógica dos gráficos apresentados pelo Anexo B é a mesma apresentada na seção anterior, onde a linha contínua azul representa o resultado obtido com o tronco livre e a linha contínua laranja o resultado obtido com o tronco restrito.

Os dados foram retirados dos gráficos (Anexo B) e apresentados em tabelas, seguindo a mesma lógica de organização do movimento anterior. Dessa forma, as Tabelas 7, 8 e 9 apresentam os dados retirados dos gráficos do Anexo C.

Grupo 1	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S1	3,51	6,40	2,89
S2	5,22	12,88	7,66
S3	2,51	3,73	1,22
S4	1,47	4,39	2,91
S5	1,28	4,73	3,45
S6	2,35	7,08	4,73
S7	1,09	4,00	2,91
Média	2,49	6,17	3,68

Tabela 7: Dados referentes aos gráficos do Grupo 1 para o movimento de extensão

Grupo 2	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S8	0,66	1,71	1,05
S9	1,47	3,11	1,64
S10	2,49	4,79	2,30
S11	1,53	2,93	1,40
S12	0,89	2,81	1,92
Média	1,41	3,07	1,66

Tabela 8: Dados referentes aos gráficos do Grupo 2 para o movimento de extensão

Grupo 3	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S13	0,15	4,63	4,48
S14	4,55	6,45	1,90
Média	2,35	5,54	3,19

Tabela 9: Dados referentes aos gráficos do Grupo 3 para o movimento de extensão

Analisando-se os gráficos do Anexo B 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 mesmos utilizam o tronco para compensar de forma indevida o movimento. Além disso, para este movimento o grupo 1 foi o que apresentou uma maior diferença de amplitude de movimento. Destaca-se também que o voluntário S2 vou o que apresentou, individualmente, a maior diferença de amplitude. Por fim, ressalta-se que o voluntário S13 não conseguiu executar o movimento de extensão quando estava com o tronco restrito, lembrando que se trata de um voluntário que apresenta tanto limitações da idade (82 anos) quanto ao AVC leve que sofreu há

algum tempo, sendo necessário o movimento do tronco para conseguir executar o movimento de extensão proposto.

6.1.3 Movimento de Alcance ao Alvo

O terceiro teste teve como base o movimento apresentado pela Figura 30. A ideia do movimento é bastante simples o voluntário tinha que sair da posição inicial pegar um alvo que estava a uma certa distância dele e depois retornar com o alvo para a posição que ele se encontrava inicialmente.

Assim como nos testes anteriores o mesmo 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.

A lógica dos gráficos do Anexo C é a mesma dos anteriores, onde a linha contínua azul representa o resultado obtido com o tronco livre e a linha contínua laranja o resultado obtido com o tronco restrito.

A análise dos gráficos do Anexo C pode ser separada em dois momentos: o primeiro deles que é quando os voluntários pegam o alvo e vão com o mesmo 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; o segundo momento consiste no ato dos voluntários de 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. Por fim, assim como no movimento anterior, destaca-se o fato do voluntário S13 praticamente não conseguir executar o movimento com o tronco restrito, devido as restrições de movimento que o mesmo possui.

As Tabelas 10, 11 e 12 apresentam os dados retirados dos gráficos do Anexo C assim como nos movimentos anteriores.

Grupo 1	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S1	7,82	18,19	10,37
S2	5,22	12,88	7,66
S3	4,34	14,36	10,01
S4	6,90	14,21	7,31
S5	6,97	14,41	7,45
S6	6,25	13,07	6,82
S7	10,57	14,58	4,01
Média	6,87	14,53	7,66

Tabela 10: Dados referentes aos gráficos do Grupo 1 para o movimento de alcance ao alvo

Grupo 2	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S8	9,45	12,04	2,59
S9	2,76	7,15	4,39
S10	3,23	4,40	1,17
S11	15,97	17,04	1,07
S12	12,68	17,31	4,62
Média	8,82	11,59	2,77

Tabela 11: Dados referentes aos gráficos do Grupo 2 para o movimento de alcance ao alvo

Grupo 3	Com Restrição	Sem Restrição	Diferença
S13	9,37	18,40	9,03
S14	13,82	19,08	5,26
Média	11,60	18,74	7,14

Tabela 12: Dados referentes aos gráficos do Grupo 3 para o movimento de alcance ao alvo

Observando-se os gráficos (Anexo C) pode-se verificar que para o movimento de alcance ao alvo a amplitude de movimento também é maior quando os voluntários se encontram sem nenhum tipo de restrição no tronco, visto que assim como nos casos anteriores, os voluntários utilizam o tronco para compensar de forma indevida o movimento. Destaca-se também o fato de que para este movimento, assim como no caso do movimento anterior, o grupo 1 foi o que apresentou uma maior diferença de amplitude de movimento. Além disso, pode-se observar que para este movimento os voluntários S1 e S3 apresentaram maior diferença de amplitude.

6.1.4 Movimento de Apontar para o Alvo

O quarto e último movimento teve como base o movimento apresentado pela Figura 31. A ideia deste movimento é bastante simples. Inicialmente o braço encontra-se posicionado ao lado do tronco, em seguida o voluntário aponta para um alvo localizado a sua direita, depois para um alvo localizado a sua esquerda e por fim, novamente para o alvo localizado a sua direita.

Diferentemente do que aconteceu nos três testes anteriores este testes foi realizado apenas com o tronco livre, visto que se tratava de um movimento que exigia por si só uma compensação e uma movimentação do tronco que não permitia que o mesmo 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.

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

As Tabelas 13, 14 e 15 apresentam os dados retirados dos gráficos do Anexo D. Ressalta-se que, diferente dos movimentos anteriores, as tabelas apresentam apenas os dados da amplitude dos movimentos sem nenhum tipo de restrição.

Grupo 1	Sem Restrição
S1	34,56
S2	32,10
S3	17,96
S4	13,55
S5	23,71
S6	32,36
S7	18,77
Média	24,72

Tabela 13: Dados referentes aos gráficos do Grupo 1 para o movimento de apontar para o alvo

Grupo 2	Sem Restrição
S8	38,07
S9	11,78
S10	14,38
S11	29,57
S12	15,10
Média	21,78

Tabela 14: Dados referentes aos gráficos do Grupo 2 para o movimento de apontar para o alvo

Grupo 3	Sem Restrição
S13	21,47
S14	26,64
Média	24,06

Tabela 15: Dados referentes aos gráficos do Grupo 3 para o movimento de apontar para o alvo

Analisando-se os dados apresentados pelas tabelas anteriores, pode-se observar que diferente dos outros movimentos a média de amplitude de movimento foi bem próximo em todos os grupos. Além disso, destaca-se o fato do voluntário S8 apresentar uma maior amplitude de movimento sem restrição no tronco.

Portanto, após a análise destes movimentos pode-se concluir que, mesmo em voluntários sem nenhum tipo de restrição de movimento, há uma compensação natural do tronco, enquanto que no caso do voluntário com restrição devido ao AVC leve sofrido a compensação de tronco deixa de ser apenas natural e passa a ser oriunda da restrição de movimento do voluntário. Considerando que pacientes que apresentam algum tipo de restrição mais forte tendem a realizar movimento compensatório em maior escala do que aqueles que não apresentam, a tendência é que utilizem muito mais o tronco para a execução dos movimentos selecionados do que os voluntários que realizaram o teste.

6.2 Alteração do sistema proposto

As análises realizadas no tópico anterior tinham como base a ideia já implementada no sistema de que cada um dos movimentos era realizado em um dos planos, ou seja, os movimentos eram analisados apenas no plano 2D. Sendo assim, se o movimento acontecesse no plano xy, o ângulo analisado seria em torno do eixo z. Resumidamente, a Tabela 16 apresenta as informações para cada um dos quatro

movimentos.

Movimento	Plano de Movimento	Ângulo em torno do eixo
Adução Horizontal	xz	y
Extensão	yz	x
Alcance ao Alvo	xz	y
Apontar para o Alvo	xz	y

Tabela 16: Relação de plano de movimento e ângulo para cada um dos quatro movimentos

Porém, após todas as análises que foram realizadas, cogitou-se a ideia de que informações poderiam estar sendo perdidas com esse tipo de análise, uma vez que os voluntários não estavam impedidos de se movimentar também no eixo do movimento. Pensando nisso, optou-se por considerar cada um dos movimentos no espaço 3D, ou seja, para calcular o ângulo de compensação seriam considerados os eixos xyz ao invés de somente dois eixos por movimento.

Durante a execução dos testes, foram gravados uma série de pontos, apresentados pela Tabela 17, com o intuito de saber a trajetória percorrida por determinados membros durante a execução dos movimentos fisioterapêuticos propostos.

A partir destes dados gravados foi possível recalcular os ângulos e traçar o comparativo dos ângulos compensatórios considerando apenas dois eixos ou três eixos. Para isso, foram utilizadas as componentes dos pontos relacionados aos ombros direito e esquerdo dos pacientes, ou seja, as componentes dos pontos Shoulder_Right e Shoulder_Left. De forma resumida, pode-se concluir que a diferença entre o cálculo que antes era feito para o cálculo que será mostrado a seguir está no fato de o anterior considerar somente duas componentes de cada ponto e o novo cálculo considerar as três componentes de cada um dos pontos.

A equação utilizada para calcular o ângulo entre retas é apresentada na equação 4. Nesta Equação, $\vec{r}$ e $\vec{s}$ são os vetores diretores das duas retas analisadas.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{|\vec{r} \cdot \vec{s}|}{|\vec{r}| |\vec{s}|} \quad (4)$$

Em ambos os casos é utilizada a mesma equação, a diferença é que ora são usadas duas componentes e ora três componentes. A Figura 33 apresenta o trecho do código desenvolvido para realizar este cálculo em ambos os casos, considerando neste caso apresentado que o movimento realizado possui rotação restrita no eixo y.

Considerando que o intuito neste momento é verificar se informações estavam sendo perdidas a partir do cálculo até então considerado, nem todos os resultados serão apresentados a seguir, optou-se por mostrar apenas os resultados de um voluntário de cada um dos grupos. Sendo assim, para facilitar o entendimento, a seguir

Pontos gravados	Referência do ponto no Kinect
XSPINE	Spine_Base
YSPINE	Spine_Base
ZSPINE	Spine_Base
XCENTRO	Spine_Shoulder
YCENTRO	Spine_Shoulder
ZCENTRO	Spine_Shoulder
XOMBROD	Shoulder_Right
YOMBROD	Shoulder_Right
ZOMBROD	Shoulder_Right
XOMBROE	Shoulder_Left
YOMBROE	Shoulder_Left
ZOMBROE	Shoulder_Left
XCOTOVELOD	Elbow_Right
YCOTOVELOD	Elbow_Right
ZCOTOVELOD	Elbow_Right
XCOTOVELOE	Elbow_Left
YCOTOVELOE	Elbow_Left
ZCOTOVELOE	Elbow_Left
XPULSOD	Wrist_Right
YPULSOD	Wrist_Right
ZPULSOD	Wrist_Right
XPULSOE	Wrist_Left
YPULSOE	Wrist_Left
ZPULSOE	Wrist_Left
XMAOD	Hand_Tip_Right
YMAOD	Hand_Tip_Right
ZMAOD	Hand_Tip_Right
XMAOE	Hand_Tip_Left
YMAOE	Hand_Tip_Left
ZMAOE	Hand_Tip_Left

Tabela 17: Relação de pontos gravados durante os testes

```

for i in range(0, len(ombro_dir)):
    #Generico
    lr0=np.subtract(ombro_dir[j],ombro_esq[j])
    lr1=np.subtract(ombro_dir[i],ombro_esq[i])

    dot = np.dot(lr0,lr1)
    mag_d = np.linalg.norm(lr0)
    mag_e = np.linalg.norm(lr1)

    c_theta = dot/(mag_d*mag_e)

    theta.append(np.arccos(c_theta))

    #Rotacao restrita no eixo y
    lr0=[lr0[0],lr0[2]]
    lr1=[lr1[0],lr1[2]]

    dot = np.dot(lr0,lr1)
    mag_d = np.linalg.norm(lr0)
    mag_e = np.linalg.norm(lr1)

    c_theta = dot/(mag_d*mag_e)

    theta_restrito.append(np.arccos(c_theta))

```

Figura 33: Código gerado para cálculo do ângulo entre vetores

serão apresentados os resultados obtidos para cada um dos movimentos considerando um voluntário por grupo.

Vale destacar que para os três primeiros movimentos apresentados serão apresentados seis resultados diferentes, são eles:

- Resultado do voluntário do grupo 1 para o movimento realizado com restrição;
- Resultado do voluntário do grupo 1 para o movimento realizado sem restrição;
- Resultado do voluntário do grupo 2 para o movimento realizado com restrição;
- Resultado do voluntário do grupo 2 para o movimento realizado sem restrição;
- Resultado do voluntário do grupo 3 para o movimento realizado com restrição;
- Resultado do voluntário do grupo 3 para o movimento realizado sem restrição;

Para o último movimento, de apontar para o alvo, serão considerados apenas os resultados para os movimentos realizados sem restrição, uma vez que este movimento foi realizado somente sem nenhum tipo de restrição.

6.2.1 Movimento de Adução Horizontal

Para o movimento de adução horizontal, descrito anteriormente pelo item 6.1.1, são apresentados os resultados mostrados pelas Figuras 34 e 35, para o grupo 1; Figuras 36 e 37, para o grupo 2; Figuras 38 e 39, para o grupo 3.

Os gráficos apresentados tem como finalidade mostrar a diferença do ângulo de compensação obtido a partir do cálculo que considerava apenas duas componentes e do que agora considera as três componentes. Onde a linha tracejada azul representa o ângulo de compensação calculado a partir das três componentes, enquanto a linha contínua laranja representa o cálculo que considera somente duas componentes.

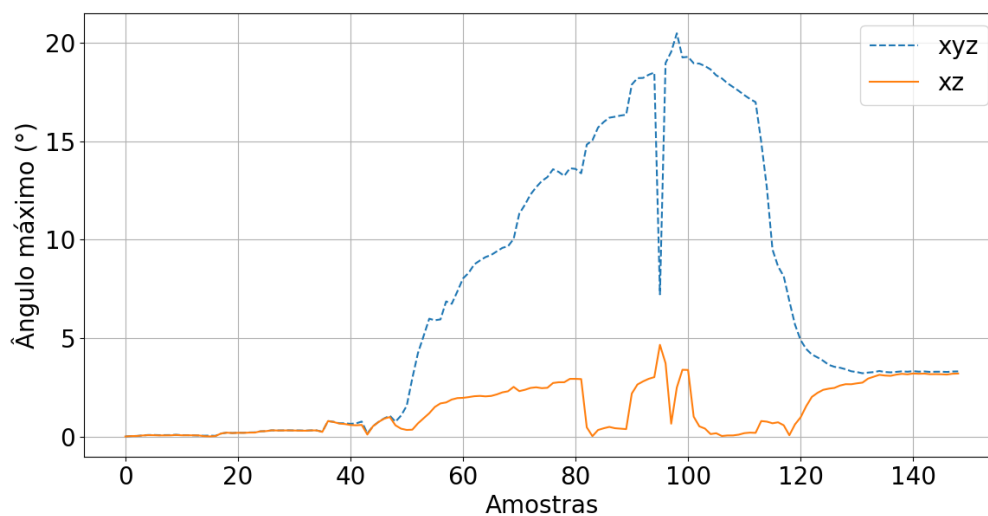


Figura 34: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado sem restrição

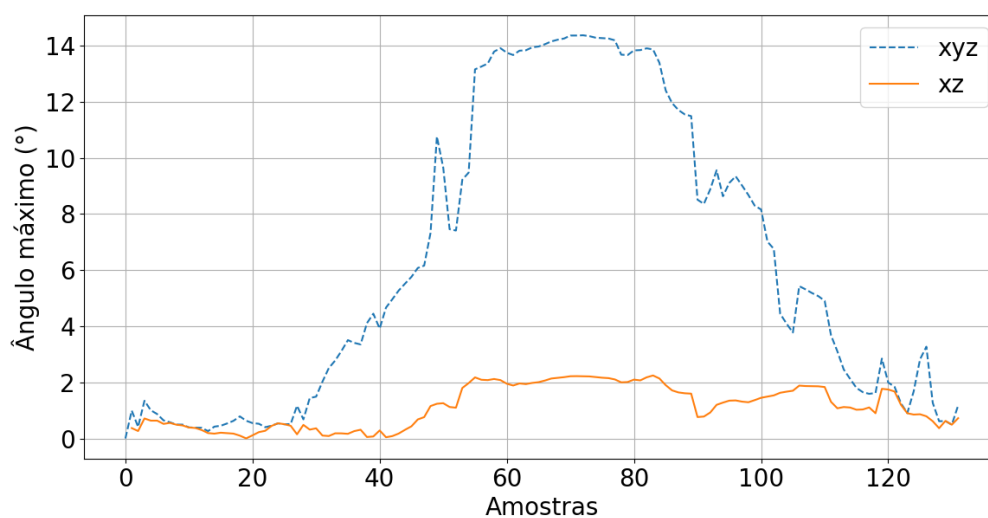


Figura 35: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado com restrição

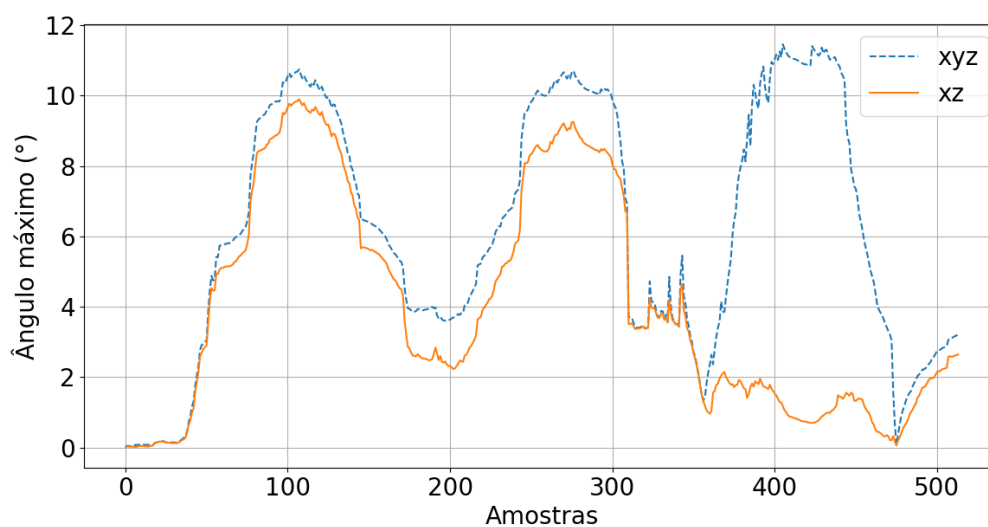


Figura 36: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado sem restrição

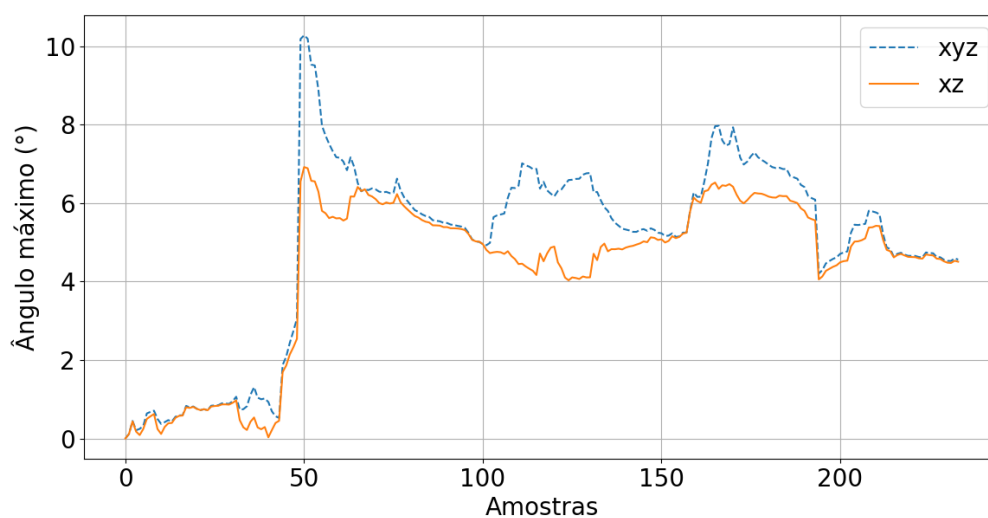


Figura 37: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado com restrição

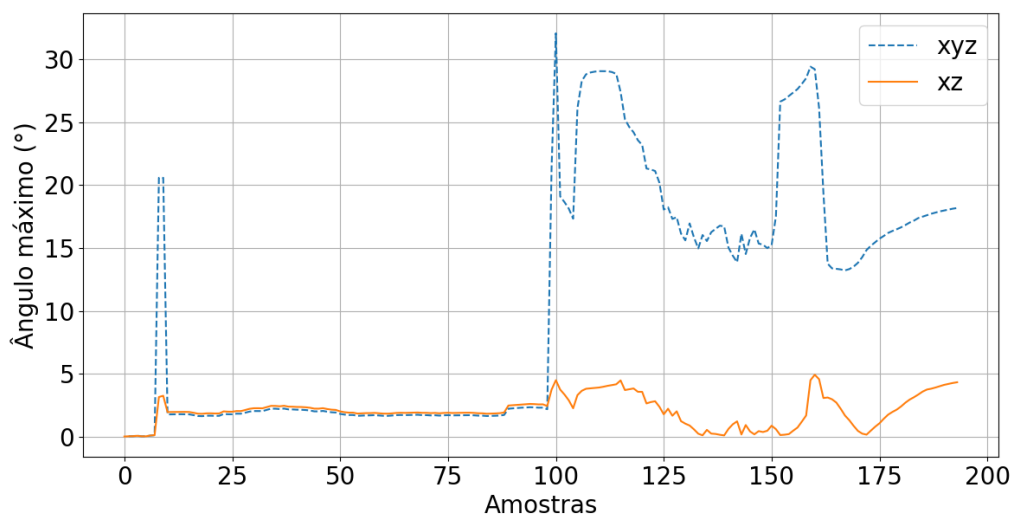


Figura 38: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado sem restrição

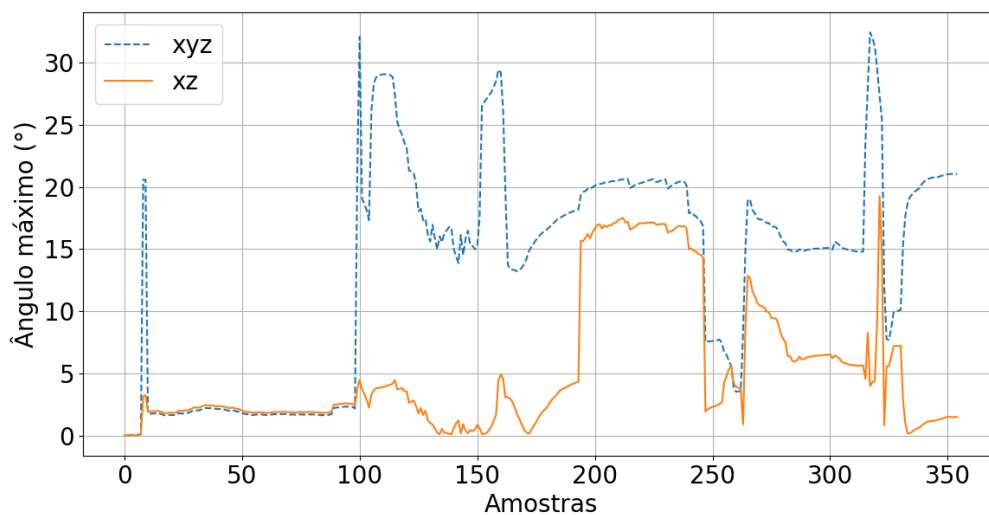


Figura 39: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de adução realizado com restrição

Analisando-se os gráficos apresentados pode-se observar que existem uma diferença entre os dados obtidos a partir do cálculo considerando duas componentes com os dados obtidos a partir do cálculo de três componentes, sendo o segundo neste caso o que apresentou um maior número de informações acerca do movimento realizado.

6.2.2 Movimento de Extensão

Para o movimento de extensão, anteriormente descrito pelo item 6.1.2, são apresentados os resultados mostrados pelas Figuras 40 e 41, para o grupo 1; Figuras 42 e 43, para o grupo 2; Figuras 44 e 45, para o grupo 3.

Os dados obtidos a partir dos gráficos seguem a mesma linha de raciocínio apresentada para o movimento anterior, onde a linha tracejada azul representa o ângulo compensatório calculado a partir de três componentes e a linha contínua laranja o ângulo calculado a partir de duas componentes.

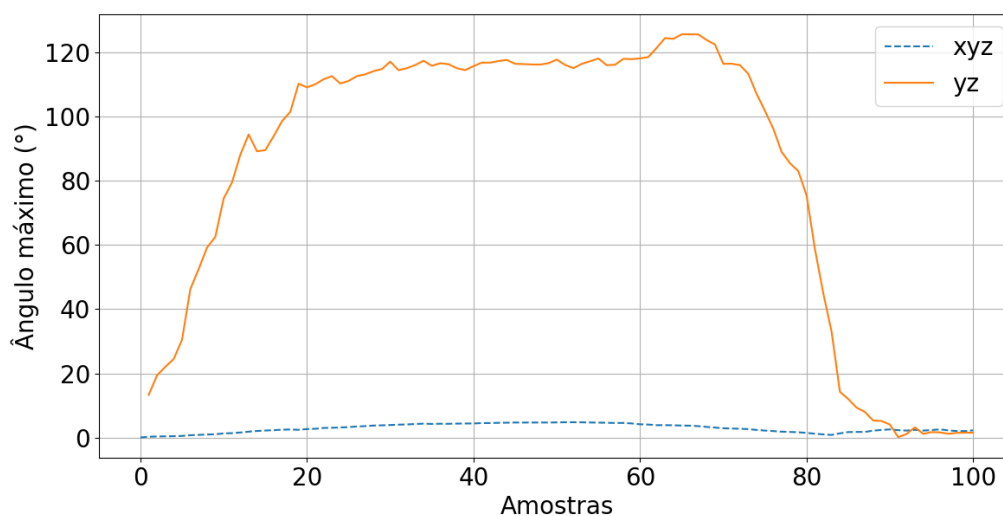


Figura 40: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado sem restrição

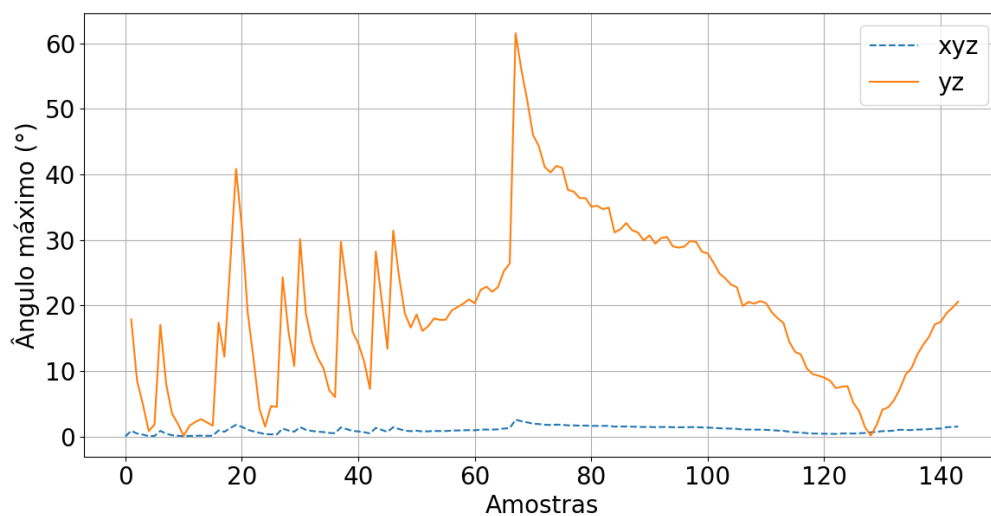


Figura 41: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado com restrição

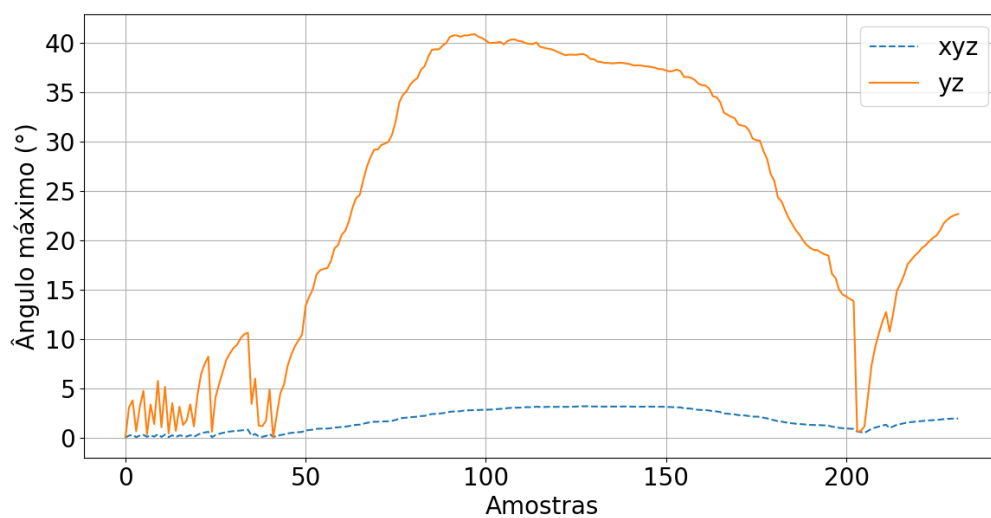


Figura 42: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado sem restrição

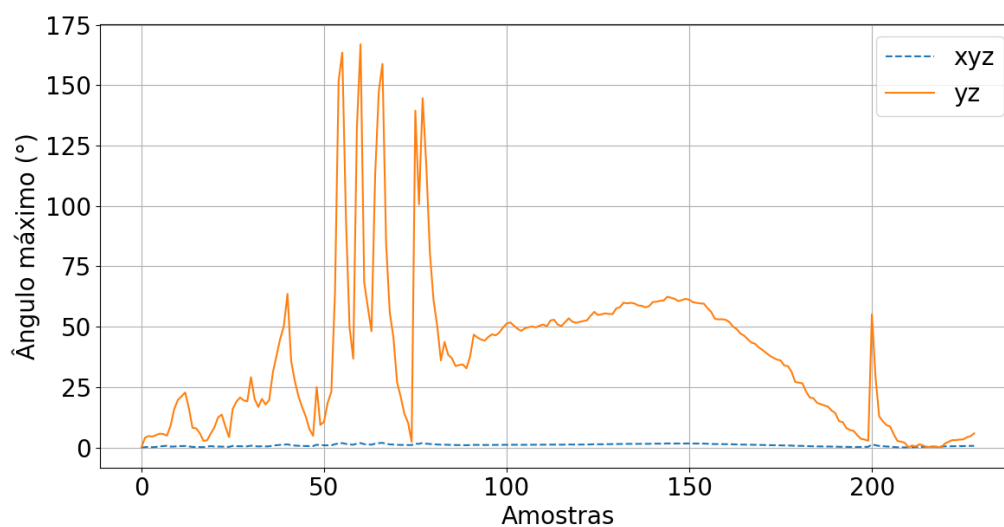


Figura 43: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado com restrição

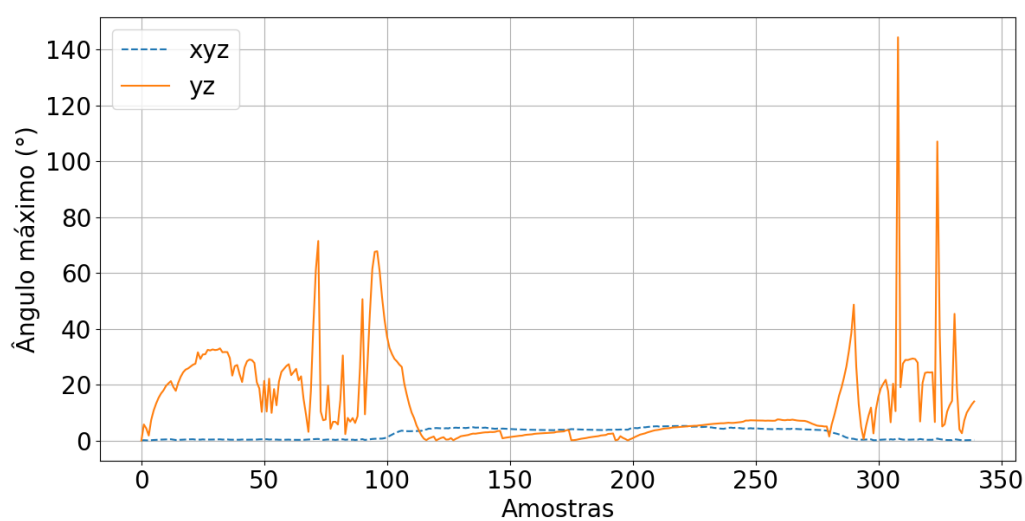


Figura 44: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado sem restrição

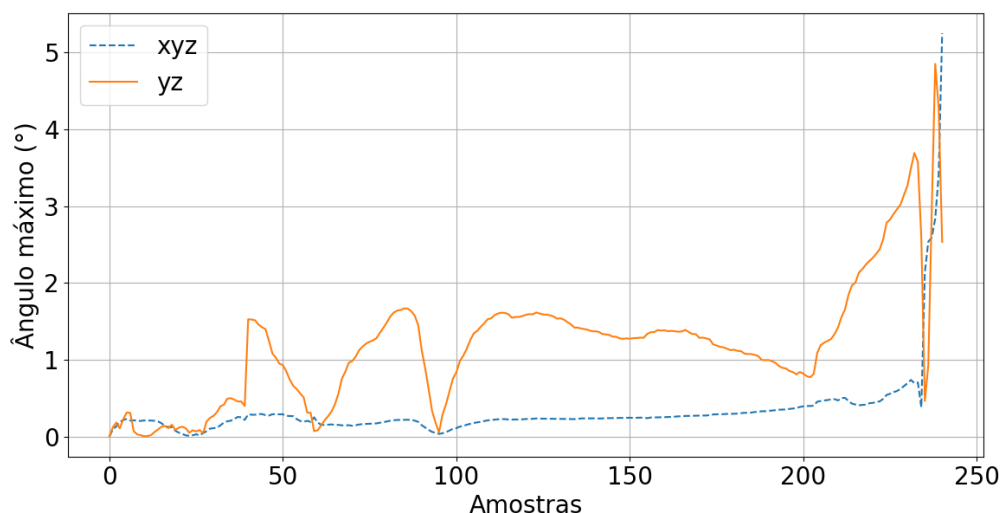


Figura 45: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de extensão realizado com restrição

Observa-se, para o caso do movimento de extensão, que diferente do que aconteceu para o movimento anterior, neste caso o cálculo considerando apenas duas componentes retornou valores superiores para a amplitude de movimento, porém o movimento apresentado por este método é muito mais aleatório e impreciso do que o apresentado pela linha tracejada azul que indica o cálculo considerando as três componentes. Dessa forma, pode-se concluir que não houve ganho de informação com a alteração do método de cálculo do ângulo de compensação porém, houve uma melhora na saída da informação, tornando ela mais condizente com a realidade do movimento.

6.2.3 Movimento de Alcance ao Alvo

Para o movimento de alcance ao alvo, apresentado pelo item 6.1.3 anteriormente, são apresentados os resultados mostrados pelas Figuras 46 e 47, para o grupo 1; Figuras 48 e 49, para o grupo 2; Figuras 50 e 51, para o grupo 3.

As informações apresentadas pelo gráfico seguem a mesma lógica dos dois movimentos anteriores: linha tracejada azul representa o resultado de ângulo calculado a partir de três componentes e a linha contínua laranja o resultado calculado a partir de duas componentes.

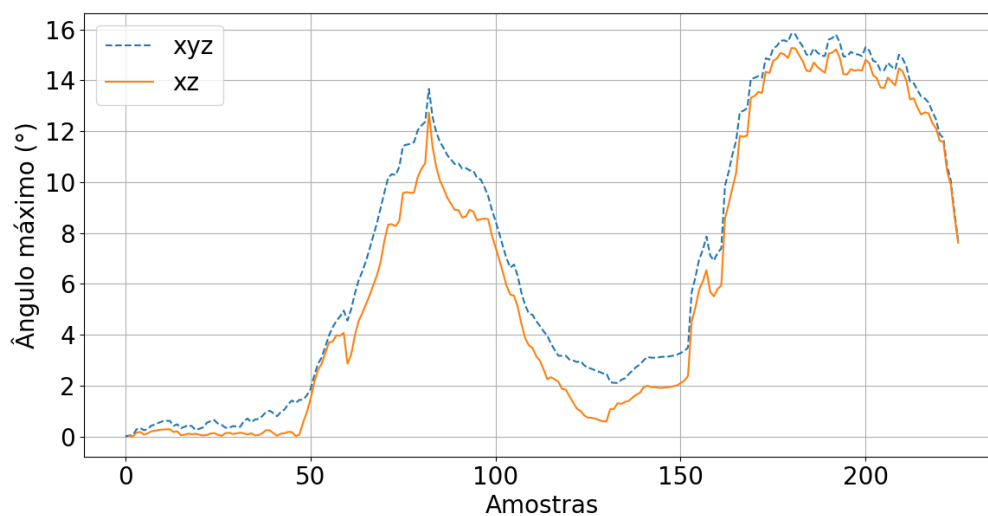


Figura 46: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição

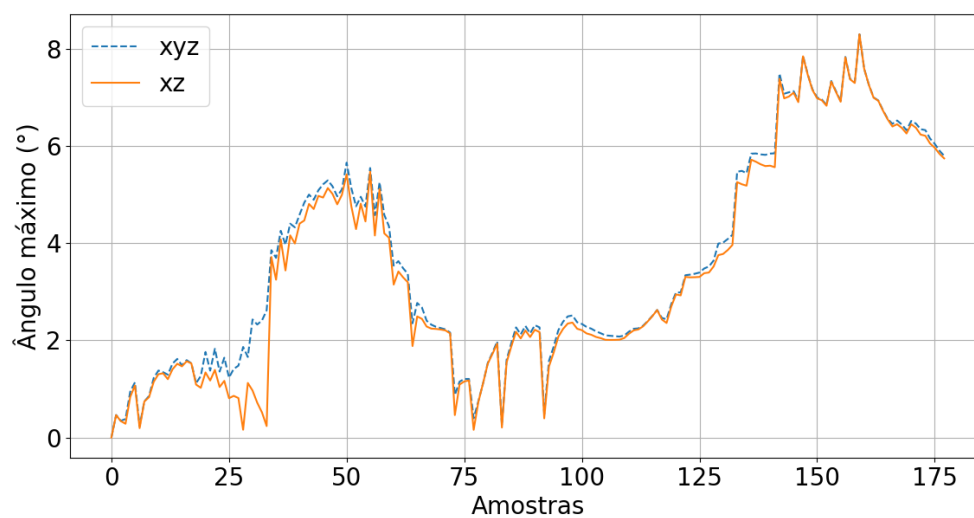


Figura 47: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição

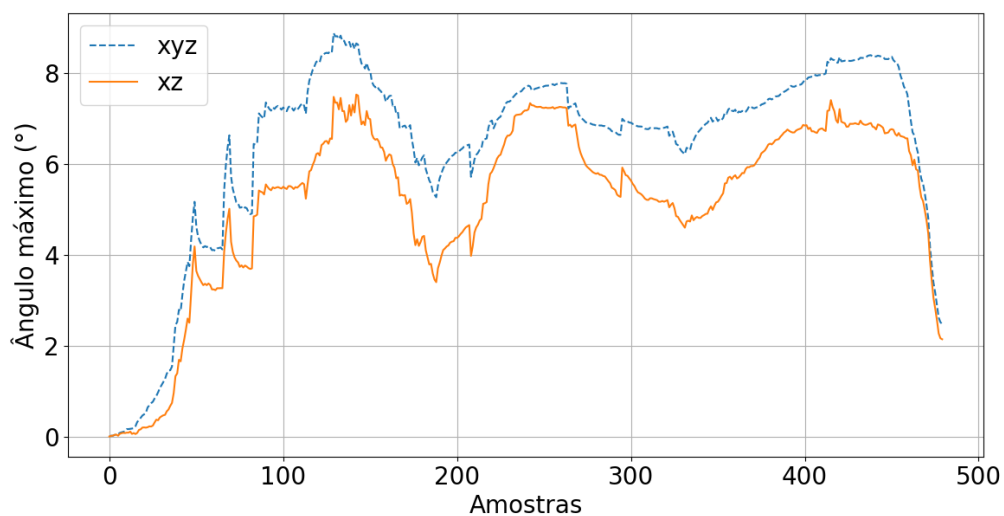


Figura 48: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição

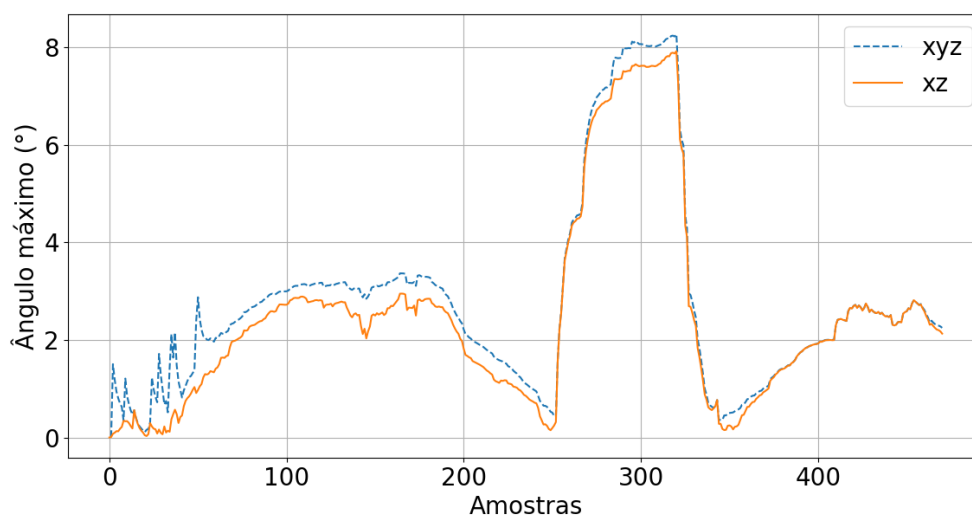


Figura 49: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição

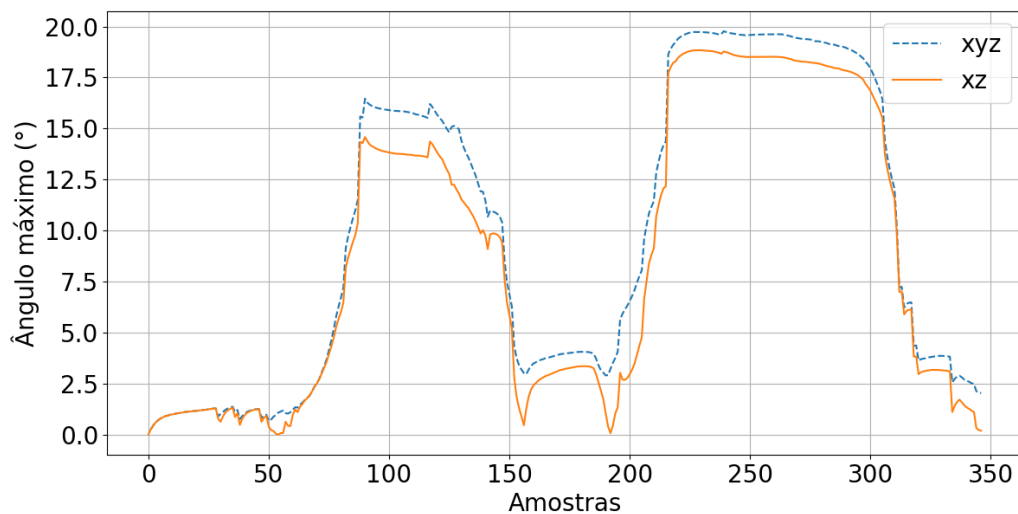


Figura 50: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição

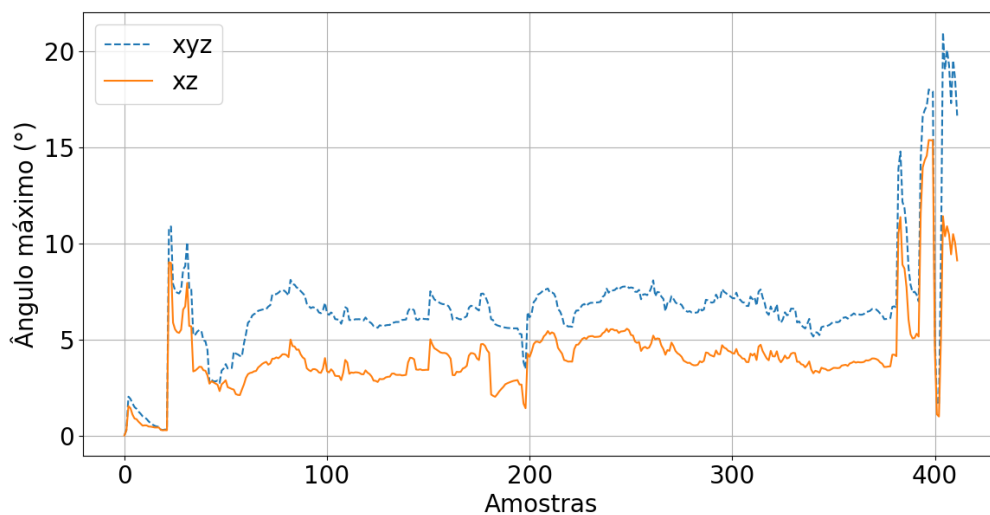


Figura 51: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição

Analisando-se os gráficos pode-se concluir que para o presente movimento ambos os cálculos acarretaram em movimentos semelhantes, com diferença somente na amplitude do ângulo de compensação. Apesar de não haver muito diferença na amplitude do ângulo, ainda sim pode-se observar que o cálculo considerando as três componentes apresentou valores mais elevados de amplitude.

6.2.4 Movimento de Apontar para o Alvo

Para o movimento de apontar para o alvo, apresentado pelo item 6.1.4 anteriormente, são apresentados os resultados mostrados pela Figura 52, para o grupo 1; Figura 53, para o grupo 2; Figura 54, para o grupo 3.

Assim como para os três movimentos anteriores a lógica de apresentação dos gráficos é a mesma: linha tracejada laranja representa os dados obtidos a partir do cálculo com as três componentes e linha contínua azul os dados considerando somente duas componentes.

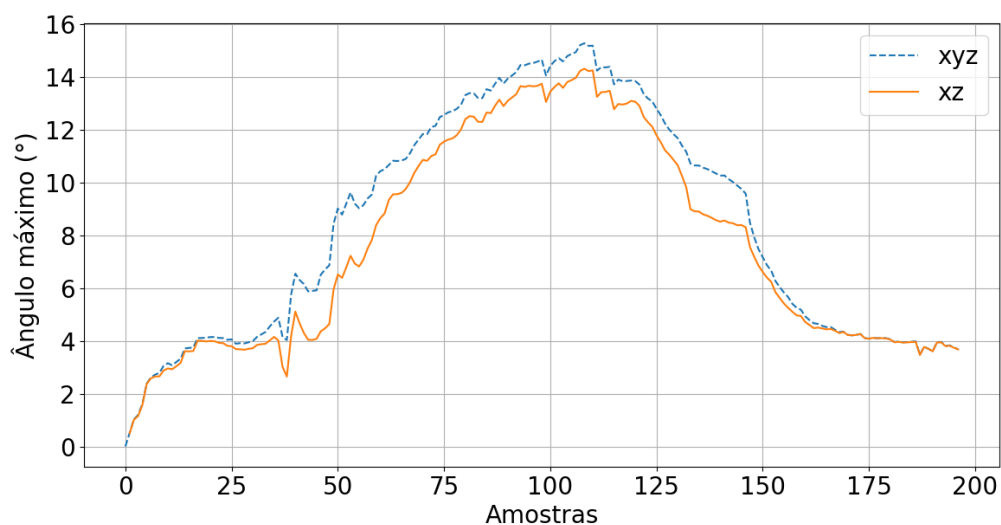


Figura 52: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 4 considerando duas e três componentes para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

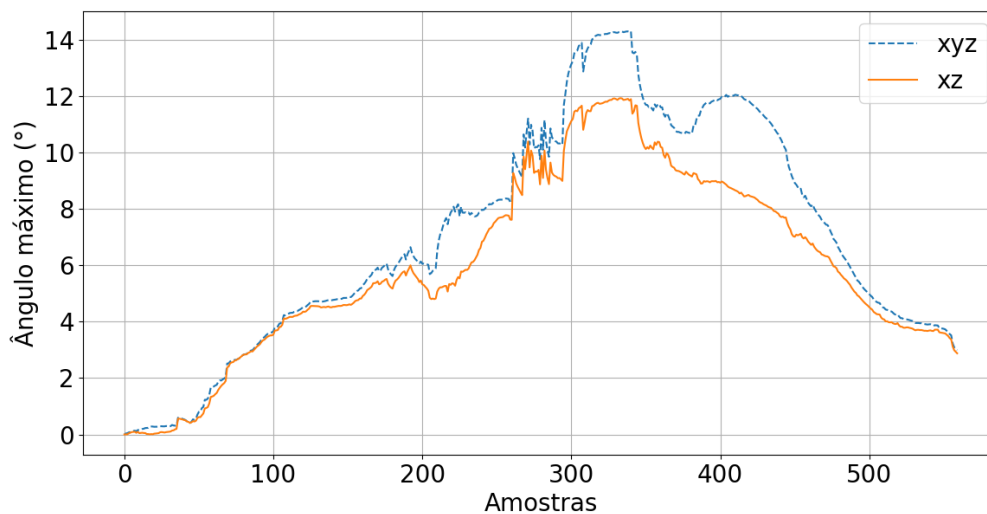


Figura 53: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 9 considerando duas e três componentes para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

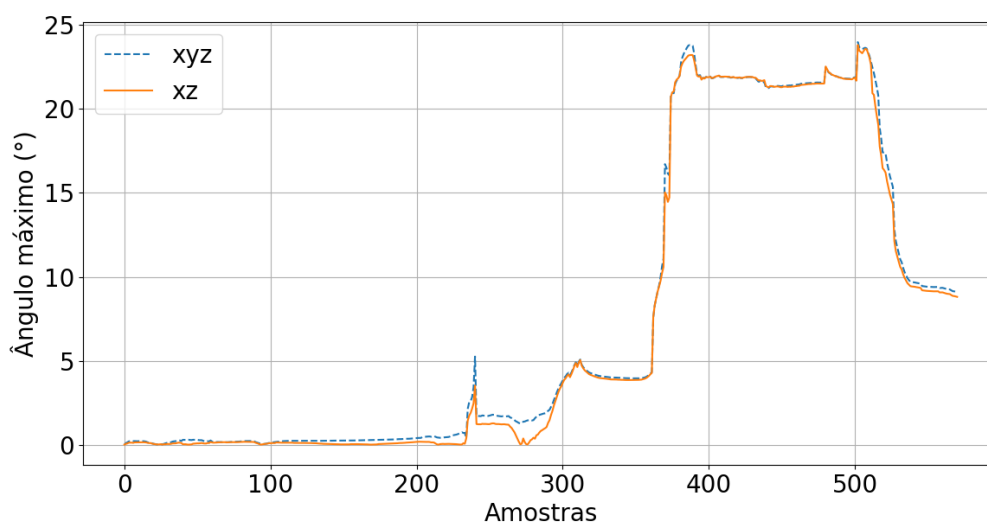


Figura 54: Comparação do cálculo do ângulo compensatório do voluntário 13 considerando duas e três componentes para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

Ao analisar os gráficos pode-se observar que, assim como no movimento de alcance ao alvo, os resultados obtidos para o ângulo de compensação foram levemente superiores no que tange a amplitude quando calculado considerando as três componentes do que considerando somente duas componentes. Neste caso, assim como no anterior, a trajetória obtida foi a mesma em ambos os cálculos, mas a amplitude foi superior quando consideradas as três componentes no cálculo.

Por fim, destaca-se outro ponto importante acerca desta comparação em relação ao cálculo do ângulo compensatório, que se trata da maneira como os movimentos são medidos/calculados pelos fisioterapeutas. Considerando que a goniometria trata-se do método fisioterapêutico mais utilizado para medição de amplitude de movimento e que a mesma só consegue realizar a medição a partir de duas componentes (xy , xz , yz) dependendo do movimento, considerar as três componentes no cálculo dos ângulos pode ser visto como um diferencial em relação aos métodos fisioterapêuticos tradicionais. Além disso, os fisioterapeutas, atualmente, não conseguem medir a compensação do movimento do tronco, a análise realizada por eles consiste basicamente em uma análise visual que detecta ou não o movimento do tronco durante a execução do movimento fisioterapêutico, ou seja, trata-se de uma análise que depende, mais uma vez, da experiência do fisioterapeuta.

Dessa forma, pode-se concluir que aliando os dois itens citados no parágrafo anterior, a comparação apresentada nesta seção tende a ser muito mais vantajosa do que simplesmente traçar o comparativo entre a diferença do cálculo considerando duas e três componentes. Neste caso, além de possuir um maior número de informações ao ser considerado o cálculo das três componentes, trata-se também de um diferencial em relação aos métodos fisioterapêuticos utilizados.

6.3 Suavização dos Dados

Analizando-se os gráficos gerados a partir do cálculo do ângulo compensatório considerando as três componentes, chegou-se a conclusão que os mesmos, em determinados momentos, apresentavam picos aleatórios na trajetória do movimento e, logo em seguida, retornavam para a trajetória correta. Isto acontece pois o sensor acaba por perder o ponto que está sendo analisado por uma pequena fração de tempo e, em seguida, já encontra novamente e segue monitorando o movimento. Pensando em corrigir tal problema optou-se pela aplicação de um filtro para suavizar os dados apresentados, conforme descrito no item 5.4 deste trabalho, o filtro aplicado trata-se do filtro de suavização de Savitzky-Golay.

Considerando que na seção anterior deste trabalho foram apresentados os resultados obtidos com os voluntários 4, 9 e 13, optou-se por seguir a mesma lógica nesta seção a fim de que se pudesse traçar um comparativo entre os resultados obtidos após a aplicação do filtro. Destaca-se que, assim como na seção anterior, os resultados serão apresentados de forma separada para cada um dos quatro movimentos que estão sendo analisados neste trabalho. Além disso, os gráficos apresentados apresentam a trajetória do movimento compensatório a partir da realização do movimento sem e com restrição.

6.3.1 Movimento de Adução Horizontal

As Figuras 55, 56 e 57 apresentam os resultados obtidos para o movimento de adução para os voluntários 4, 9 e 13 respectivamente. Nestes gráficos a linha contínua azul representa a trajetória do movimento sem nenhuma restrição e a linha tracejada laranja a trajetória do movimento com restrição.

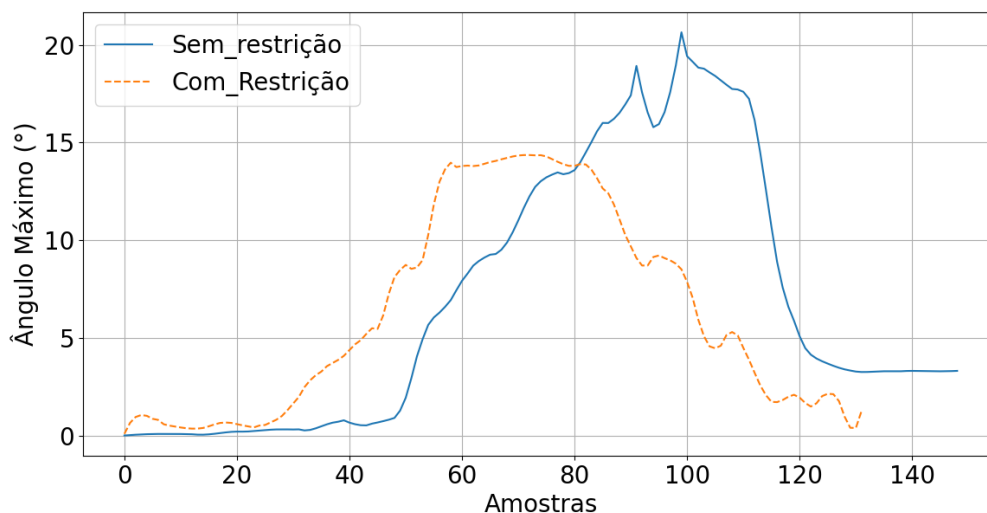


Figura 55: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 4 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição de movimento

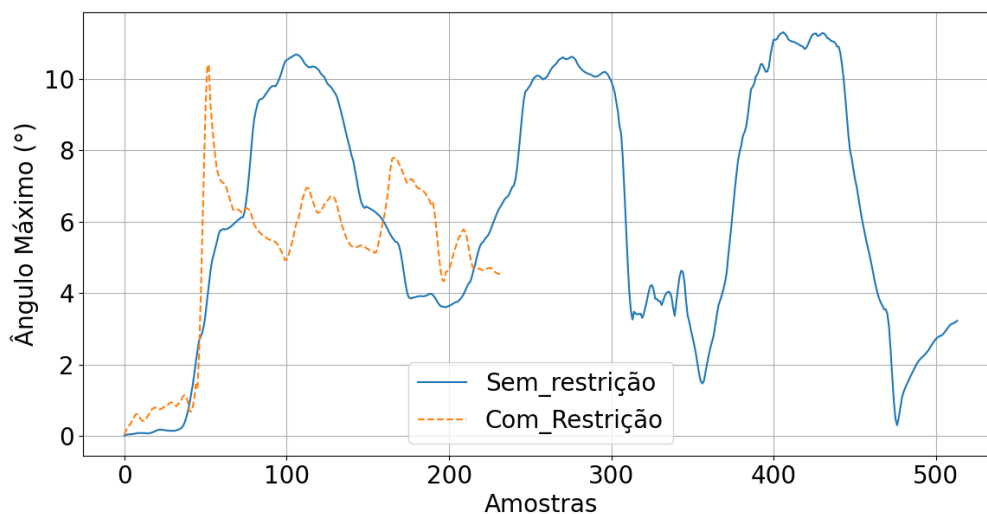


Figura 56: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 9 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição de movimento

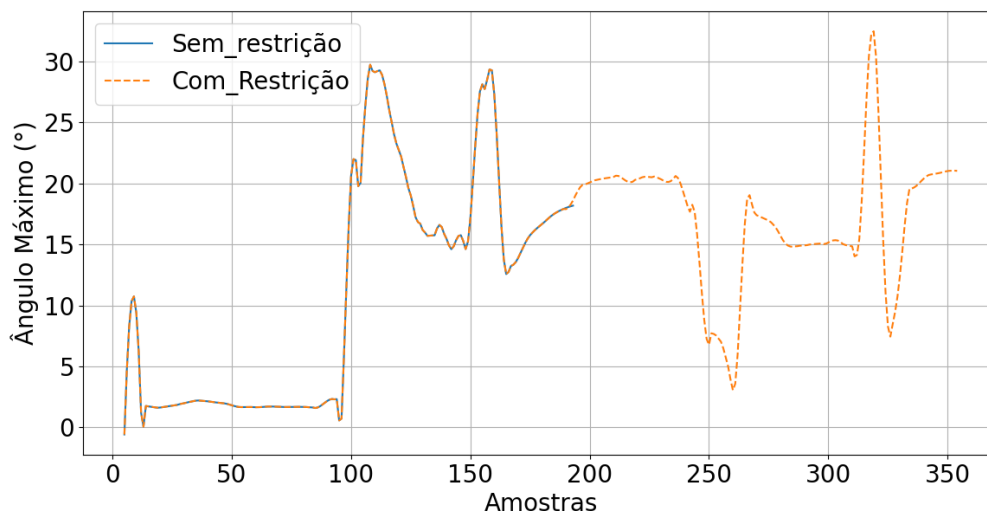


Figura 57: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 13 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição de movimento

Comparando a linha contínua azul da Figura 55 com a linha tracejada azul da Figura 34 pode observar que próxima a amostra 100 houve uma suavização considerável da trajetória, assim como houve na proximidade da amostra 50 da 35. Essa mesma comparação pode ser realizada para os outros voluntários, basta comparar a Figura 56 com as Figuras 36 e 37 para o voluntário 9, e a Figura 57 com as Figuras 38 e 39 para o voluntário 13.

6.3.2 Movimento de Extensão

Para o movimento de extensão a ideia apresentada trata-se da mesma do movimento anterior, onde as Figuras 58, 59 e 60 apresentam os resultados obtidos para o movimento de extensão dos voluntários 4, 9 e 13 respectivamente. Assim como nos gráficos anteriores, a linha contínua azul representa a trajetória do movimento sem nenhuma restrição e a linha tracejada laranja a trajetória do movimento com restrição.

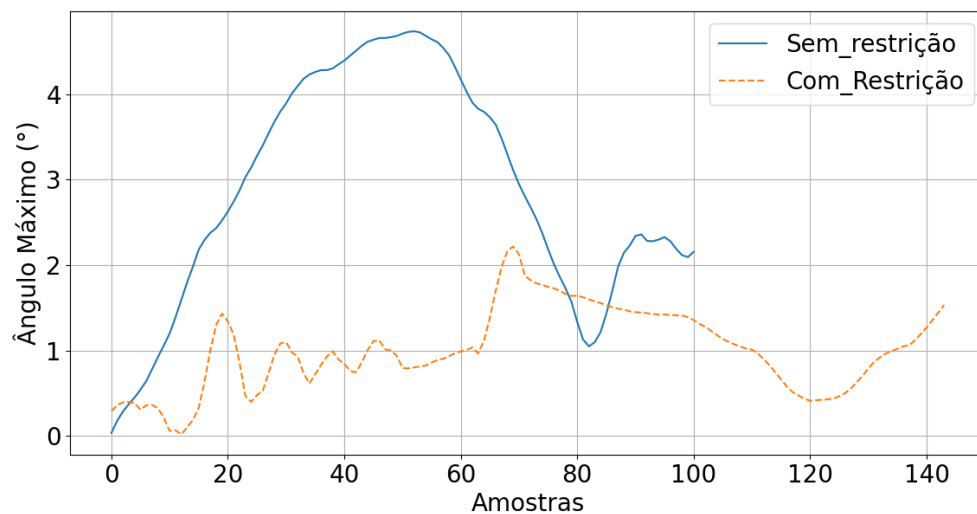


Figura 58: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 4 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição de movimento

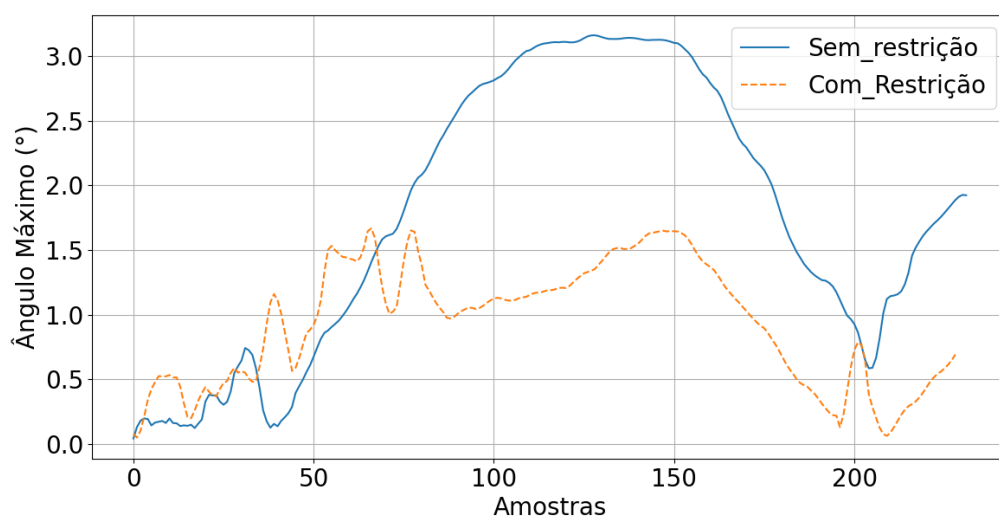


Figura 59: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 9 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição de movimento

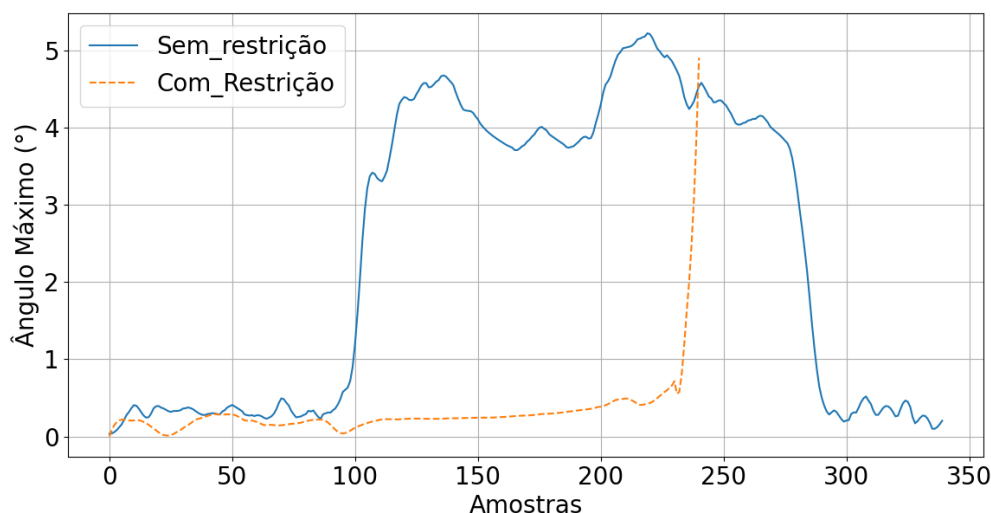


Figura 60: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 13 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição de movimento

A mesma comparação realizada para o movimento de adução horizontal pode ser realizada no movimento de extensão, para isso basta que seja comparada a Figura 58 com as Figuras 40 e 41, para o voluntário 4; a Figura 59 com as Figuras 42 e 43, para o voluntário 9 e; a Figura 60 com as Figuras 44 e 45, para o voluntário 13. Em todos os casos pode-se observar uma melhora na trajetória do ângulo compensatório no que tange a suavizar os picos causados pelas perdas repentinas do ponto analisado pelo sensor.

6.3.3 Movimento de Alcance ao Alvo

Para o movimento de alcance ao alvo apresenta-se a mesma lógica já apresentada para os dois movimentos anteriores. As Figuras 61, 62 e 63 apresentam os resultados obtidos para o movimento de alcance ao alvo dos voluntários 4, 9 e 13 respectivamente. Assim como nos gráficos anteriores, a linha contínua azul representa a trajetória do movimento sem nenhuma restrição e a linha tracejada laranja a trajetória do movimento com restrição.

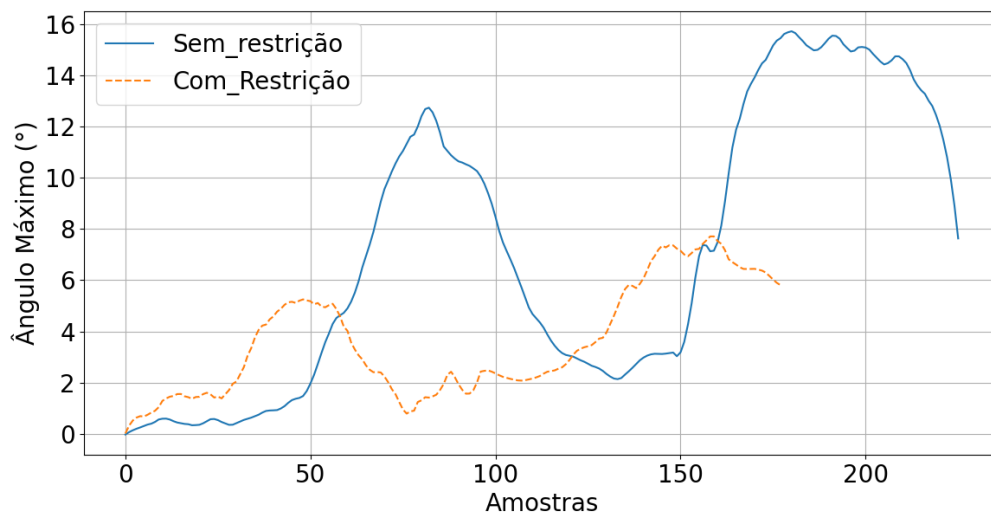


Figura 61: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 4 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição de movimento

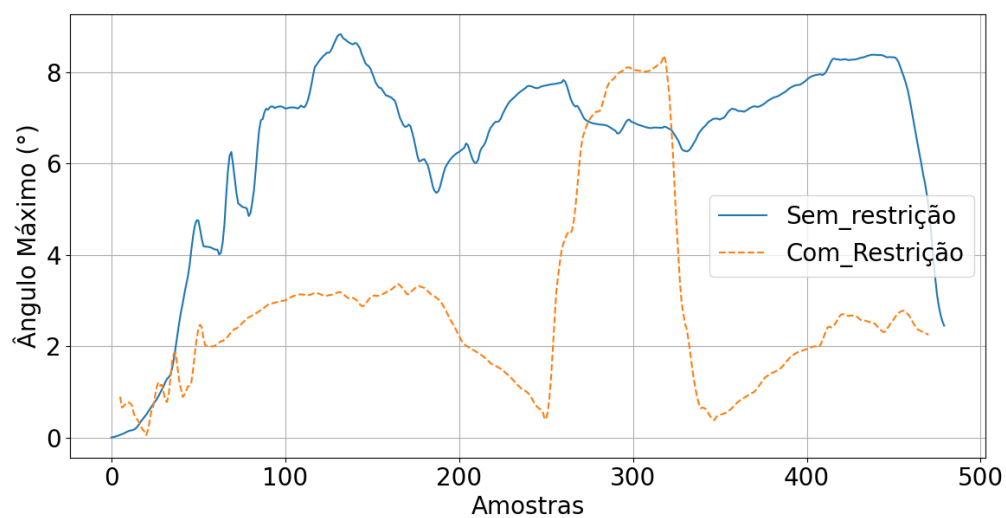


Figura 62: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 9 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição de movimento

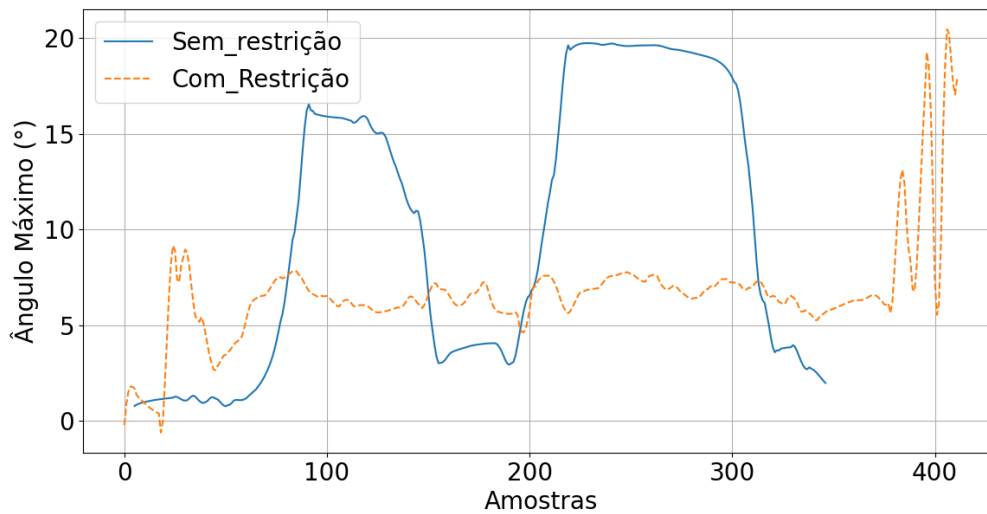


Figura 63: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 13 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição de movimento

Para verificar o quanto houve suavização dos resultados apresentados basta que seja realizada a mesma comparação realizada nos movimentos anteriores, para isso faz-se necessário que se compare os gráficos apresentados com suavização com os apresentados anteriormente sem a suavização das informações. Dessa forma, pode-se comparar a Figura 61 com as Figuras 46 e 47, para avaliar o quanto houve de suavização para o resultado do voluntário 4; a Figura 62 com as Figuras 48 e 49, para o voluntário 9 e; a Figura 63 com as Figuras 50 e 51, para o voluntário 13. Assim como nos movimento anteriores, pode-se observar uma melhora na trajetória do ângulo compensatório no que tange a suavizar os picos causados pelas perdas repentinas do ponto analisado pelo sensor.

6.3.4 Movimento de Apontar para o Alvo

O movimento de apontar para o alvo apresenta praticamente a mesma lógica dos movimentos anteriores. As Figuras 64, 65 e 66 apresentam os resultados obtidos para o movimento de apontar para o alvo dos voluntários 4, 9 e 13 respectivamente. O que difere este movimentos dos anteriores trata-se do fato deste só possuir a linha contínua azul para representar o movimento realizado sem nenhum tipo de restrição, uma vez que o mesmo não foi realizado com restrição de movimento, como nos casos dos movimentos anteriores.

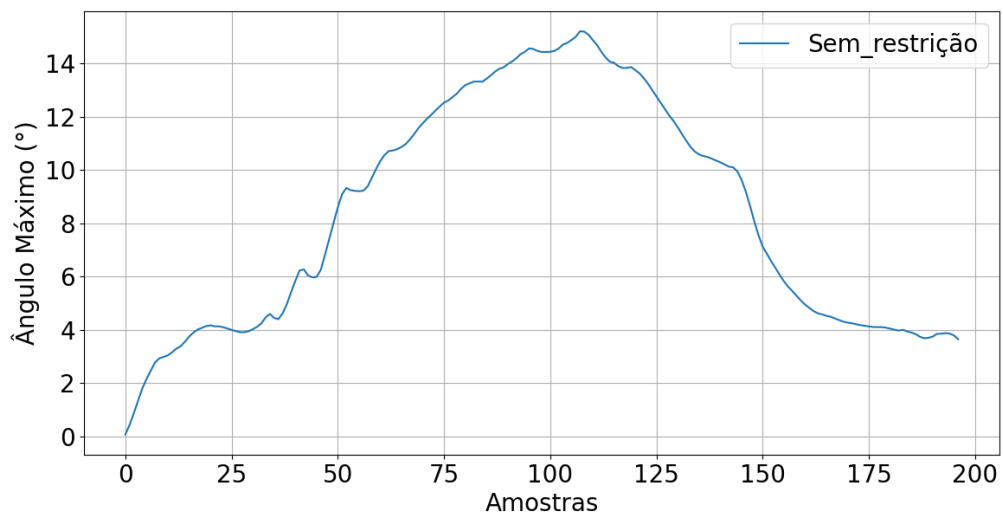


Figura 64: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 4 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição de movimento

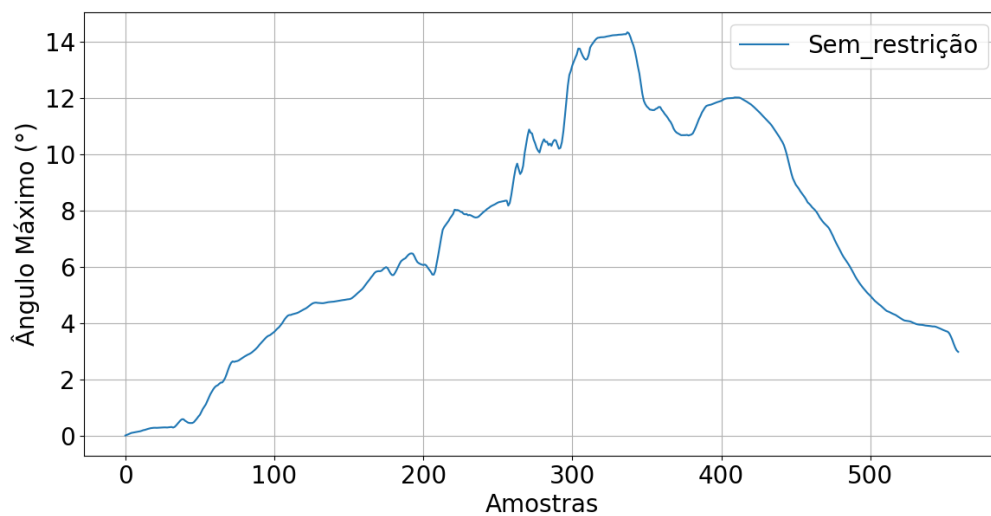


Figura 65: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 9 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição de movimento

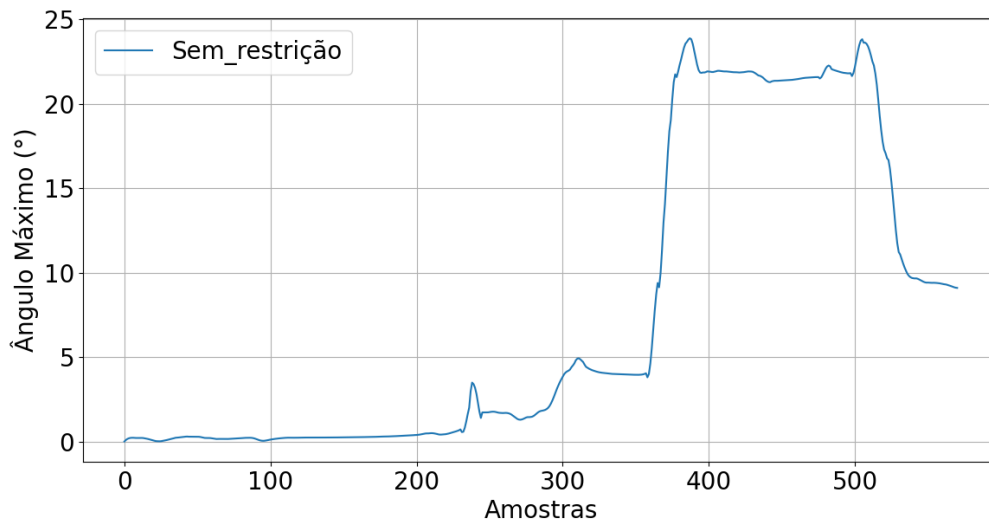


Figura 66: Aplicação do filtro de Savitzky-Golay para suavização dos dados do voluntário 13 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição de movimento

A lógica de análise da suavização também consiste na mesma adotada para os movimentos anteriores, porém neste caso apenas a trajetória sem nenhum tipo de restrição de movimento pode ser comparada. Sendo assim, pode-se comparar a Figura 64 com a Figura 52, para avaliar o quanto houve de suavização para o resultado do voluntário 4; a Figura 65 com a Figura 53, para o voluntário 9 e; a Figura 66 com a Figura 54, para o voluntário 13. Assim como nos movimento anteriores, pode-se observar uma melhora na trajetória do ângulo compensatório no que tange a suavizar os picos causados pelas perdas repentinas do ponto analisado pelo sensor.

Portanto, após a análise e comparação dos resultados obtidos após a suavização dos resultados, pode-se concluir que a aplicação do filtro proposto atendeu as expectativas e fez com que as trajetórias dos ângulos compensatórios passassem a ser mais coerentes com os movimentos realizados.

6.4 Normalização dos Dados

Os voluntários foram inicialmente separados por grupos de acordo com a faixa etária deles e, em um primeiro momento, foi realizada a comparação dos ângulos compensatórios (ainda calculados no 2D) dos voluntários dentro dos grupos. Porém, após novas análises e estudos em relação ao que havia sido feito, observou-se que tal análise poderia estar equivocada, uma vez que o ângulo de compensação poderia estar sendo influenciado pela distância dos ombros de cada voluntário, uma vez que cada um possui uma distância diferente e isto poderia estar beneficiando ou não

a execução do movimento, fazendo com que uns acabassem compensando mais ou menos do que outros.

Dessa forma, optou-se por realizar a normalização dos dados, a partir da distância dos ombros de cada um dos voluntários. Para isso, foram considerados os pontos *Shoulder_Right* e *Shoulder_Left* apresentados anteriormente pela Tabela 17. Porém, para realizar tal processo de normalização, ao invés de apresentar os resultados em relação ao ângulo de compensação, os mesmos serão apresentados em relação ao comprimento do arco, uma vez que se encontram normalizados em relação a distância, em centímetros, dos ombros dos voluntários.

Assim como para os testes de comparação e suavização dos dados, apresentados anteriormente, os resultados apresentados a seguir também tratam-se dos obtidos com os voluntários 4, 9 e 13. Destaca-se que o processo de normalização foi realizado tanto para todos os movimentos, tanto os executados com restrição, quanto os realizados sem restrição de movimento.

6.4.1 Movimento de Adução Horizontal

As Figuras 67, 68 e 69 apresentam os resultados obtidos com os voluntários 4, 9 e 13, respectivamente, para o movimento de adução horizontal.

Os gráficos apresentados contam com duas informações: a primeira representada pela linha contínua azul que apresenta o movimento executado sem nenhum tipo de restrição e, a segunda representada pela linha tracejada laranja que apresenta o movimento executado com restrição.

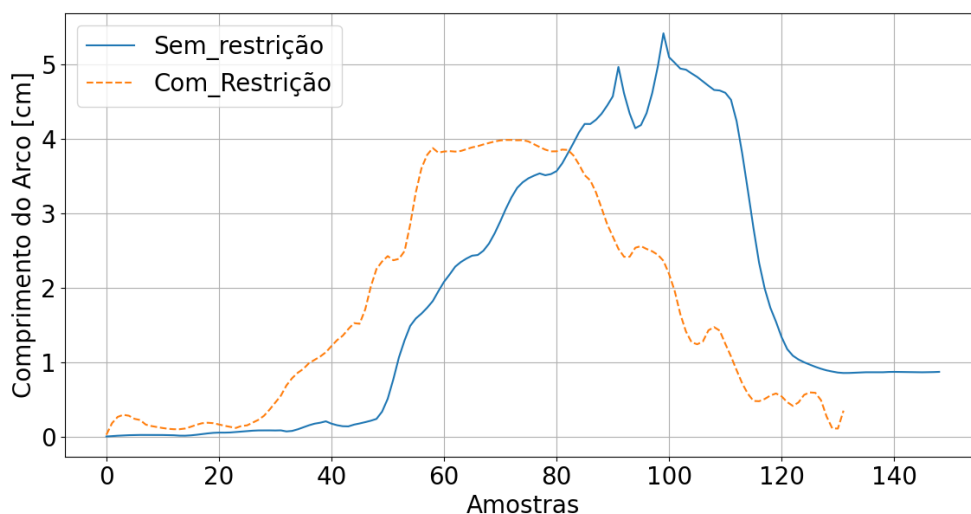


Figura 67: Normalização dos resultados do voluntário 4 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição

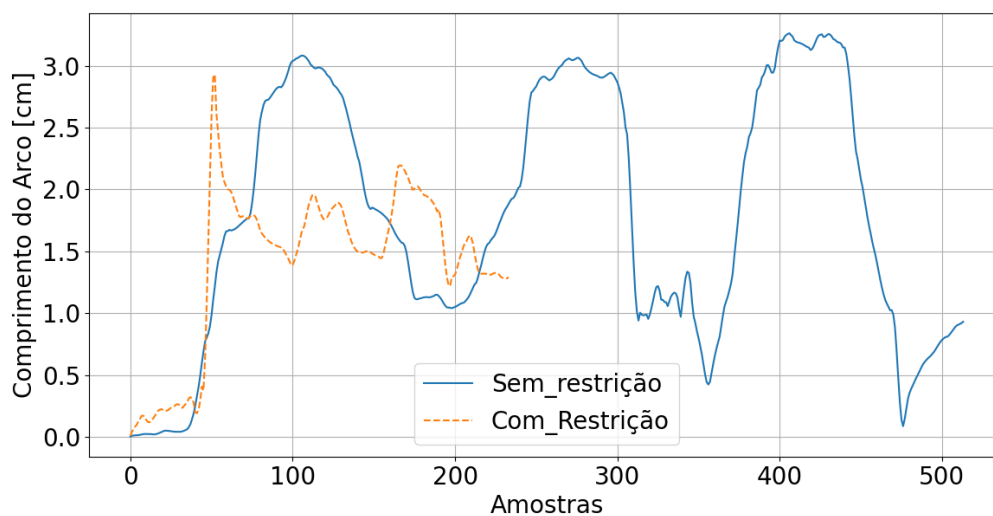


Figura 68: Normalização dos resultados do voluntário 9 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição

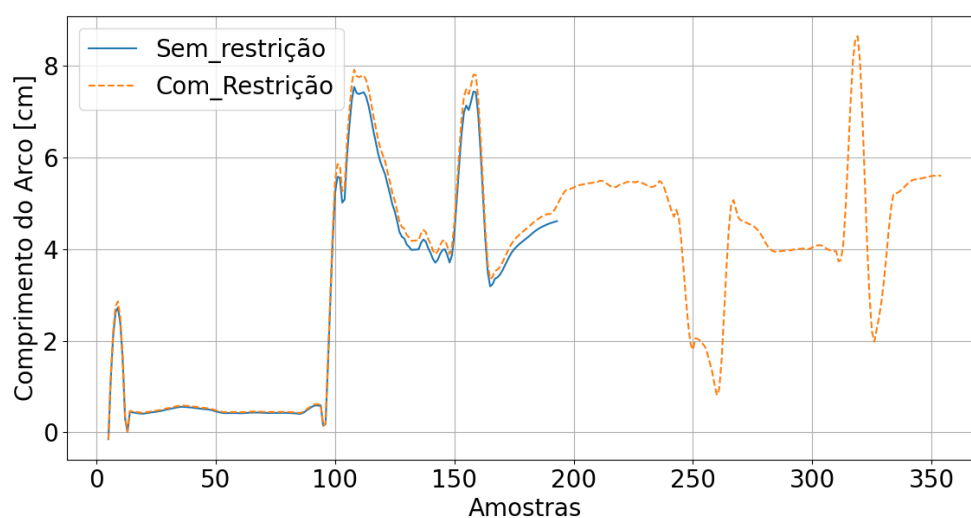


Figura 69: Normalização dos resultados do voluntário 13 para o movimento de adução horizontal realizado com e sem restrição

6.4.2 Movimento de Extensão

O movimento de extensão apresenta os resultados obtidos com os voluntários 4, 9 e 13 através das Figuras 70, 71 e 72, respectivamente. Assim como o movimento anterior, os gráficos apresentados contam com as informações referentes ao movimento executado sem restrição (linha contínua azul) e o movimento realizado com restrição (linha tracejada laranja).

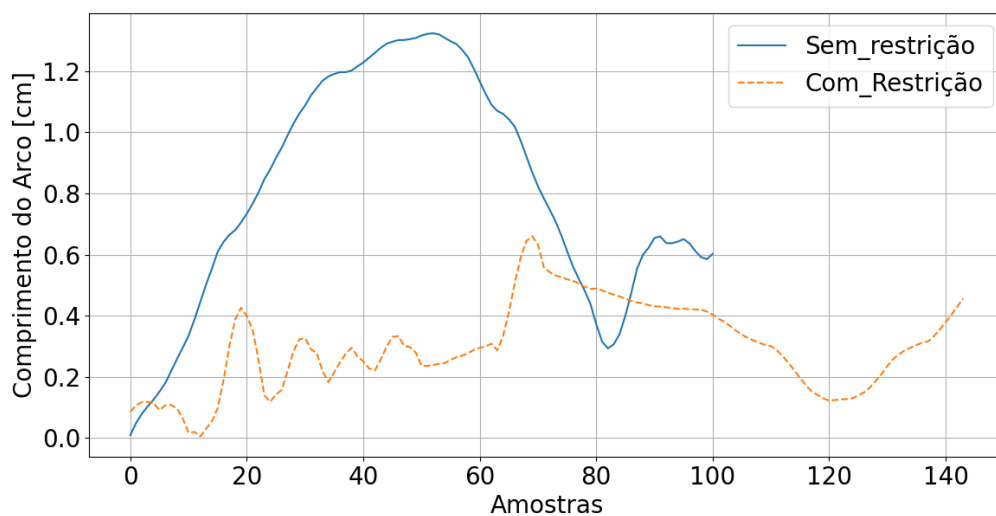


Figura 70: Normalização dos resultados do voluntário 4 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição

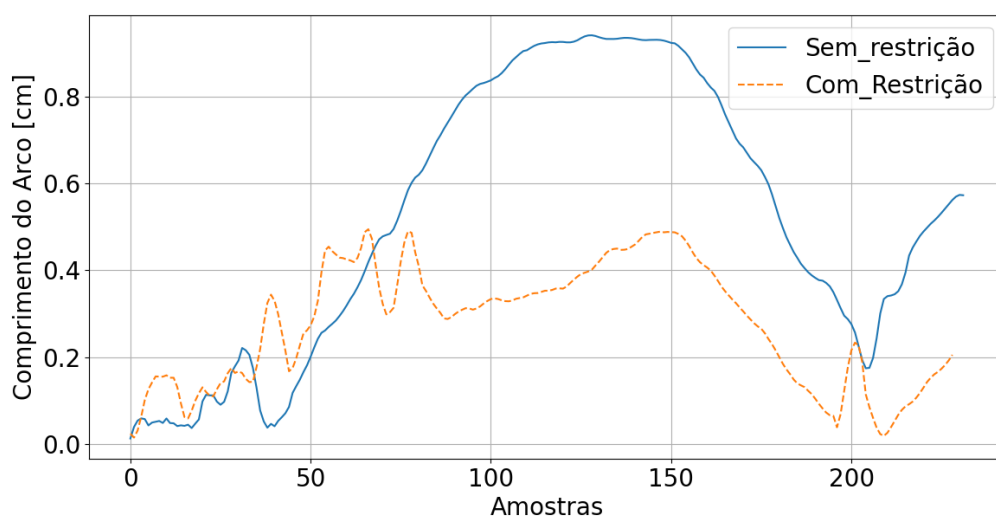


Figura 71: Normalização dos resultados do voluntário 9 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição

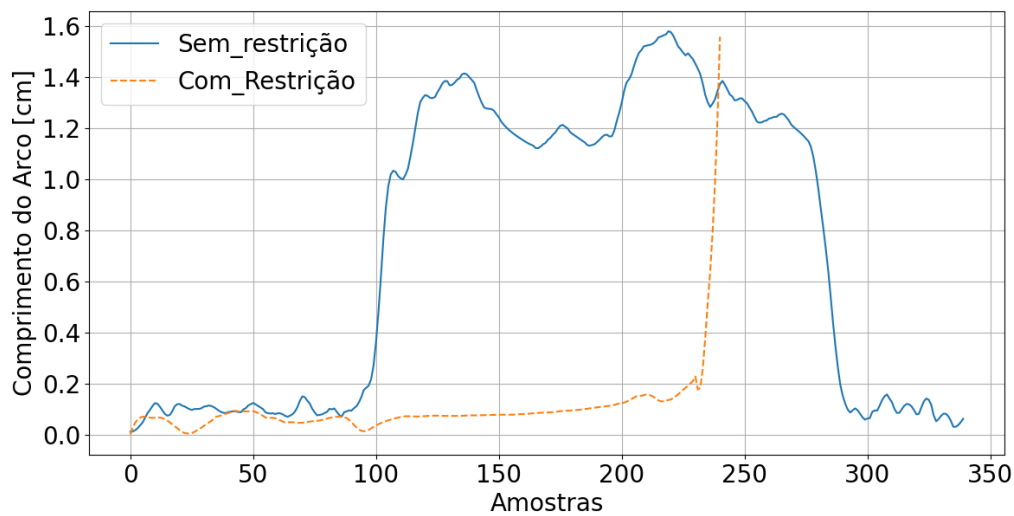


Figura 72: Normalização dos resultados do voluntário 13 para o movimento de extensão realizado com e sem restrição

6.4.3 Movimento de Alcance ao Alvo

As Figuras 73, 74 e 75 apresentam os resultados dos voluntários 4, 9 e 13, respectivamente, para o movimento de alcance ao alvo. Assim como no caso dos movimentos anteriores, os gráficos apresentados contam com as informações referentes ao movimento executado sem restrição (linha contínua azul) e o movimento realizado com restrição (linha tracejada laranja).

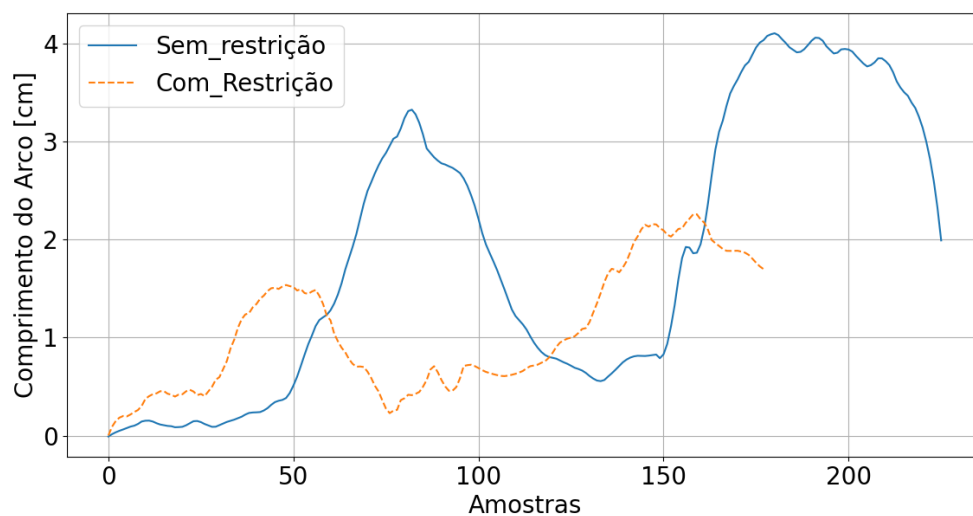


Figura 73: Normalização dos resultados do voluntário 4 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição

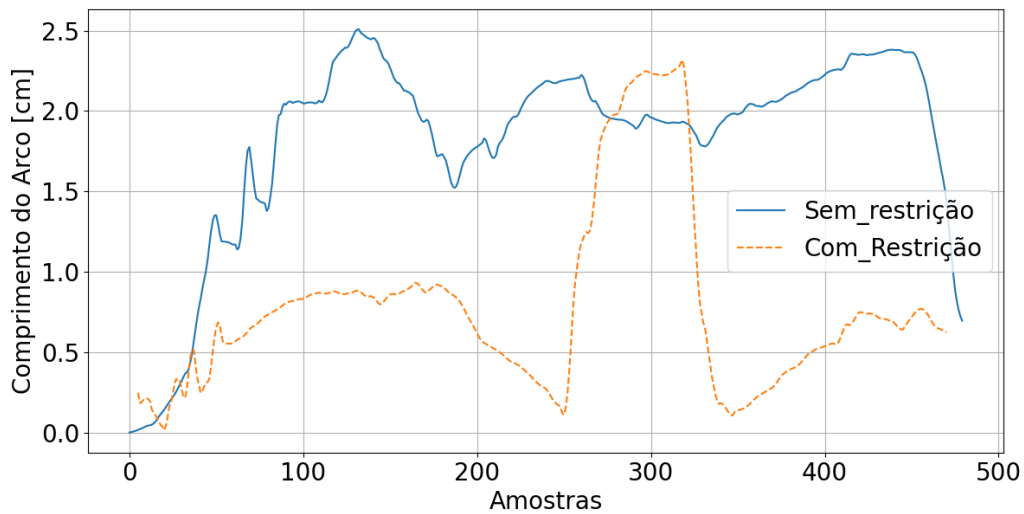


Figura 74: Normalização dos resultados do voluntário 9 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição

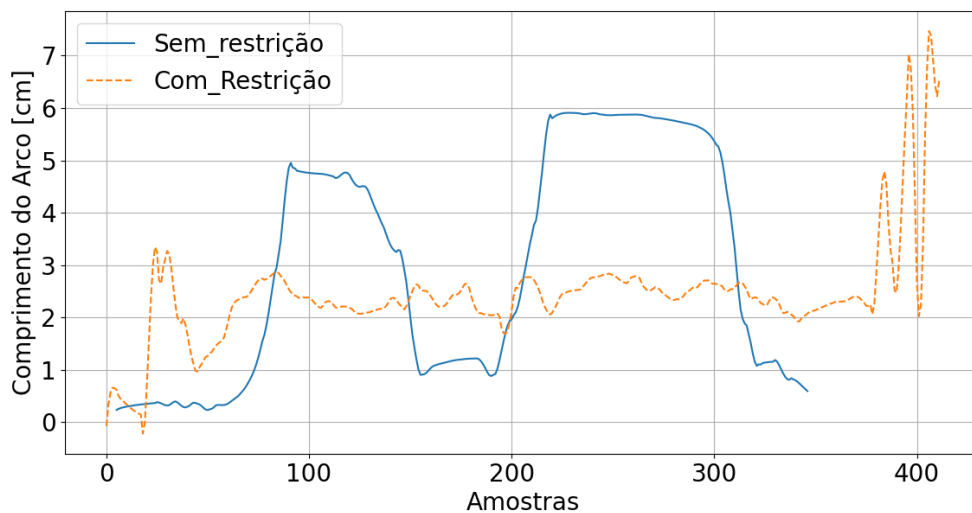


Figura 75: Normalização dos resultados do voluntário 13 para o movimento de alcance ao alvo realizado com e sem restrição

6.4.4 Movimento de Apontar para o Alvo

O movimento de apontar ao alvo, como já destacado em outras oportunidades, foi realizado somente sem nenhum tipo de restrição de movimento, o que faz com que o gráfico apresente apenas uma informação. Dessa forma, os gráficos apresentados pelas Figuras 76, 77 e 78 apresentam os resultados dos voluntários 4, 9 e 13, respectivamente, mas contam somente com a informação representada pela linha contínua azul, que indica a trajetória do movimento executado sem nenhum tipo de restrição.

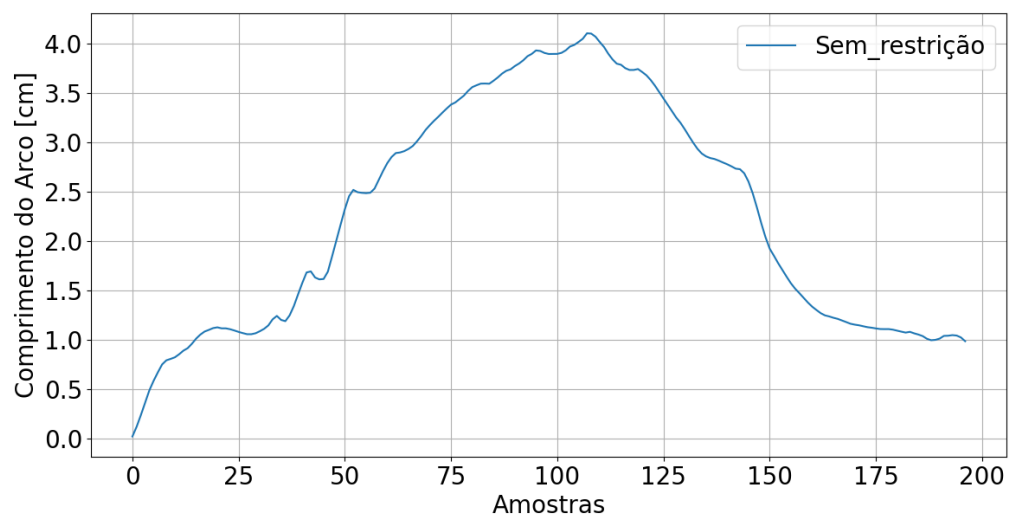


Figura 76: Normalização dos resultados do voluntário 4 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

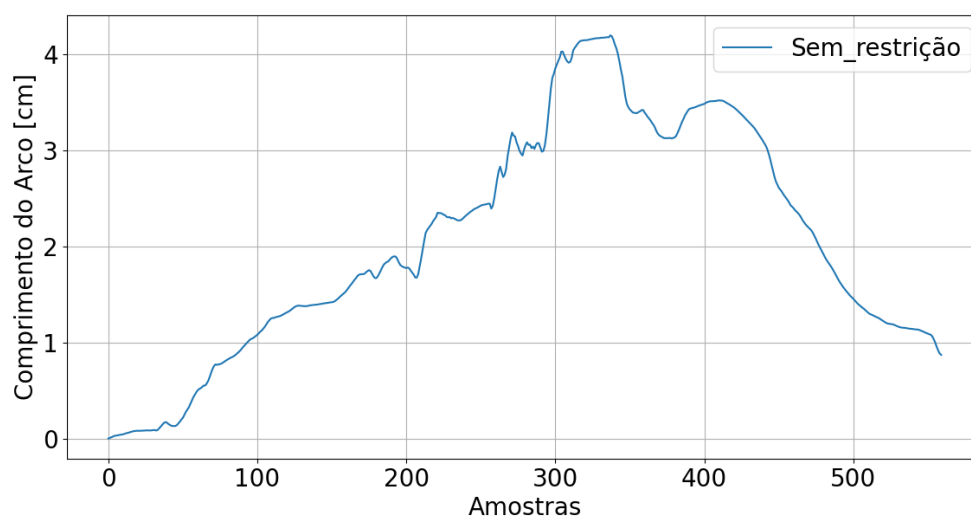


Figura 77: Normalização dos resultados do voluntário 9 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

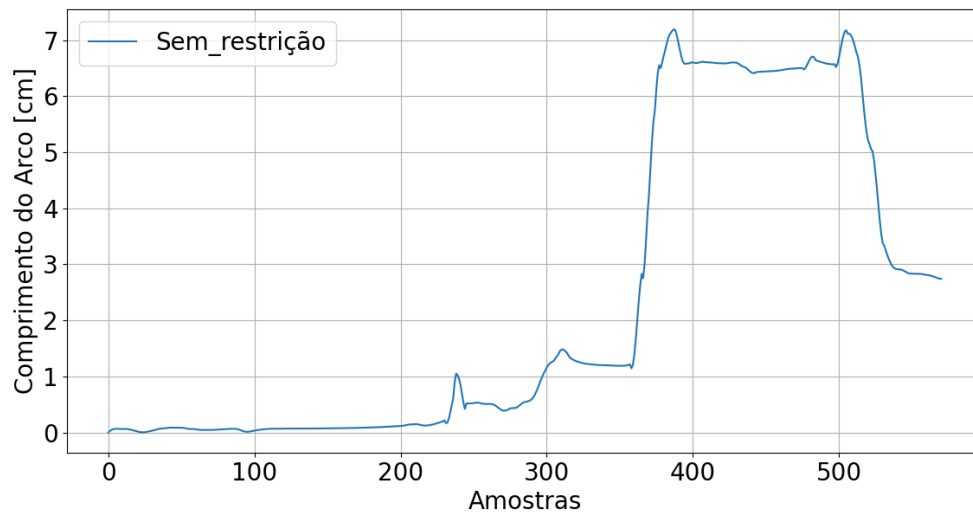


Figura 78: Normalização dos resultados do voluntário 13 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

Destaca-se, por fim, que o objetivo desta seção consiste basicamente em apresentar alguns exemplos dos resultados obtidos a partir da normalização dos dados em relação a distância dos ombros de cada um dos voluntários. Estas informações serão utilizadas na próxima seção e nas posteriores análises realizadas neste trabalho, uma vez que a partir da normalização dos dados, tornou-se possível traçar comparativos entre os voluntários de um mesmo grupo e entre os diferentes grupos.

6.5 Comparação dos Resultados

A normalização dos dados, como dito anteriormente, tornou possível a comparação dos resultados, porém para isso, fez-se necessário que se realizasse antes pequenas modificações em relação ao *offset*, pois os resultados obtidos com cada um dos voluntários tinham tempo de resposta e número de amostras diferentes.

Após a realização das alterações necessárias, os resultados obtidos por todos os voluntários dentro de um mesmo grupo para cada um dos movimentos puderam ser apresentadas em um mesmo gráfico. Dessa forma, a seguir são apresentados os resultados de cada um dos grupos para cada um dos movimentos propostos.

6.5.1 Movimento de Adução Horizontal

O movimento de adução horizontal é apresentado pelas Figuras 79 e 80, para o grupo 1; Figuras 81 e 82, para o grupo 2 e; Figuras 83 e 84, para o grupo 3. Cada linha contínua representa o movimento sem ou com restrição, sendo realizado por um voluntário e as cores diferem os voluntários, como pode ser observado nas legendas dos gráficos.

Vale ressaltar que para este primeiro movimento os voluntários S1, S2, S5 e S6 não tiveram suas informações apresentadas, uma vez que quando os testes foram realizados para estes voluntários não estavam sendo coletados todos os pontos, somente o ângulo de compensação, sendo inviável o recálculo do ângulo considerando as três componentes e suas posteriores análises. Infelizmente, devido a pandemia COVID-19 não foi possível refazer os testes destes voluntários, ficando esta lacuna destes voluntários neste movimento. Porém, destaca-se que tal problema só aconteceu para o movimento de adução horizontal, pois para os outros movimentos as informações destes voluntários já estavam sendo capturadas por completo.

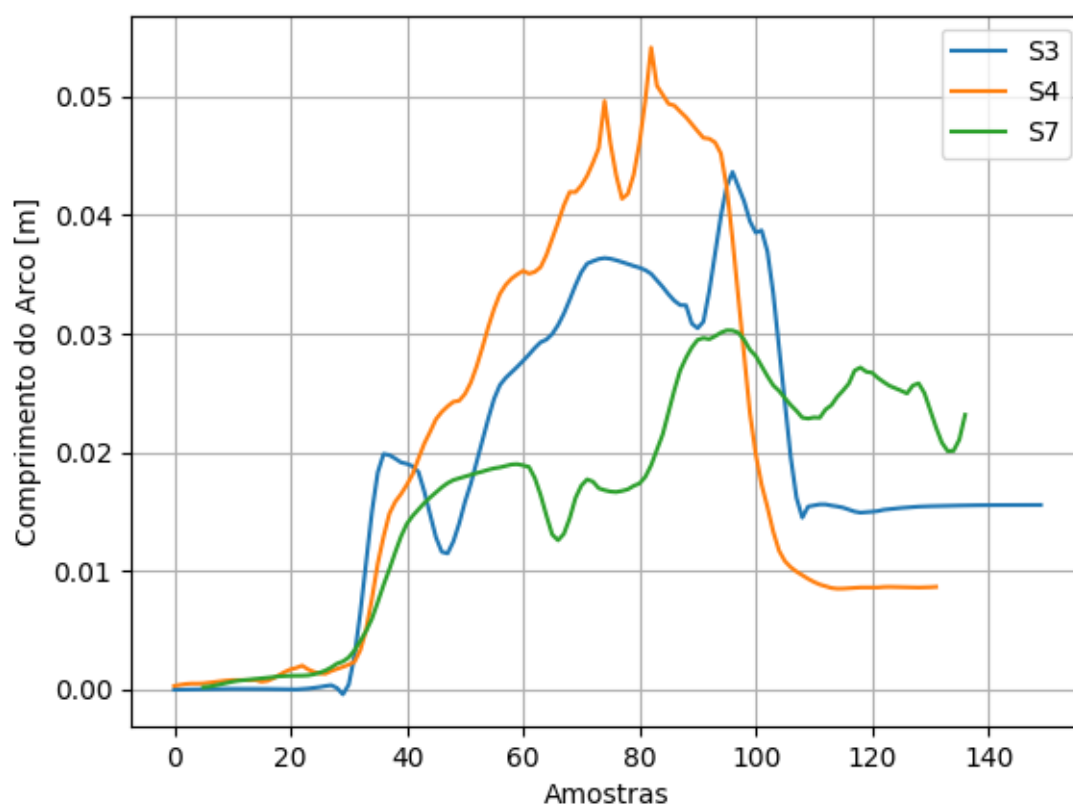


Figura 79: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de adução horizontal realizado sem restrição

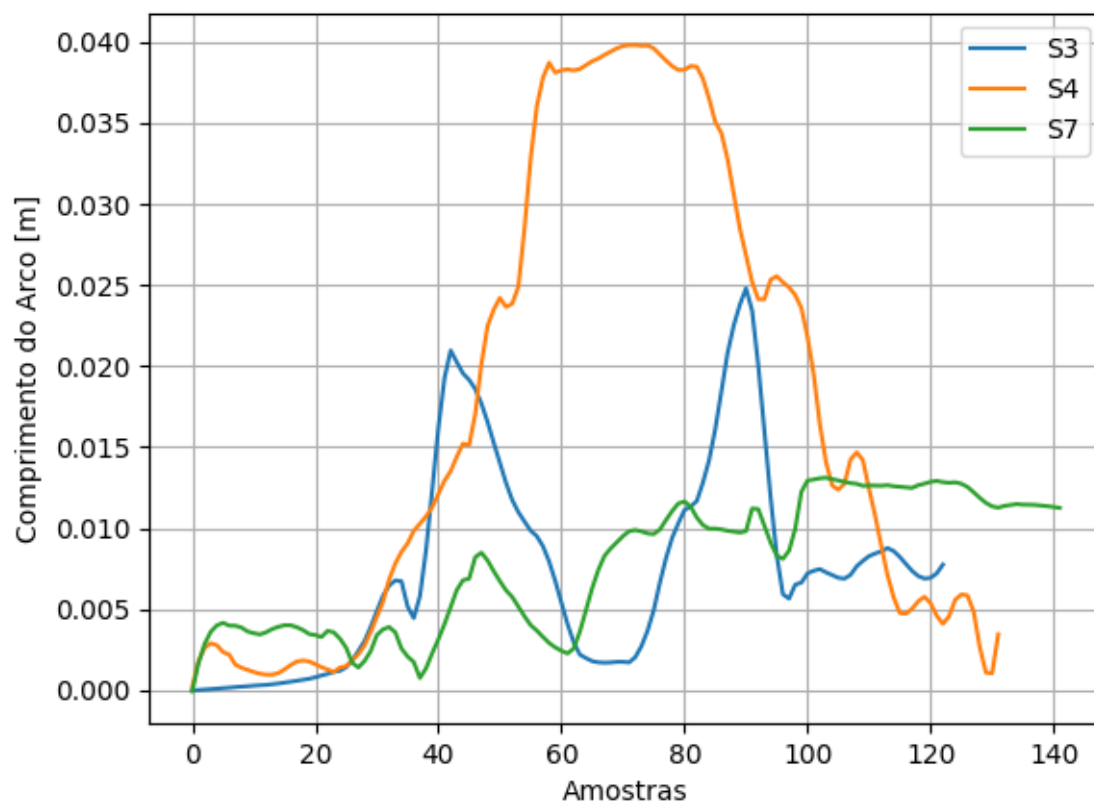


Figura 80: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de adução horizontal realizado com restrição

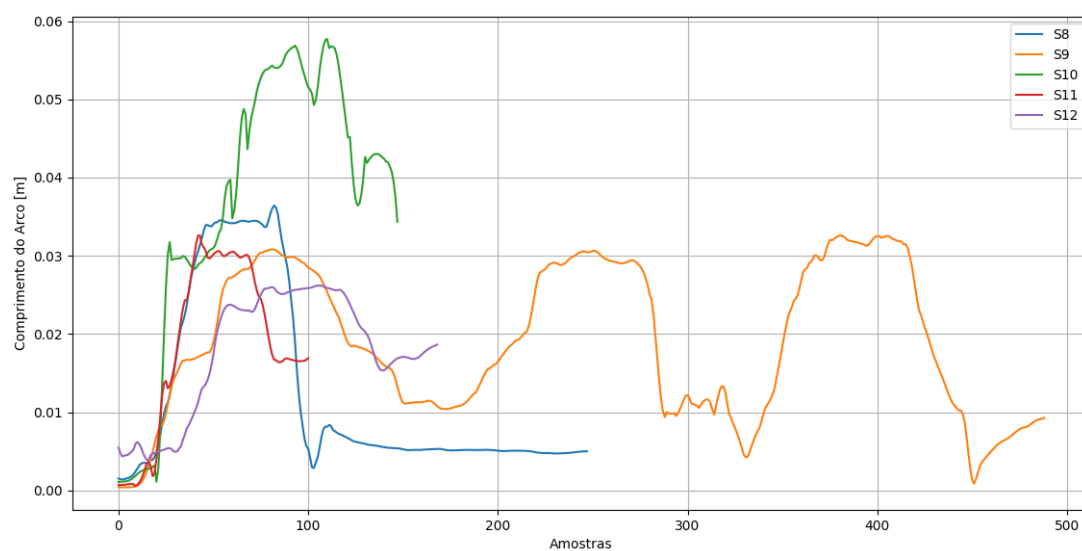


Figura 81: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de adução horizontal realizado sem restrição

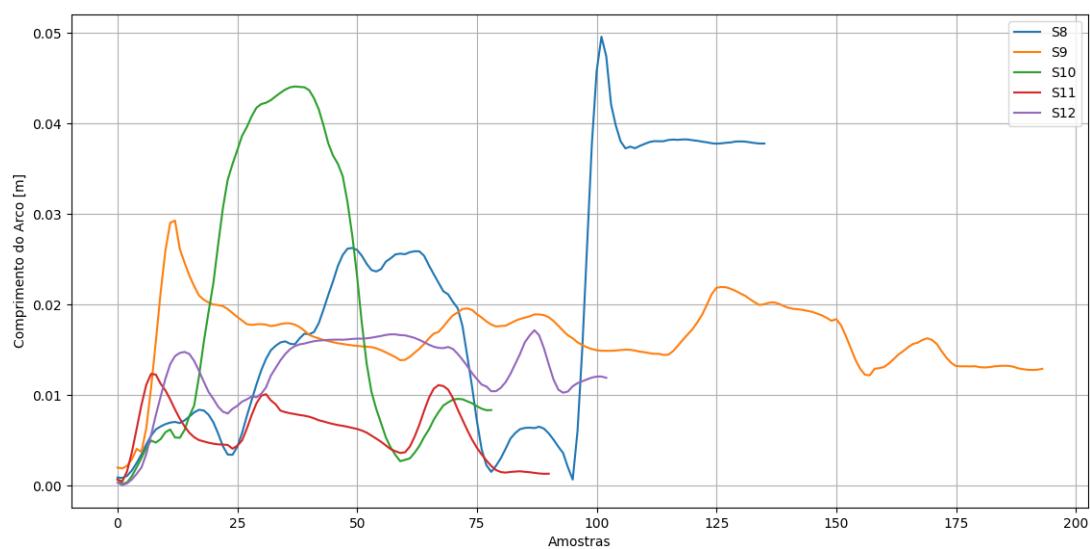


Figura 82: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de adução horizontal realizado com restrição

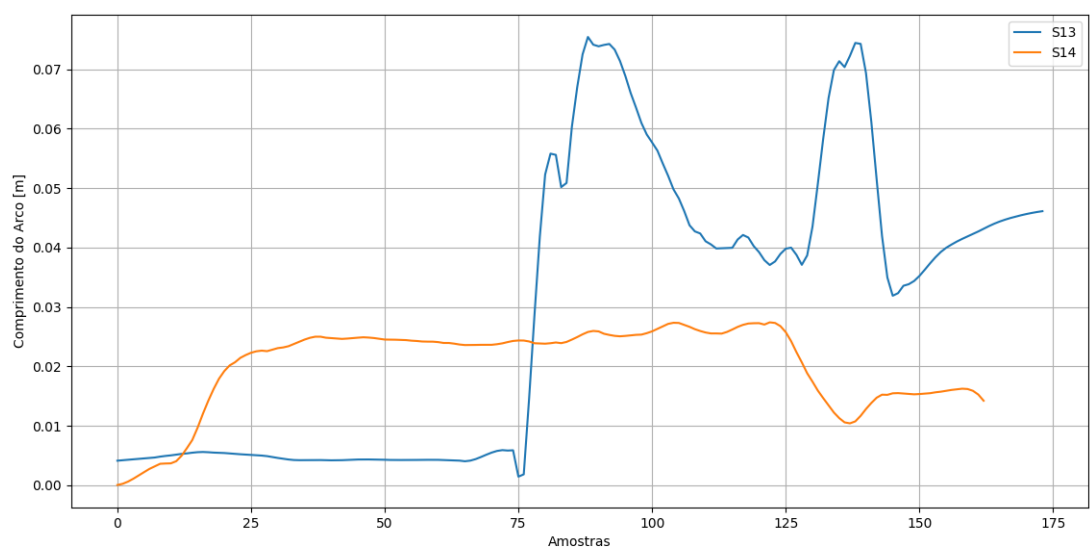


Figura 83: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de adução horizontal realizado sem restrição

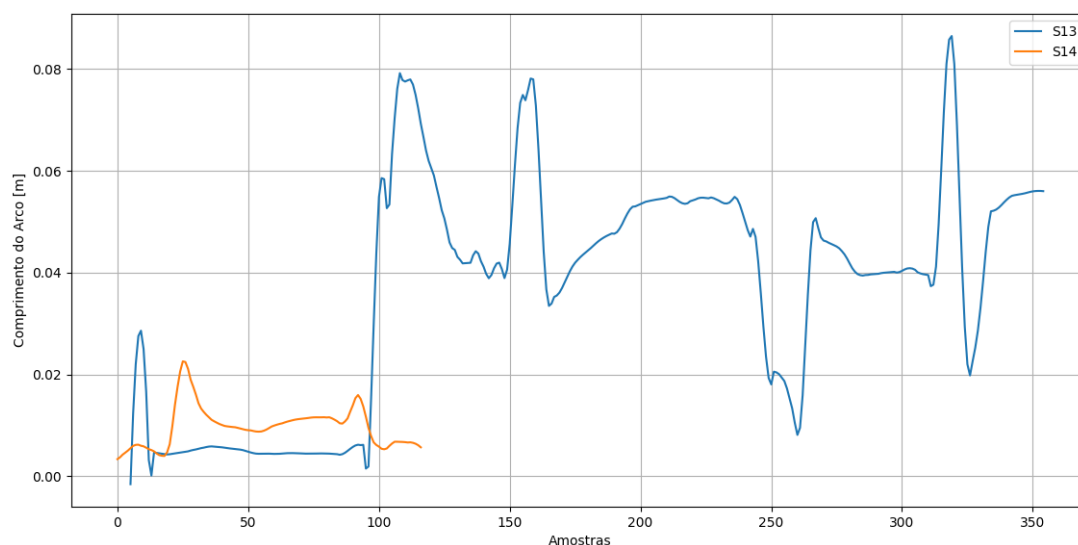


Figura 84: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de adução horizontal realizado com restrição

6.5.2 Movimento de Extensão

As Figuras 85 e 86, para o grupo 1; Figuras 87 e 88, para o grupo 2 e; Figuras 89 e 90, para o grupo 3 apresentam as informações referentes ao movimento de extensão. Assim como no movimento anterior, cada linha contínua representa o movimento sem ou com restrição, sendo realizado por um voluntário e as cores diferem os voluntários, como pode ser observado nas legendas dos gráficos. Para o caso deste movimento e dos próximos, todos os voluntários possuem suas informações apresentadas nos gráficos, até mesmo os voluntários S1, S2, S5 e S6, que não tiveram suas informações referente ao movimento de adução apresentadas.

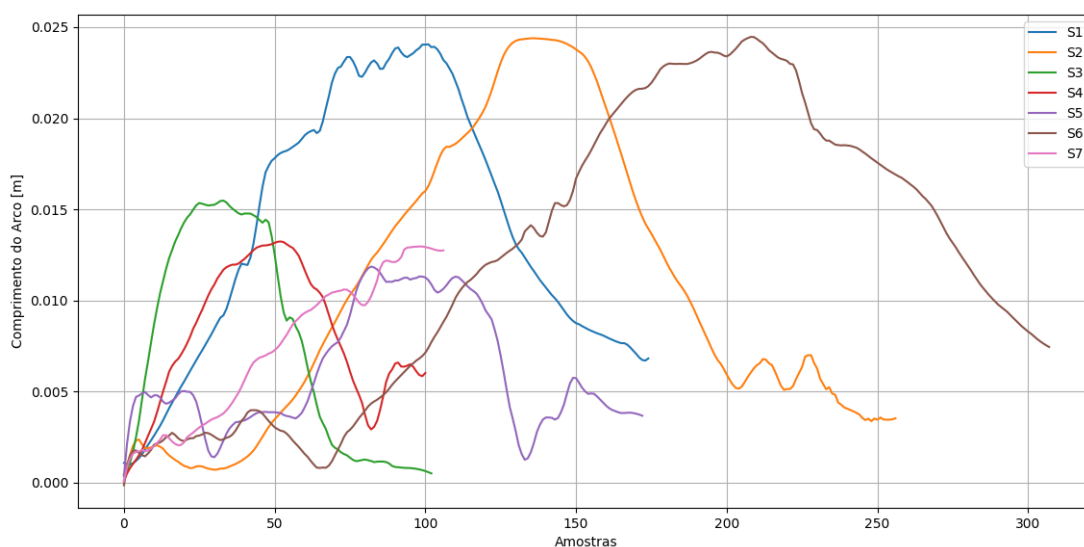


Figura 85: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de extensão realizado sem restrição

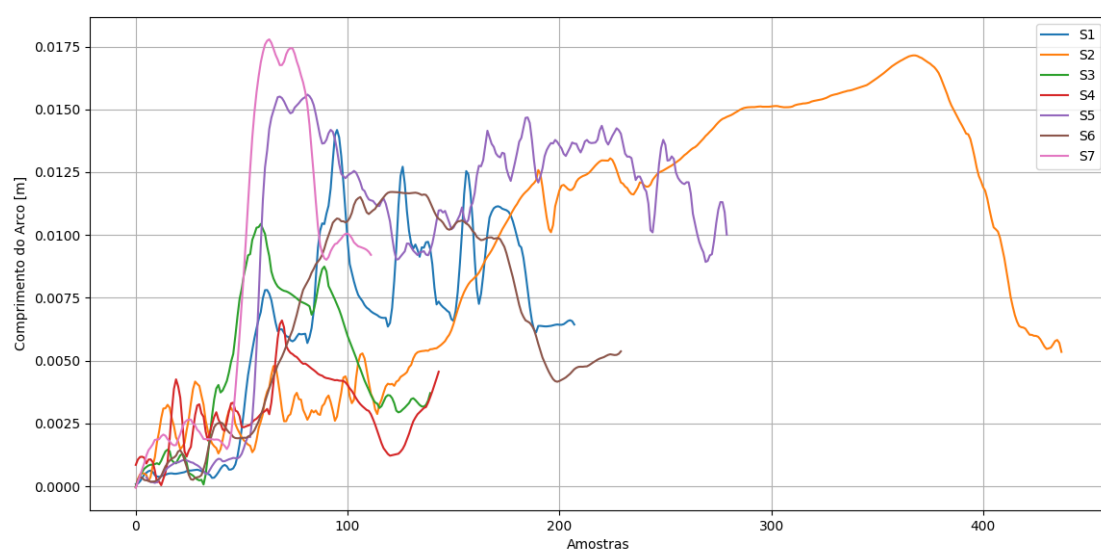


Figura 86: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de extensão realizado com restrição

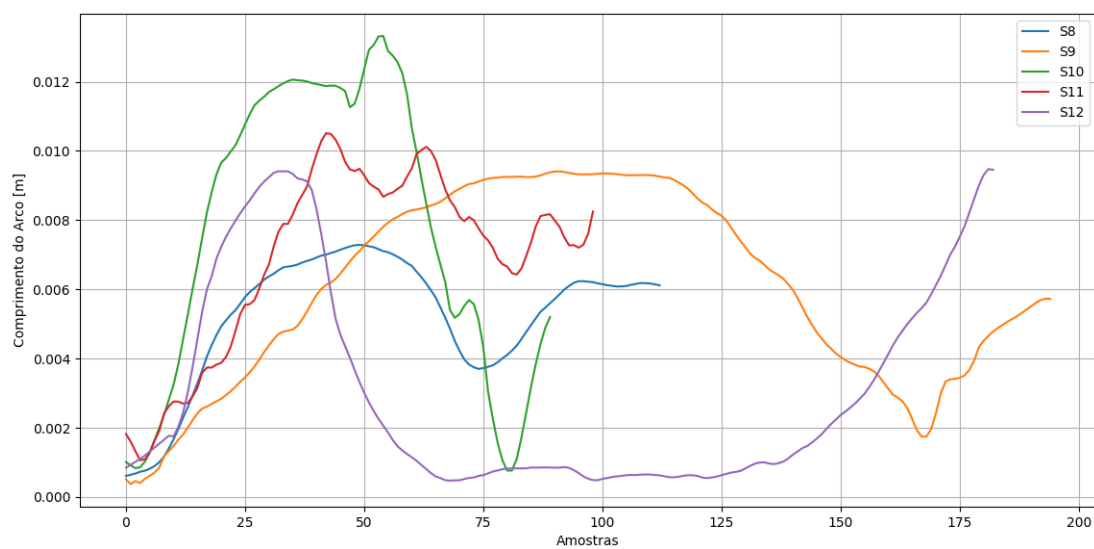


Figura 87: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de extensão realizado sem restrição

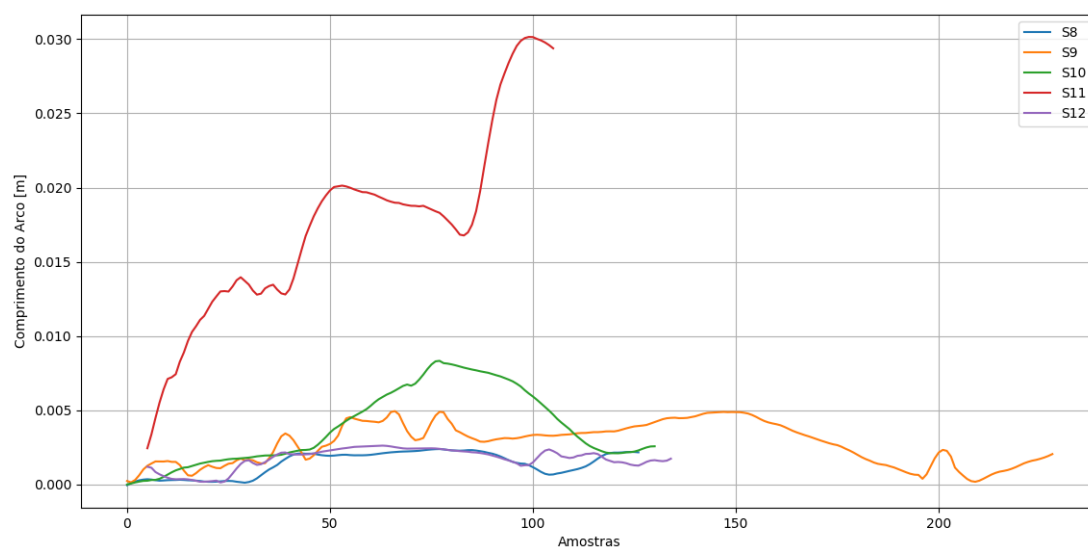


Figura 88: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de extensão realizado com restrição

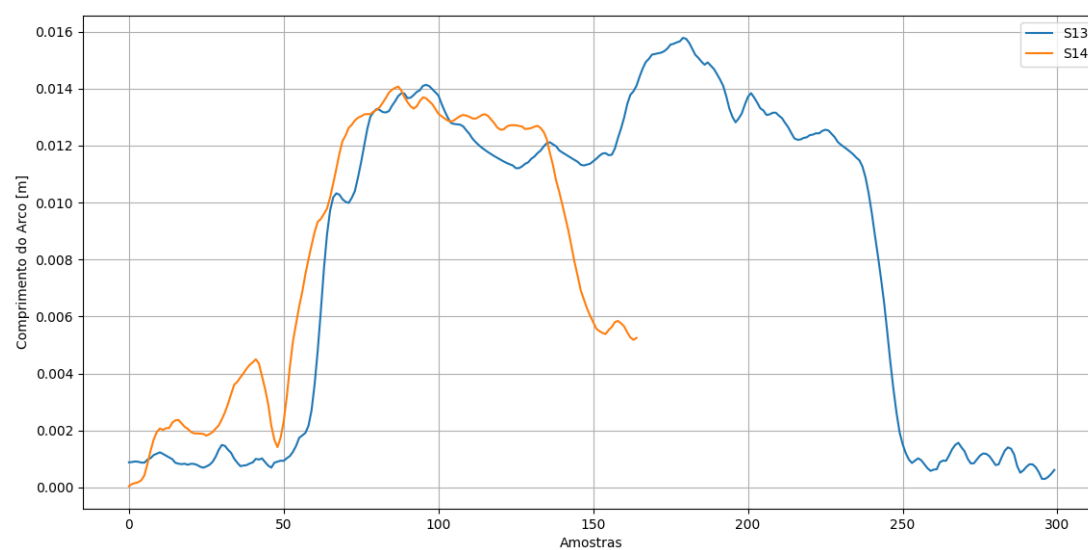


Figura 89: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de extensão realizado sem restrição

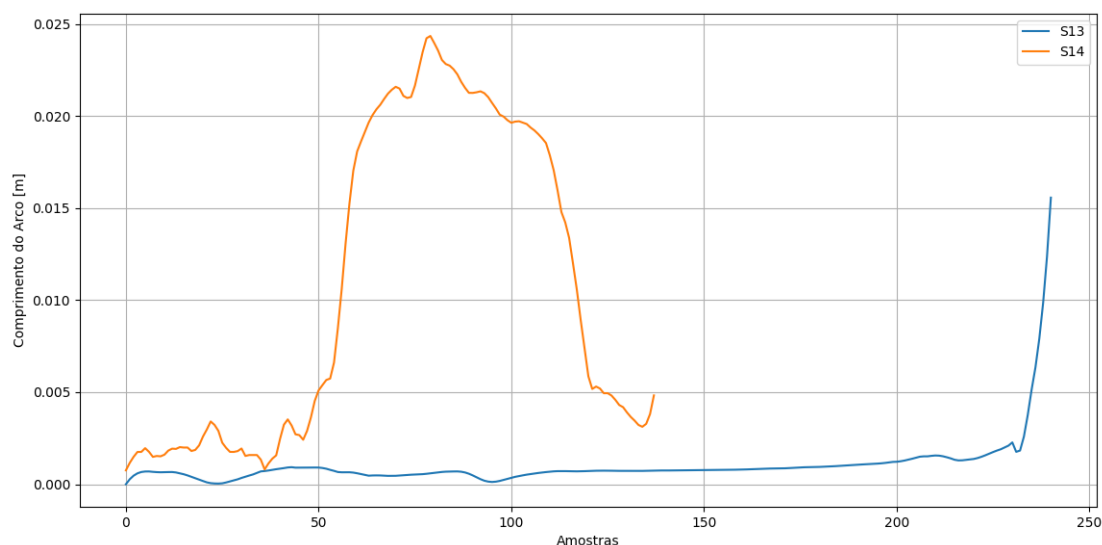


Figura 90: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de extensão realizado com restrição

6.5.3 Movimento de Alcance ao Alvo

O movimento de alcance ao alvo encontra-se apresentado pelas Figuras 91 e 92, para o grupo 1; Figuras 93 e 94, para o grupo 2 e; Figuras 95 e 96, para o grupo 3. Assim como nos movimentos anteriores, cada linha contínua representa o movimento sem ou com restrição, sendo realizado por um voluntário e as cores diferem os voluntários, como pode ser observado nas legendas dos gráficos.

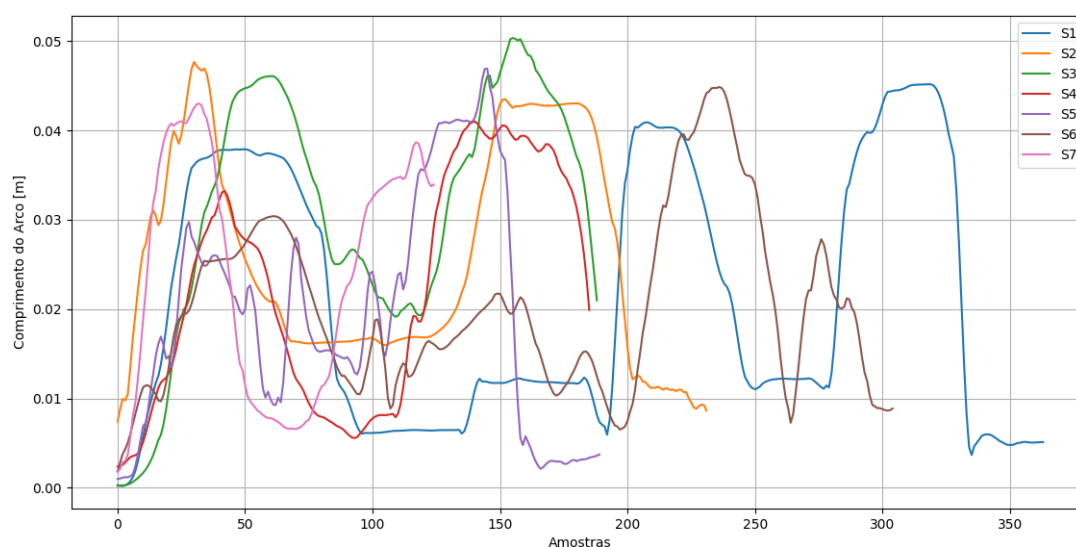


Figura 91: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição

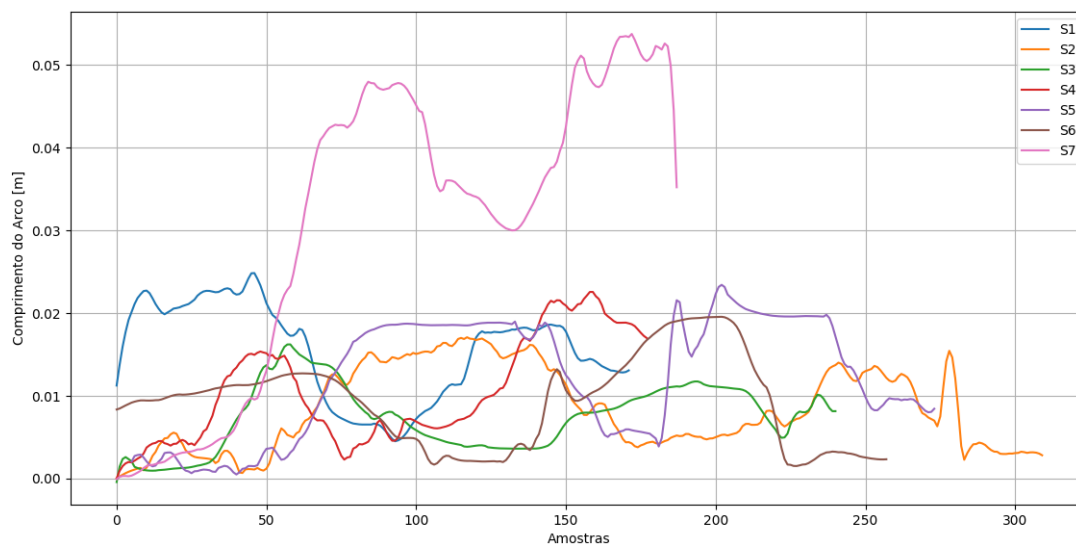


Figura 92: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição

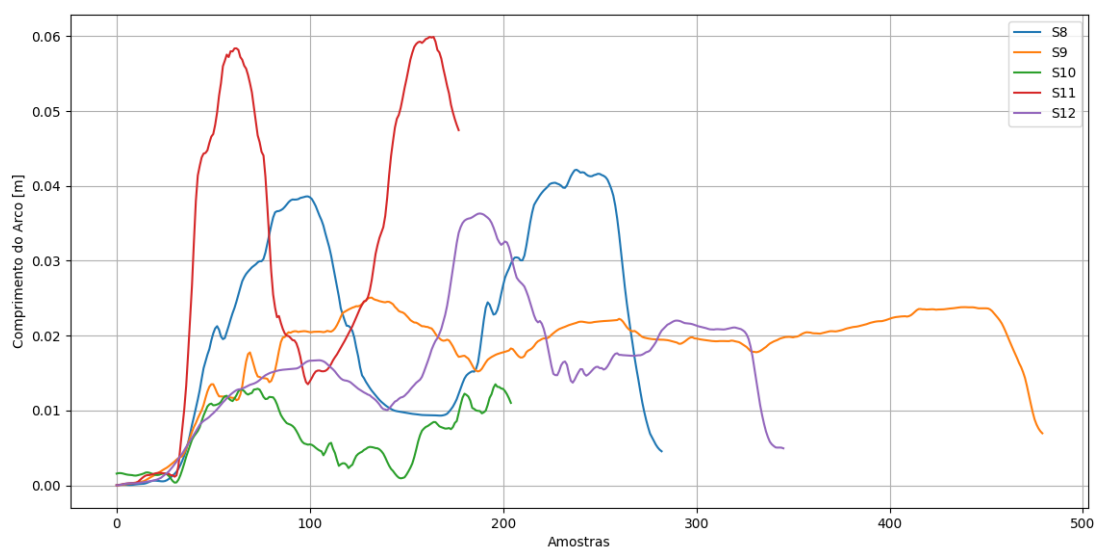


Figura 93: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição

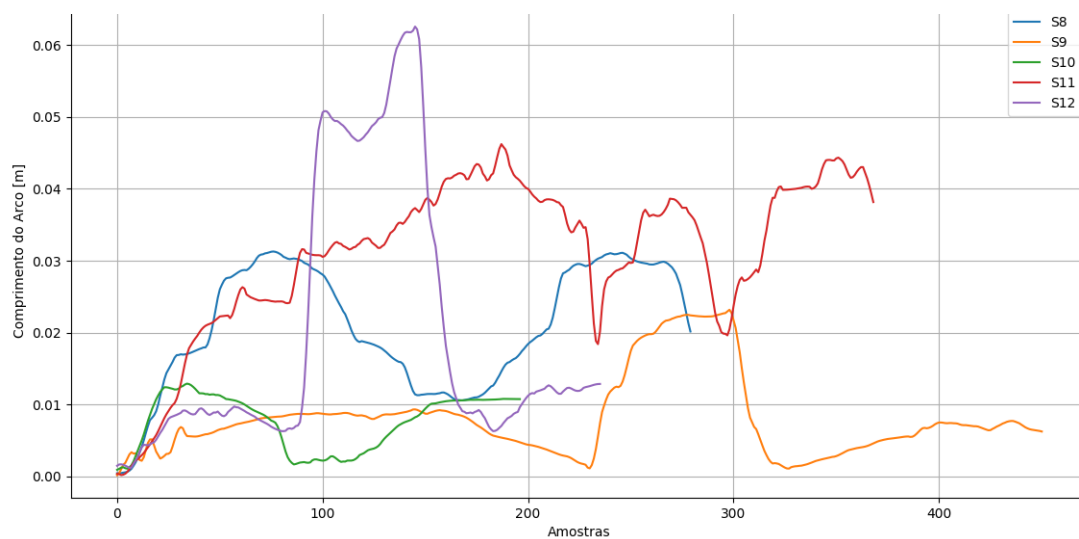


Figura 94: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição

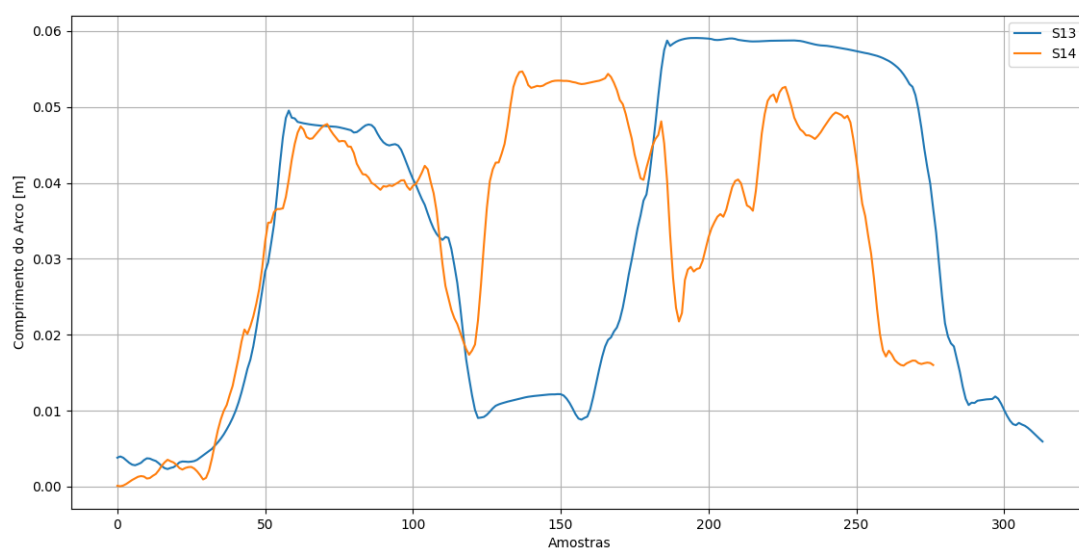


Figura 95: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição

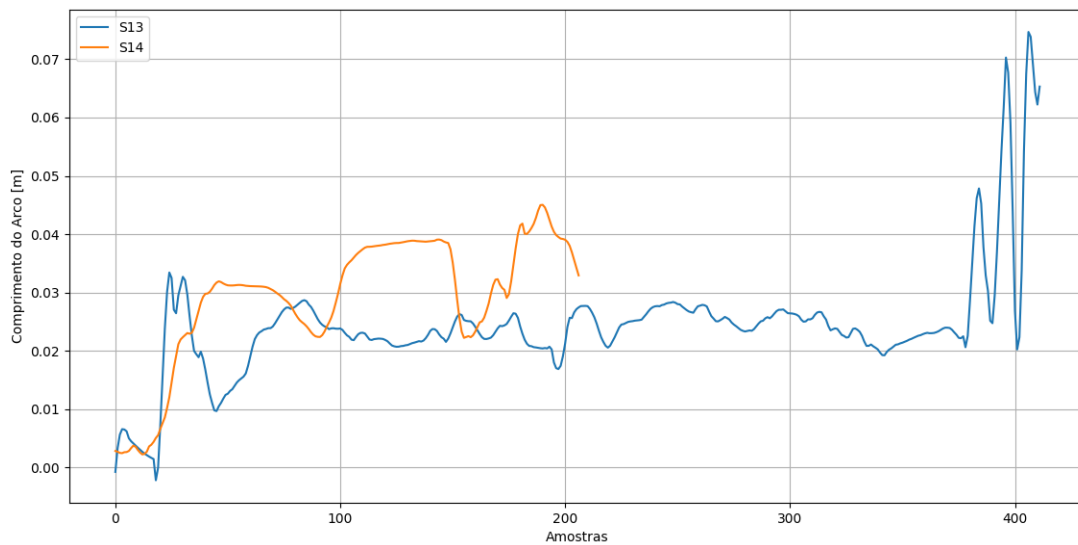


Figura 96: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de alcance ao alvo realizado com restrição

6.5.4 Movimento de Apontar para o Alvo

O movimento de apontar para o alvo, diferente dos anteriores, apresenta as informações referentes somente ao movimento executado sem nenhum tipo de restrição. Sendo assim, este movimento está descrito pelas Figuras 97, 98 e 99, para os grupos 1, 2 e 3, respectivamente. Neste caso, cada linha representa o movimento sem restrição, sendo realizado por um voluntário e as cores diferem os voluntários, como pode ser observado nas legendas dos gráficos.

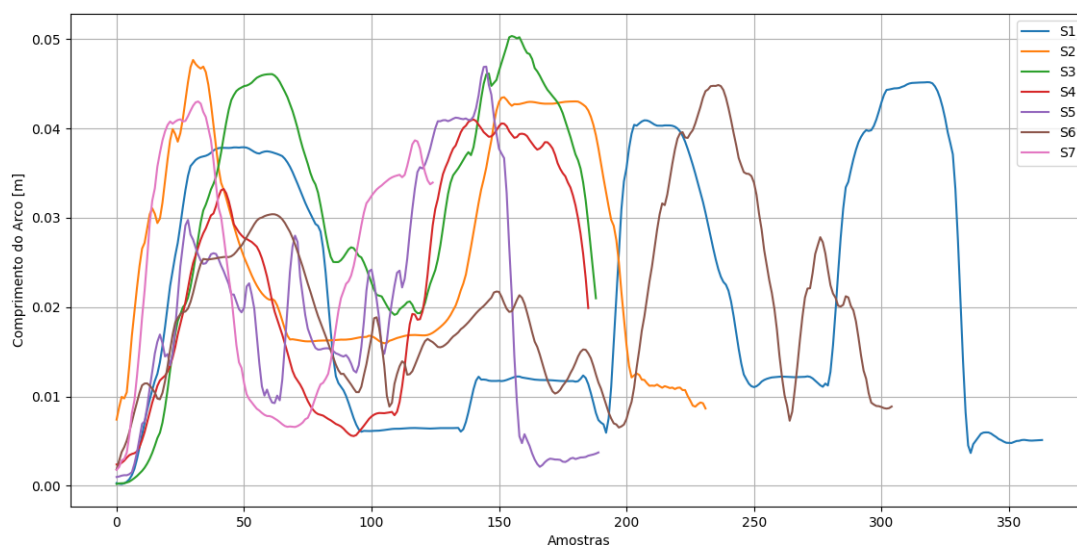


Figura 97: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 1 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

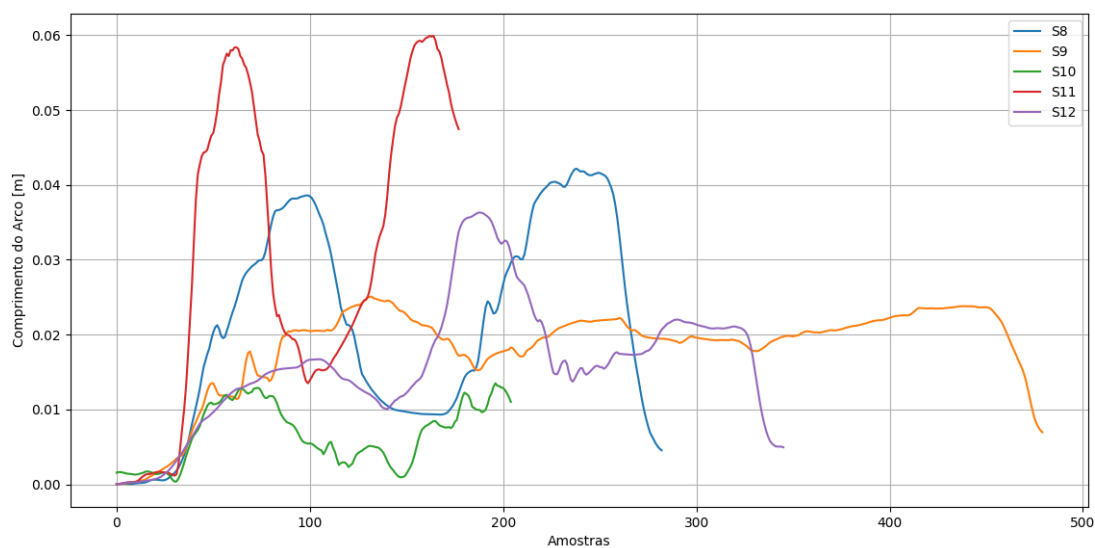


Figura 98: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 2 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

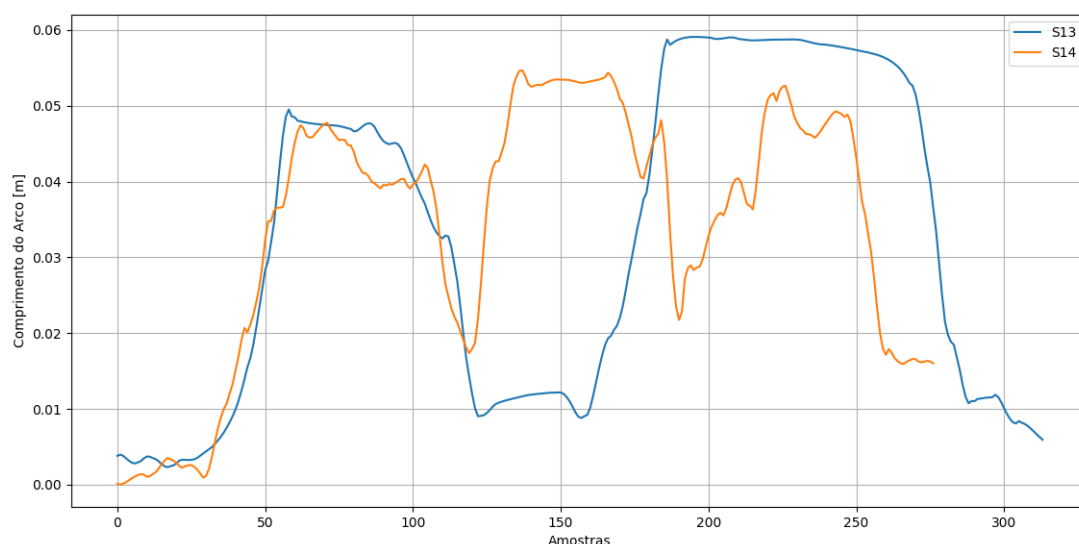


Figura 99: Comparação dos resultados dos voluntários do grupo 3 para o movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

Destaca-se, neste caso, que a partir do presente momento apenas as informações referentes a execução dos movimentos sem restrição passam a ser consideradas. Isto acontece pois a ideia consiste justamente em detectar e analisar os movimentos compensatórios realizados pelos voluntários sem nenhum tipo de restrição, para que se possa auxiliar no processo fisioterapêutico de correção e diminuição destes movimentos compensatórios, ou seja, a ideia consiste em propor uma solução diferente da encontrada na literatura até o momento, que se trata de prender os pacientes na cadeira a fim de evitar a compensação.

Por fim, após a análise de todos os gráficos apresentados nesta seção pode-se concluir que a diferença de amplitude máxima obtida dentro dos grupos e entre os

grupos é bem considerável, além da diferença de tempo que cada voluntário levou para executar os movimentos propostos. Tais fatos podem ser ocasionados devido há uma série de fatores, como as características físicas dos voluntários, a idade deles ou até mesmo se possuem algum tipo de restrição nos membros utilizados para a execução dos movimentos. Pensando nisso, a próxima seção visa apresentar algumas análises realizadas com o intuito de tentar verificar que variáveis podem ou não influenciar na compensação de movimento.

6.6 Análise de Variância (ANOVA)

A análise de Variância (ANOVA) consiste em um método para testar a igualdade entre três ou mais médias populacionais, baseado na análise das variâncias amostrais. Para isso, os dados amostras são separados em grupos segundo uma características ou fator que seja capaz de diferenciar as populações umas das outras.

Utiliza-se esta análise quando se deseja decidir se as diferenças amostrais observadas são reais (causadas por diferenças significativas nas populações observadas) ou casuais (decorrentes da mera variabilidade amostral). Dessa forma, esta análise parte do pressuposto que o acaso só produz pequenos desvios, sendo as grandes diferenças geradas por causas reais.

Para determinar se as diferenças entre as médias são estatisticamente significativas faz-se necessário que se compare o valor de p com o nível de significância a fim de avaliar a hipótese nula.

A hipótese nula afirma que as médias populacionais são todas iguais. Sendo assim, considera-se que um nível de significância de 0,05 ($\alpha = 0,05$) atende as necessidades (MINITAB 18, 2019). Dessa forma, existem duas possibilidades que devem ser analisadas, são elas:

- **Valor de $p \leq \alpha$: as diferenças entre algumas das médias são estatisticamente significativas.**

Se o valor de p for menor ou igual ao nível de significância, rejeita-se a hipótese nula e conclui-se que nem todas as médias da população são iguais.

- **Valor de $p > \alpha$: as diferenças entre algumas das médias não são estatisticamente significativas.**

Se o valor de p for maior do que o nível de significância, não há provas suficientes que permitam rejeitar a hipótese nula de que as médias da população são todas iguais.

Considerando as características apresentadas da ANOVA, a ideia consiste em utilizar esta análise para verificar se existem características que influenciam na amplitude de movimento e, consequente, na compensação do tronco, ou não. Para

isso, são apresentadas duas análises a seguir: a primeira delas que visa verificar se a restrição de movimento possui eficácia, ou seja, se ela consegue diminuir a compensação; e a segunda, que visa avaliar a influência da idade, altura e distância dos ombros dos voluntários na amplitude máxima de movimento.

6.6.1 Análise ANOVA de uma via

O objetivo de realizar a análise ANOVA de uma via consiste em verificar a influência da restrição de movimento na amplitude máxima do tronco, ou seja, o quanto a restrição de movimento é capaz de diminuir a compensação do movimento do tronco, uma vez que vários trabalhos abordam a restrição do tronco como a melhor solução para evitar a compensação.

Sendo assim, utilizou-se a ANOVA com o intuito de analisar a influência da restrição ou não de movimento na amplitude máxima. Para isso, foram utilizados os dados de amplitude máxima do tronco, bem como a informação se tal amplitude foi obtida a partir da execução do movimento sem ou com restrição. Tal análise foi realizada para três movimentos: adução horizontal, extensão e alcance ao alvo, uma vez que foram estes movimentos que os voluntários realizaram duas vezes: uma com restrição e outra sem restrição de movimento.

O movimento de adução horizontal contou com os dados de 10 voluntários para a realização da análise, conforme apresentado pela Tabela 18. A Figura 124 do Anexo E apresenta o resultado de 0,08 para o p valor. Pode-se observar que o valor encontrado foi superior ao limiar estatístico de 0,05, o que não nos permite afirmar que a restrição de movimento tenha influenciado ou não no ângulo máximo de compensação para o movimento de adução horizontal, ou seja, não se consegue afirmar que a restrição de movimento tenha diminuído a compensação realizada pelos voluntários a partir da movimentação do tronco.

O Anexo E apresenta os gráficos gerados a partir da análise ANOVA para o movimento de adução horizontal. O primeiro gráfico mostra o erro do modelo linear, enquanto que o segundo gráfico relaciona a restrição ou não de movimento com a amplitude.

O movimento de alcance ao alvo contou com os dados de 14 voluntários para a realização da análise, conforme apresentado pela Tabela 19. A Figura 127 do Anexo F apresenta o resultado de 0,02 para o p valor. Pode-se observar que o valor encontrado foi inferior ao limiar estatístico de 0,05, o que torna possível afirmar que a restrição de movimento neste caso influenciou no ângulo máximo de compensação, ou seja, a restrição de movimento conseguiu reduzir a compensação realizada a partir da movimentação do tronco.

O Anexo F apresenta os gráficos gerados a partir da análise ANOVA para o movimento de alcance ao alvo. O primeiro gráfico mostra o erro do modelo linear,

Voluntário	Amplitude Máxima	Restrição (S/N)
S3	15,05	N
S4	20,79	N
S7	9,94	N
S8	12,22	N
S9	11,25	N
S10	21,04	N
S11	11,68	N
S12	10,66	N
S13	29,51	N
S14	10,88	N
S3	8,34	S
S4	14,34	S
S7	4,47	S
S8	9,22	S
S9	8	S
S10	18,8	S
S11	3,95	S
S12	6,44	S
S13	20,72	S
S14	8,21	S

Tabela 18: Dados da análise anova de uma via para o movimento de adução horizontal

Voluntário	Amplitude Máxima	Restrição (S/N)
S1	16,23	N
S2	14,72	N
S3	16,7	N
S4	15,66	N
S5	16,85	N
S6	14,5	N
S7	13,27	N
S8	13,82	N
S9	8,84	N
S10	5,61	N
S11	20,13	N
S12	14,24	N
S13	19,7	N
S14	20,09	N
S1	8,71	S
S2	5,72	S
S3	5,45	S
S4	7,91	S
S5	7,34	S
S6	6,5	S
S7	15,28	S
S8	10,66	S
S9	8,15	S
S10	5,05	S
S11	16,77	S
S12	24,83	S
S13	8,02	S
S14	14,08	S

Tabela 19: Dados da análise anova de uma via para o movimento de alcance ao alvo

enquanto que o segundo gráfico relaciona a restrição ou não de movimento com a amplitude.

O movimento de extensão contou com os dados de 14 voluntários para a realização da análise, conforme apresentado pela Tabela 20. A Figura 130 no Anexo G apresenta o resultado de 0,11 para o p valor. Pode-se observar que o valor encontrado foi superior ao limiar estatístico de 0,05, o que não nos permite afirmar que a restrição de movimento tenha influenciado no ângulo máximo de compensação, mas também não nos permite dizer que não tenha influenciado.

Voluntário	Amplitude Máxima	Restrição (S/N)
S1	7,98	N
S2	7,18	N
S3	5,16	N
S4	4,7	N
S5	4,24	N
S6	7,59	N
S7	3,8	N
S8	2,22	N
S9	3,15	N
S10	5,18	N
S11	3,22	N
S12	3,46	N
S13	5,22	N
S14	4,88	N
S1	4,73	S
S2	5,1	S
S3	3,02	S
S4	1,82	S
S5	5,27	S
S6	3,71	S
S7	5,51	S
S8	0,73	S
S9	1,64	S
S10	3	S
S11	6,19	S
S12	0,98	S
S13	0,69	S
S14	7,85	S

Tabela 20: Dados da análise anova de uma via para o movimento de extensão

O Anexo G apresenta os gráficos gerados a partir da análise ANOVA para o movimento de extensão. O primeiro gráfico mostra o erro do modelo linear, enquanto que o segundo gráfico relaciona a restrição ou não de movimento com a amplitude.

Infelizmente, em função da pandemia de COVID-19, que nos impôs uma série

de restrições a fim de tentar conter o contágio do vírus, foram realizados poucos experimentos com voluntários. O número de observações coletadas talvez tenha sido insuficiente para o modelo capturar a relação de variação da amplitude máxima em função da restrição do movimento, principalmente para os casos dos movimentos de adução horizontal e extensão.

6.6.2 Análise de Influência na Amplitude

A análise de influência na Amplitude tem como objetivo verificar se características como idade, altura e distância entre os ombros são capazes de influenciar na máxima amplitude de movimento do tronco. Sendo assim, optou-se por utilizar a ANOVA com o intuito de concluir se algumas destas características conseguem afetar a amplitude, ou seja, se tais características podem ser aliadas, ou não, no processo de redução da compensação de movimento do tronco.

Para que se consiga afirmar que as três características elencadas afetam a amplitude de movimento, elas precisam apresentar após a realização da análise um nível de significância inferior a 0,05. Caso o valor seja superior a 0,05 não se pode afirmar que afetam nem que não afetam, apenas que é inconclusivo.

6.6.2.1 Sem restrição de movimento

Inicialmente, optou-se por realizar a análise para os movimentos que foram realizados sem nenhum tipo de restrição de movimento. Esta análise foi realizada para os quatro movimentos abordados no decorrer deste trabalho, são eles: extensão, adução horizontal, alcance ao alvo e apontar ao alvo. Para todos eles a análise retornou quatro gráficos: um gráfico que apresenta o erro do modelo linear e os outros três que relacionam a amplitude com cada uma das três características que estão sendo consideradas (idade, altura e distância dos ombros).

O primeiro movimento analisado foi o de extensão. Este movimento contou com dados de 14 voluntários, como mostra a Tabela 21.

A Figura 100 apresenta os resultados obtidos para o nível de significância. Pode-se observar que o valor encontrado para todos os casos foi superior a 0,05. Dessa forma, pode-se dizer que para este movimento não se consegue concluir que nenhuma das três características consideradas afetam na amplitude, ou seja, pode-se dizer que a variabilidade da amplitude não é explicada pela variabilidade de nenhuma das variáveis independentes consideradas na análise.

Voluntário	Idade	Altura	Distância entre os ombros	Amplitude
S1	25	1,67	0,33	7,98
S2	24	1,80	0,37	7,18
S3	25	1,80	0,34	5,16
S4	24	1,64	0,31	4,70
S5	24	1,76	0,30	4,24
S6	24	1,75	0,36	7,59
S7	30	1,87	0,36	3,80
S8	53	1,71	0,35	2,22
S9	50	1,60	0,33	3,15
S10	50	1,58	0,29	5,18
S11	51	1,64	0,34	3,22
S12	59	1,61	0,29	3,46
S13	82	1,67	0,33	5,22
S14	75	1,55	0,31	4,88

Tabela 21: Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de extensão

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Altura	1.0	1.453548	1.453548	0.465443	0.510584
Idade	1.0	5.300262	5.300262	1.697205	0.221855
Distância	1.0	0.985579	0.985579	0.315594	0.586637

Figura 100: Resultado do p valor para a análise ANOVA do movimento de extensão realizado sem restrição

Ainda para o movimento de extensão, a análise retornou os gráficos apresentados pelo Anexo H que representam, respectivamente, o gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a altura, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos três últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os dados obtidos com o valor ajustado.

O segundo movimento analisado foi o de adução horizontal. Este movimento contou com dados de 10 voluntários, como mostra a Tabela 22.

A Figura 101 apresenta o resultado obtido para o nível de significância. Pode-se observar que o valor encontrado para todos os casos foi superior a 0,05. Dessa forma, pode-se dizer que para este movimento, assim como para o movimento de extensão, não se consegue concluir que nenhuma das três características consideradas afetam na amplitude, ou seja, trata-se de uma resposta inconclusiva, uma vez que a variabilidade da amplitude não pode ser explicada pela variabilidade de nenhuma das variáveis independentes consideradas na análise.

Voluntário	Idade	Altura	Distância entre os ombros	Amplitude
S3	25	1,80	0,34	15,05
S4	24	1,64	0,31	20,79
S7	30	1,87	0,36	9,94
S8	53	1,71	0,35	12,22
S9	50	1,60	0,33	11,25
S10	50	1,58	0,29	21,04
S11	51	1,64	0,34	11,68
S12	59	1,61	0,29	10,66
S13	82	1,67	0,33	29,51
S14	75	1,55	0,31	10,88

Tabela 22: Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de adução horizontal

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Altura	1.0	5.496334	5.496334	0.108657	0.752882
Idade	1.0	14.225939	14.225939	0.281232	0.614939
Distância	1.0	50.634814	50.634814	1.000998	0.355695

Figura 101: Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de adução horizontal realizado sem restrição

O anexo I apresenta os gráficos obtidos com a ANOVA para o movimento de adução horizontal. Estes gráficos apresentam, respectivamente, o gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a altura, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos três últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os dados obtidos com o valor ajustado, por isso que não se conseguiu afirmar que estas características afetam na amplitude máxima.

O terceiro movimento analisado foi o de alcance ao alvo. Este movimento contou com dados de 14 voluntários, como mostra a Tabela 23.

A Figura 102 apresenta o resultado obtido para o nível de significância. Pode-se observar que o valor encontrado para todos os casos foi superior a 0,05. Dessa forma, pode-se dizer que para este movimento, assim como para os dois movimentos anteriores, não se consegue concluir que nenhuma das três características consideradas afetam na amplitude.

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Altura	1.0	1.710948	1.710948	0.089592	0.770825
Idade	1.0	19.631456	19.631456	1.027977	0.334537
Distância	1.0	1.661663	1.661663	0.087011	0.774045

Figura 102: Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo realizado sem restrição

Voluntário	Idade	Altura	Distância entre os ombros	Amplitude
S1	25	1,67	0,33	16,23
S2	24	1,80	0,37	14,72
S3	25	1,80	0,34	16,70
S4	24	1,64	0,31	15,66
S5	24	1,76	0,30	16,85
S6	24	1,75	0,36	14,50
S7	30	1,87	0,36	13,27
S8	53	1,71	0,35	13,82
S9	50	1,60	0,33	8,84
S10	50	1,58	0,29	5,61
S11	51	1,64	0,34	20,13
S12	59	1,61	0,29	14,24
S13	82	1,67	0,33	19,70
S14	75	1,55	0,31	20,09

Tabela 23: Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de alcance ao alvo

Ainda para o movimento de alcance ao alvo, a análise retornou os gráficos apresentados pelo Anexo J que representam, respectivamente, o gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a altura, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos três últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os dados obtidos com o valor ajustado.

O quarto e último movimento analisado foi o de apontar para o alvo. Este movimento contou com dados de 14 voluntários, como mostra a Tabela 24.

Voluntário	Idade	Altura	Distância entre os ombros	Amplitude
S1	25	1,67	0,33	36,50
S2	24	1,80	0,37	38,30
S3	25	1,80	0,34	20,47
S4	24	1,64	0,31	15,09
S5	24	1,76	0,30	25,26
S6	24	1,75	0,36	36,60
S7	30	1,87	0,36	27,96
S8	53	1,71	0,35	39,60
S9	50	1,60	0,33	14,24
S10	50	1,58	0,29	16,18
S11	51	1,64	0,34	33,28
S12	59	1,61	0,29	25,07
S13	82	1,67	0,33	23,76
S14	75	1,55	0,31	31,39

Tabela 24: Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de apontar para o alvo

A Figura 103 apresenta o resultado obtido para o nível de significância. Pode-se observar que o valor encontrado para todos os casos foi superior a 0,05. Dessa forma, pode-se dizer que para este movimento, assim como para os movimentos anteriores, não se consegue concluir que nenhuma das três características consideradas afetam na amplitude, ou seja, trata-se, mais uma vez, de uma resposta inconclusiva para todas as três características analisadas.

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Altura	1.0	100.862383	100.862383	1.556408	0.240616
Idade	1.0	19.973631	19.973631	0.308213	0.590980
Distância	1.0	238.918401	238.918401	3.686750	0.083796

Figura 103: Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de apontar para o alvo realizado sem restrição

As figuras apresentadas pelo Anexo K apresentam os gráficos obtidos com a ANOVA para o movimento de apontar para o alvo. Estas figuras apresentam, respectivamente, o gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a altura, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos três últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os dados obtidos com o valor ajustado, por isso que não se conseguiu afirmar que estas características afetam na amplitude máxima.

Considerando que alguns valores ficaram bem menores do que outros em determinados movimentos, surgiu o questionamento de que se tivéssemos um número superiores de amostras seria possível realizar uma análise mais precisa, chegando ao valor do nível de significância desejado e, conseqüentemente, se conseguiria afirmar que determinada características é capaz de afetar na amplitude de movimento.

Dessa forma, optou-se por analisar novamente dois movimentos já apresentados, o movimento de extensão e o de adução horizontal, uma vez que se tratam de movimentos que haviam sido realizados por alguns alunos do curso de fisioterapia em uma das visitas realizadas, ainda em 2019, na clínica de fisioterapia da Anhanguera.

A diferença da nova análise realizada para os dois movimentos em questão para as já apresentadas dá-se não só pelo fato de possuir um número maior de amostras, mas também por não incluir a altura dos voluntários, uma vez que não se tinha tal informação para todos os voluntários, uma vez que na época não se tinha a ideia de que tal informação fosse ser necessária. Sendo assim, a nova análise ANOVA realizada visa comparar a amplitude com a idade e a distância entre os ombros dos voluntários.

O movimento de extensão foi novamente analisado e contou com dados de 25 voluntários, como mostra a Tabela 25.

A Figura 104 apresenta o resultado obtido para o nível de significância nesta

Voluntário	Idade	Distância entre os ombros	Amplitude
S1	25	0,33	7,98
S2	24	0,37	7,18
S3	25	0,34	5,16
S4	24	0,31	4,70
S5	24	0,30	4,24
S6	24	0,36	7,59
S7	30	0,36	3,80
S8	53	0,35	2,22
S9	50	0,33	3,15
S10	50	0,29	5,18
S11	51	0,34	3,22
S12	59	0,29	3,46
S13	82	0,33	5,22
S14	75	0,31	4,88
S15	37	0,31	3,31
S16	36	0,36	4,79
S17	44	0,32	7,37
S18	45	0,32	6,71
S19	45	0,32	3,34
S20	23	0,28	2,87
S21	23	0,28	2,57
S22	26	0,31	7,53
S23	37	0,33	5,64
S24	37	0,29	4,86
S25	34	0,24	11,18

Tabela 25: Dados da nova análise de influência na amplitude para o movimento de extensão

nova análise. Pode-se observar que, mesmo com um número maior de amostras, o valor encontrado para todos os casos ainda foi superior a 0,05. Sendo assim, ainda não se pode dizer que para o movimento de extensão alguma das características analisadas influência na amplitude, mas também não se pode descartar tal hipótese uma vez que se trata de um resultado inconclusivo.

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Idade	1.0	6.494672	6.494672	2.210595	0.165157
Distância	1.0	0.156348	0.156348	0.053216	0.821792

Figura 104: Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de extensão realizado sem restrição para um número maior de amostras

As figuras apresentadas pelo Anexo L apresentam os gráficos obtidos para a nova análise do movimento de extensão. Estas figuras apresentam, respectivamente, o gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos dois últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os dados obtidos com o valor ajustado, por isso que não se conseguiu afirmar que estas características afetam na amplitude máxima.

A nova análise realizada para o movimento de adução horizontal contou com os dados de 19 voluntários, como mostra a Tabela 26.

A Figura 105 apresenta o resultado obtido para o nível de significância nesta nova análise. Pode-se observar que, assim como para o movimento de extensão, o número maior de amostras não representou valor inferior ao limiar estatístico de 0,05. Sendo assim, também não se pode dizer que para o movimento de adução horizontal, alguma das características analisadas seja capaz de influenciar na amplitude, mas também não se pode descartar tal hipótese uma vez que se trata de um resultado inconclusivo.

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Idade	1.0	4.560885	4.560885	0.982972	0.332246
Distância	1.0	1.885903	1.885903	0.406454	0.530355

Figura 105: Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de adução horizontal realizado sem restrição para um número maior de amostras

As figuras apresentadas pelo Anexo M mostram os gráficos obtidos para a nova análise do movimento de adução horizontal. Estas figuras apresentam, respectivamente, o gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos dois últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os

Voluntário	Idade	Distância entre os ombros	Amplitude
S1	25	0,34	15,05
S2	24	0,31	20,79
S3	30	0,36	9,94
S4	53	0,35	12,22
S5	50	0,33	11,25
S6	50	0,29	21,04
S7	51	0,34	11,68
S8	59	0,29	10,66
S9	82	0,33	29,51
S10	75	0,31	10,88
S11	37	0,27	9,36
S12	21	0,31	9,58
S13	36	0,34	8,50
S14	44	0,28	8,20
S15	45	0,29	13,30
S16	23	0,28	13,27
S17	37	0,30	8,49
S18	22	0,29	10,74
S19	34	0,27	5,48

Tabela 26: Dados da nova análise de influência na amplitude para o movimento de adução horizontal

dados obtidos com o valor ajustado, por isso que não se conseguiu afirmar que estas características afetam na amplitude máxima.

Fica claro após essas duas novas análises realizadas para os movimentos de adução horizontal e extensão, onde se tinha um número maior de amostras, que os voluntários fazem movimentos que são muito diferentes e para ter resultados mais conclusivos seria preciso ter várias capturas do mesmo voluntário e um número superior de voluntários, para que dessa forma se pudesse então generalizar o modelo.

6.6.2.2 Com restrição de movimento

Concluídas as análises ANOVA para os movimentos sem nenhum tipo de restrição, optou-se por realizar também a análise para os movimentos que foram realizados com restrição de movimento. Esta análise, diferente da anterior, foi realizada para três dos quatro movimentos abordados no decorrer deste trabalho, são eles: extensão, adução horizontal e alcance ao alvo, uma vez que o movimento de apontar para o alvo foi realizado somente sem restrição. Para todos eles a análise retornou quatro gráficos: um gráfico que apresenta o erro do modelo linear e os outros três que relacionam a amplitude com cada uma das três características que estão sendo consideradas (idade, altura e distância dos ombros).

Ressalta-se que o valor da distância dos ombros considerados para cada um dos

voluntários foi diferente da apresentada na análise sem restrição de movimento pois, apesar de se tratarem das mesmas pessoas, no momento que possuem restrição de movimento existe a possibilidade de que estejam com os ombros mais ou menos esticados, alterando a distância entre eles, por isso uma nova distância foi calculada para a análise que será apresentada a seguir. Destaca-se, por fim, que os valores encontrados foram muito próximos, mostrando uma alteração quase que insignificativa para os dois casos analisados (com e sem restrição).

O primeiro movimento analisado considerando a restrição foi o de extensão. Este movimento contou com dados de 14 voluntários, como mostra a Tabela 27.

Voluntário	Idade	Altura	Distância entre os ombros	Amplitude
S1	25	1,67	0,32	4,73
S2	24	1,80	0,37	5,10
S3	25	1,80	0,35	3,02
S4	24	1,64	0,33	1,82
S5	24	1,76	0,32	5,27
S6	24	1,75	0,35	3,71
S7	30	1,87	0,36	5,51
S8	53	1,71	0,35	0,73
S9	50	1,60	0,33	1,64
S10	50	1,58	0,28	3,00
S11	51	1,64	0,34	6,19
S12	59	1,61	0,30	0,98
S13	82	1,67	0,36	0,69
S14	75	1,55	0,32	7,85

Tabela 27: Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de extensão considerando restrição de movimento

A Figura 106 apresenta o resultado obtido para o nível de significância. Pode-se observar que o valor encontrado para todos os casos foi superior a 0,05, que se trata do limiar estatístico desejado, assim como para as análises sem restrição de movimento. Sendo assim, também não se pode concluir para esta análise que nenhuma das três características consideradas afetam na amplitude.

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Altura	1.0	1.122036	1.122036	0.175987	0.683715
Idade	1.0	1.119873	1.119873	0.175647	0.684001
Distância	1.0	0.021795	0.021795	0.003418	0.954528

Figura 106: Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de extensão realizado com restrição

O Anexo N apresenta os gráficos obtidos para a análise do movimento de extensão considerando restrição de movimento. Estas figuras apresentam, respectivamente, o

gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a altura, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos três últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os dados obtidos com o valor ajustado, por isso que não se conseguiu afirmar que estas características afetam na amplitude máxima.

O segundo movimento analisado considerando a restrição foi o de adução horizontal. Este movimento contou com dados de 10 voluntários, como mostra a Tabela 28.

Voluntário	Idade	Altura	Distância entre os ombros	Amplitude
S3	25	1,80	0,35	8,34
S4	24	1,64	0,33	14,34
S7	30	1,87	0,36	4,47
S8	53	1,71	0,35	9,22
S9	50	1,60	0,33	8,00
S10	50	1,58	0,28	18,80
S11	51	1,64	0,34	3,95
S12	59	1,61	0,30	6,44
S13	82	1,67	0,36	20,72
S14	75	1,55	0,32	8,21

Tabela 28: Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de adução horizontal considerando restrição de movimento

A Figura 107 apresenta o resultado obtido para o nível de significância. Pode-se observar que o valor encontrado para todos os casos foi superior ao limiar estatístico desejado, assim como para as análises sem restrição de movimento. Sendo assim, também não se pode concluir para esta análise que nenhuma das três características consideradas afetam na amplitude.

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Altura	1.0	25.258282	25.258282	0.564924	0.480715
Idade	1.0	7.405679	7.405679	0.165635	0.698142
Distância	1.0	0.069612	0.069612	0.001557	0.969805

Figura 107: Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de adução horizontal realizado com restrição

O Anexo O apresenta os gráficos obtidos para a análise do movimento de adução horizontal considerando restrição de movimento. Estas figuras apresentam, respectivamente, o gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a altura, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos três últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os dados obtidos com o valor ajustado, por isso que não se conseguiu afirmar que estas características afetam na amplitude máxima.

O terceiro e último movimento analisado considerando a restrição foi o de alcance ao alvo. Este movimento contou com dados de 14 voluntários, como mostra a Tabela 29.

Voluntário	Idade	Altura	Distância entre os ombros	Amplitude
S1	25	1,67	0,32	8,71
S2	24	1,80	0,37	5,72
S3	25	1,80	0,35	5,45
S4	24	1,64	0,33	7,91
S5	24	1,76	0,32	7,34
S6	24	1,75	0,35	6,50
S7	30	1,87	0,36	15,28
S8	53	1,71	0,35	10,66
S9	50	1,60	0,33	8,15
S10	50	1,58	0,28	5,05
S11	51	1,64	0,34	16,77
S12	59	1,61	0,30	24,83
S13	82	1,67	0,36	8,02
S14	75	1,55	0,32	14,08

Tabela 29: Dados da análise de influência na amplitude para o movimento de alcance ao alvo considerando restrição de movimento

A Figura 108 apresenta o resultado obtido para o nível de significância. Pode-se observar que o valor encontrado para todos os casos foi superior a 0,05, assim como para as análises sem restrição de movimento. Sendo assim, também não se pode concluir para esta análise que nenhuma das três características consideradas afetam na amplitude.

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Altura	1.0	22.223954	22.223954	0.693759	0.424335
Idade	1.0	41.179644	41.179644	1.285493	0.283329
Distância	1.0	21.774239	21.774239	0.679720	0.428910

Figura 108: Resultado do p valor para análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo realizado com restrição

O Anexo P apresenta os gráficos obtidos para a análise do movimento de alcance ao alvo considerando restrição de movimento. Estas figuras apresentam, respectivamente, o gráfico do erro do modelo linear, a relação entre a amplitude e a altura, a relação entre a amplitude e a idade, e a relação entre a amplitude e a distância entre os ombros. A partir dos três últimos gráficos pode-se observar que há uma alternância muito grande entre os dados obtidos com o valor ajustado, por isso que não se conseguiu afirmar que estas características afetam na amplitude máxima.

Por fim, destaca-se que, assim como para a análise anova de uma via, o número de experimentos realizados foi insuficiente para que o modelo pudesse capturar relação da variação da amplitude em relação a idade, distância entre os ombros e altura.

7 PROPOSTA DE MODELO 3D PARA DETECÇÃO DOS MOVIMENTOS COMPENSATÓRIOS

Após a realização dos testes apresentados em 6.1, pode-se observar que todos os voluntários fizeram uso de movimentos compensatórios para executar os movimentos propostos, 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. Além disso, os testes foram realizados no plano 2D, a ideia da metodologia proposta é que os movimentos sejam realizados e analisados considerando o espaço 3D.

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; XIE; WÜNSCHE, 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 109 apresenta o conceito do movimento CO-PTP para um círculo.

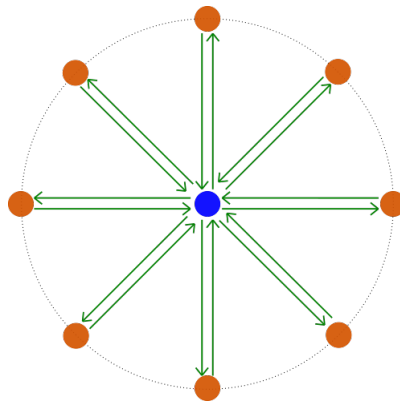


Figura 109: Movimento *center-out point-to-point*.

Um ponto considerável é a suavidade do movimento, que é dependente do perfil da trajetória. É importante destacar que, sabendo das distintas fases de recupera-

ção do AVC, a proposta encontra-se localizada em terapias aplicadas em pacientes crônicos, devido a significantes resultados apresentados em atividades PTP imper-turbada 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 110.

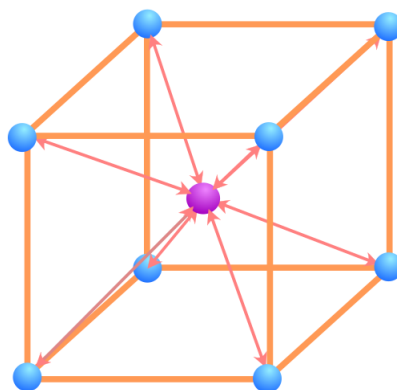


Figura 110: Ideia original da representação do movimento e trajetória sugerida.

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 assim se possa 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 a Figura 111.

Porém, destaca-se que devido a pandemia coronavírus (COVID-19), está proposta precisou ser interrompida na etapa de implementação e testes, uma vez que não se tinha acesso ao laboratório e a clínica de fisioterapia devido as regras de isolamento social implementadas na cidade e no país como um todo.

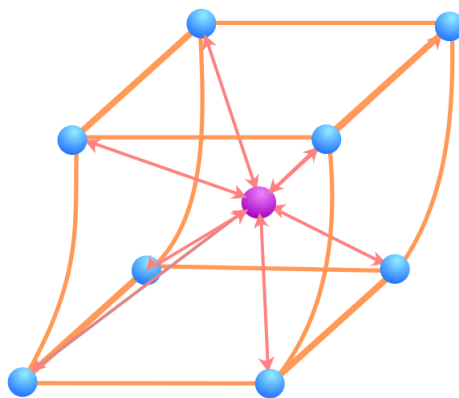


Figura 111: Representação do movimento e trajetória sugeridos, considerando restrição de movimento e/ou compensação pelo movimento do tronco.

8 CONCLUSÃO, CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS

O presente capítulo tem como objetivo encerrar o trabalho apresentado, destacando as principais conclusões retiradas do estudo apresentado e as possibilidades de trabalhos futuros. Além disso, são apresentadas as publicações que foram realizadas até o momento da entrega deste trabalho e que possuem relação com o que aqui foi apresentado.

8.1 Conclusão

Inicialmente o presente trabalho contou com uma ampla etapa de revisão da literatura, incluindo aspectos de captura de movimento, movimentos compensatórios, robótica aplicada a reabilitação e, principalmente, a fisioterapia. Dessa forma, foram estudados diversos trabalhos e pesquisas que apresentavam possíveis soluções ou até mesmo tecnologias presentes no mercado para que se pudesse entender como um todo o escopo no qual o presente trabalho estará inserido e qual a melhor maneira de contribuir para o que já existe atualmente.

Destaca-se o fato deste trabalho estar inserido em um grupo de pesquisa que conta com outros trabalhos que também tem como foco principal a robótica para a reabilitação, sendo extremamente importante fazer com que os trabalhos conversem e se conectem para que se tenha um resultado muito mais satisfatório ao final das pesquisas que estão sendo desenvolvidas. Para melhorar tais pesquisas uma parceria com a Faculdade Anhanguera do Rio Grande junto ao curso de Fisioterapia foi criada, a fim de que se pudesse ter o auxílio e a supervisão de profissionais da área da fisioterapia para que os movimentos realizados fossem feitos da maneira correta. Infelizmente, a parceria teve que ser interrompida a partir do início do ano de 2020 uma vez que a pandemia COVID-19 impossibilitou as atividades presenciais, fazendo com que o trabalho tivesse que ser reorganizado e adaptado para atender as restrições impostas na cidade e no país como um todo.

Considerando os resultados e as análises apresentadas, pode-se concluir que o

trabalho atingiu os objetivos iniciais propostos, apesar das dificuldades enfrentadas devido a pandemia COVID-19. Os resultados mostraram que a compensação de tronco ela existe e afeta de maneira considerável na amplitude de movimento. Além da restrição de movimento, este trabalho apresentou três outras características que poderiam afetar também na amplitude de movimento (altura, idade e distância entre os ombros). Porém, nenhuma das análises realizadas conseguiu ser 100% conclusiva devido ao pequeno número de amostras, que infelizmente não pode ser ampliado devido as motivos já citados em relação a pandemia que o mundo inteiro está enfrentando. De qualquer forma, pode-se verificar que a análise de tais características, com um número maior de amostras, poderia acarretar em resultados mais conclusivos, principalmente no que tange a influência da idade e da altura dos voluntários na amplitude máxima atingida.

8.2 Trabalhos Futuros

O presente estudo acabou sendo afetado pela situação que o mundo inteiro está enfrentando desde o final de 2019 e que acabou se agravando no país em 2020 e que até hoje ainda não está totalmente controlada. Sendo assim, algumas questões que poderiam ter sido trazidos no decorrer deste trabalho acabaram não sendo realizadas devido as restrições de afastamento impostas pelas autoridades.

Dessa forma, para dar seguimento ao trabalho aqui apresentado, faz-se necessário que sejam colhidas um número maior de amostras para que se possa comprovar, ou não, as hipóteses aqui levantadas em relação a influência de algumas características dos voluntários na amplitude de movimento e, conseqüentemente, na compensação do tronco. Além disso, a realização de testes com pacientes que sofreram AVC também não puderam ser realizados e ficam pendentes para os trabalhos que sucederem este apresentado.

Por fim, no final deste trabalho levantou-se uma hipótese de modelo 3D para detecção dos movimentos compensatórios, uma vez que todos os movimentos analisados e considerados até o momento são realizados no plano 2D. Porém, infelizmente só foi possível apresentar a proposta e não se pode testá-la uma vez que não se podia ter contato com outras pessoas, principalmente com as consideradas do grupo de risco, que se trata do caso dos pacientes com AVC. Tal proposta também precisa ser testada e validada, ficando como dica para um possível trabalho futuro.

8.3 Publicações

Os resultados oriundos deste trabalho foram e ainda estão sendo colhidos, através de publicações em eventos tanto da área de engenharia, quanto da área da saúde.

A Tabela 30 apresenta os trabalhos que foram publicados até o presente momento e que possuem relação com o trabalho aqui apresentado.

Tabela 30: Publicações realizadas

Ano	Evento	Título do Artigo
2019	IBERDISCAP - X Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad	Análisis de la compensación del tronco en la rehabilitación asistida por robot
2019	MPU - 18ª Mostra de Produção Universitária	Uso de Robôs para reabilitação física de membros superiores: Planejamento de Trajetória e Compensação de Tronco
2020	BRAHUR - III Brazilian Humanoid Robot Workshop	Análise da compensação do tronco em reabilitação assistida por robôs
2020	CBA - XXIII Congresso Brasileiro de Automática	Use of RGB-D Camera for Analysis of Compensatory Trunk Movements in Upper Limbs Rehabilitation
2020	CBA - XXIII Congresso Brasileiro de Automática	Análise de Movimentos Compensatórios na Reabilitação de Membros Superiores através do Kinect
2020	CBEB - XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica	Use of RGB-D Camera for Analysis of Compensatory Trunk Movements in Upper Limbs Rehabilitation
2020	INDIN - 18th IEEE International Conference on Industrial Informatics	Use of RGB-D Camera for Analysis of Compensatory Trunk Movements in Upper Limbs Rehabilitation
2020	LARS - 17th IEEE Latin American Robotics Symposium	Monitoring and Analysis of Compensatory Trunk Movements with RGB-D Camera and Wireless System for Rehabilitation of Upper Limbs
2020	MPU - 19ª Mostra de Produção Universitária	Análise de movimentos compensatórios na reabilitação de membros superiores utilizando câmera RGB-D

REFERÊNCIAS

ABADIA, F. G. et al. Functional movement modeling for robot-assisted upper limb rehabilitation: the case of a simulated reduced-freedom anthropomorphic manipulator. *Rev. Bras. Eng. Biom*, v. 28, n. 1, p. 3–10, 2012.

ALENCAR, C. *Planos e Eixos do Corpo Humano*. 2015. Disponível em: <<https://personallplus.wordpress.com/2015/11/03/planos-e-eixos-do-corpo-humano/>>. Acesso em: jul. 2020.

ALVES, J. E. D. *Envelhecimento populacional continua e não há perigo de um geronticídio*. 2020. Disponível em: <<https://www.ufjf.br/ladem/2020/06/21/envelhecimento-populacional-continua-e-nao-ha-perigo-de-um-geronticidio-artigo-de-jose-eustaquio-/#:~:text=Mas\\%20se\\%20o\\%20crescimento\\%20da,3\\%2C1\\%20bilh\\%C3\\%B5es\\%20em\\%20100.>> Acesso em: fev. 2021.

BADER, M. K.; PALMER, S. Symposium: Evidence-based practice-what's the "hyper" in hyperacute stroke? strategies to improve outcomes in ischemic stroke patients presenting within 6 hours. *AACN Advanced Critical Care*, Hagerstown, MD: Lippincott Williams & Wilkins, c2006-, v. 17, n. 2, p. 194–214, 2006.

BAKHTI, K. et al. Kinect-based assessment of proximal arm non-use after a stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 15, n. 1, p. 104, 2018.

BAKHTI, K. et al. Quantification of learned non-use of the upper limb after a stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, Elsevier, v. 58, p. e4, 2015.

BAKHTI, K. et al. Proximal arm non-use when reaching after a stroke. *Neuroscience letters*, Elsevier, v. 657, p. 91–96, 2017.

BASTOS, P. M. S. *Robótica De Assistência E Seus Aspectos Humanitários*. [S.l.]: Universidade Federal de Minas Gerais, 2014.

BECKER, M. et al. Aplicação de tecnologias assistivas e técnicas de controle em cadeiras de rodas inteligentes. [sn], 2000.

BERNARDINO, A. et al. A dataset for the automatic assessment of functional senior fitness tests using kinect and physiological sensors. In: IEEE. *2016 1st International Conference on Technology and Innovation in Sports, Health and Wellbeing (TISHW)*. [S.l.], 2016. p. 1–6.

- BIASOLI, M. C.; IZOLA, L. N. T. Aspectos gerais da reabilitação física em pacientes com osteoartrose. *Rev Bras Med*, v. 60, n. 3, p. 133–6, 2003.
- BIHAN, J. L. Novel class of digital integrators and differentiators. *Electronics Letters*, IET, v. 29, n. 11, p. 971–973, 1993.
- BLASZCZYSZYN, M. et al. Functional differences in upper limb movement after early and chronic stroke based on kinematic motion indicators. 2018.
- BO, A. P. L.; HAYASHIBE, M.; POIGNET, P. Joint angle estimation in rehabilitation with inertial sensors and its integration with kinect. In: IEEE. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.], 2011. p. 3479–3483.
- BURTON, J. K. et al. Predicting discharge to institutional long-term care after stroke: A systematic review and metaanalysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, Wiley Online Library, v. 66, n. 1, p. 161–169, 2018.
- BUTEAN, A.; BĂLAN, O. Region detection and depth labeling on kinect streams. 2014.
- CAMPANELI, H.; MESTRIA, M. Otimização de trajetórias através de caminhos mínimos para a locomoção de cadeira de rodas robótica. *Simpósio Brasileiro de Automação Industrial*, 2013.
- CARLSSON, B. Maximum flat digital differentiator. *Electronics letters*, IET, v. 27, n. 8, p. 675–677, 1991.
- CARLSSON, B.; AHLÉN, A.; STERNAD, M. Optimal differentiation based on stochastic signal models. *IEEE Transactions on Signal Processing*, v. 39, n. 2, p. 341–353, 1991.
- CHANG, Y.-J.; CHEN, S.-F.; HUANG, J.-D. A kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in developmental disabilities*, Elsevier, v. 32, n. 6, p. 2566–2570, 2011.
- CHEN, P.-J. et al. Development of an upper limb rehabilitation system using inertial movement units and kinect device. In: IEEE. *2016 International Conference on Advanced Materials for Science and Engineering (ICAMSE)*. [S.l.], 2016. p. 275–278.
- CIPOLAT, S.; PEREIRA, B. B.; FERREIRA, F. V. Fisioterapia em pacientes com leucemia: revisão sistemática. *Revista Brasileira de Cancerologia*, v. 57, n. 2, p. 229–236, 2011.
- CIRSTEA, M. C.; LEVIN, M. F. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, Oxford University Press, v. 123, n. 5, p. 940–953, 2000.
- CODERRE, A. M. et al. Assessment of upper-limb sensorimotor function of subacute stroke patients using visually guided reaching. *Neurorehabilitation and neural repair*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 24, n. 6, p. 528–541, 2010.

CONROY, S. S. et al. Effect of gravity on robot-assisted motor training after chronic stroke: a randomized trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 92, n. 11, p. 1754–1761, 2011.

DEFIBAUGH, J. J. Measurement of head motion: Part i: A review of methods of measuring joint motion. *Physical Therapy*, Oxford University Press, v. 44, n. 3, p. 157–163, 1964.

DOLATABADI, E. et al. The toronto rehab stroke pose dataset to detect compensation during stroke rehabilitation therapy. In: *Proceedings of the 11th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. [S.l.: s.n.], 2017. p. 375–381.

DUFF, M. et al. An adaptive mixed reality training system for stroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 18, n. 5, p. 531–541, 2010.

DURET, C. et al. Use of a robotic device for the rehabilitation of severe upper limb paresis in subacute stroke: Exploration of patient/robot interactions and the motor recovery process. *BioMed Research International*, v. 2015, 2015.

ESPECIALISTA, O. *Goniômetro - Carci*. 2020. [Online; acessado 17-Abril-2020]. Disponível em: <http://www.ortopediaespecialistald.com.br/index.php?route=product/product&product_id=506>.

FERNÁNDEZ, Á. P. *Solución de captura de movimiento y seguimiento de articulaciones del cuerpo humano con Kinect 2.0*. Dissertação (B.S. thesis) — Universidad Carlos III de Madrid, 2019.

FERNANDEZ-BAENA, A.; SÁNCHEZ, A. S.; LLIGADAS, X. Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments. In: IEEE COMPUTER SOCIETY PUBLICATIONS. *CD Proceedings of the INCoS 2012*. [S.l.], 2012. p. 656–661.

FIGUEIREDO, N. d. S. *Aplicação de Filtros de Savitzky-Golay no Processamento de Sinais de Eletrocardiografia*. [S.l.]: Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2018. Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI.

FISHER, B. E.; SULLIVAN, K. J. Activity-dependent factors affecting poststroke functional outcomes. *Topics in stroke rehabilitation*, Taylor & Francis, v. 8, n. 3, p. 31–44, 2001.

FONSECA, L. et al. Investigating upper limb movement classification on users with tetraplegia as a possible neuroprosthesis interface. In: *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 5053–5056. ISSN 1558-4615.

GAGLIARDI, R. J. *Acidente Vascular Cerebral ou Acidente Vascular Encefálico? Qual a melhor nomenclatura?* 2018. 131-132 p. Disponível em: <<http://revistaneurociencias.com.br/edicoes/2010/RN1802/carta/\%20ao\%20editor.pdf>>. Acesso em: jul. 2020.

GAJDOSIK, R. L.; BOHANNON, R. W. Clinical measurement of range of motion: review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 67, n. 12, p. 1867–1872, 1987.

GONÇALVES, A. C. B. F.; SIQUEIRA, A. A. G. Estado da arte em reabilitação robótica de membros inferiores de pessoas com ave. *Ensaio e Ciência: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde*, Universidade Anhanguera, v. 17, n. 5, 2013.

GOWLAND, C. et al. Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 72, n. 9, p. 624–633, 1992.

GREISBERGER, A. et al. 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*, Medical Journals Limited, v. 48, n. 5, p. 405–416, 2016.

GRESHAM, G. E. et al. Residual disability in survivors of stroke: the framingham study. *New England journal of medicine*, Mass Medical Soc, v. 293, n. 19, p. 954–956, 1975.

GRUPO CENE. *AVC é segunda causa de morte no Brasil e a principal causa de incapacidade*. 2019. Disponível em: <<https://gcene.com/avc-e-segunda-causa-de-morte-no-brasil/#:~:text=De%20acordo%20com%20o%20Minist%C3%A9rio,ao%20atual%20estilo%20de%20vida.>> Acesso em: fev. 2021.

HAGENGRUBER, A.; VOGEL, J. Functional tasks performed by people with severe muscular atrophy using an semg controlled robotic manipulator. In: *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 1713–1718. ISSN 1558-4615.

HONDORI, H. M.; KHADEMI, M. A review on technical and clinical impact of microsoft kinect on physical therapy and rehabilitation. *Journal of medical engineering*, Hindawi, v. 2014, 2014.

JATESIKTAT, P.; ANG, W. T. Recovery of forearm occluded trajectory in kinect using a wrist-mounted inertial measurement unit. In: IEEE. *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. [S.l.], 2017. p. 807–812.

JØRGENSEN, H. S. et al. Outcome and time course of recovery in stroke. part i: Outcome. the copenhagen stroke study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 76, n. 5, p. 399–405, 1995.

JÚNIOR, J. P. B. Fisioterapia e saúde coletiva: desafios e novas responsabilidades profissionais. *Ciência & Saúde Coletiva*, SciELO Brasil, v. 15, p. 1627–1636, 2010.

KALRA, L.; LANGHORNE, P. Facilitating recovery: evidence for organized stroke care. *Journal of rehabilitation medicine*, Medical Journals Limited, v. 39, n. 2, p. 97–102, 2007.

KITSUNEZAKI, N. et al. Kinect applications for the physical rehabilitation. In: IEEE. *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2013 IEEE International Symposium on*. [S.l.], 2013. p. 294–299.

KOMODROMOS, M. Z.; RUSSELL, S. F.; TANG, P. T. P. Design of fir hilbert transformers and differentiators in the complex domain. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications*, IEEE, v. 45, n. 1, p. 64–67, 1998.

KUCZYNSKI, A. M. et al. Kinesthetic deficits after perinatal stroke: robotic measurement in hemiparetic children. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 14, n. 1, p. 13, 2017.

KUMAR, Y. et al. Wireless wearable range-of-motion sensor system for upper and lower extremity joints: a validation study. *Healthcare technology letters*, IET, v. 2, n. 1, p. 12–17, 2015.

LEVIN, M. F.; KLEIM, J. A.; WOLF, S. L. What do motor “recovery” and “compensation” mean in patients following stroke? *Neurorehabilitation and neural repair*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 23, n. 4, p. 313–319, 2009.

LIN, S. et al. 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*, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 6, p. 2055668319831631, 2019.

MA, K. et al. semg-based trunk compensation detection in rehabilitation training. *Frontiers in Neuroscience*, Frontiers, v. 13, p. 1250, 2019.

MACIEL, G. M. et al. Planejamento e controle nao linear para passagens estreitas em robotica movel assistiva. 2017.

MANDON, L. et al. Faster reaching in chronic spastic stroke patients comes at the expense of arm-trunk coordination. *Neurorehabilitation and neural repair*, Sage Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 30, n. 3, p. 209–220, 2016.

MARCUCCI, F. C. I. O papel da fisioterapia nos cuidados paliativos a pacientes com câncer. *Rev Bras Cancerol*, v. 51, n. 1, p. 67–77, 2005.

MARQUES, A. P. Manual de goniometria. v. 2ª edição revisada e ampliada, 2003.

MAYO, N. E. et al. Disablement following stroke. *Disability and rehabilitation*, Taylor & Francis, v. 21, n. 5-6, p. 258–268, 1999.

MICHAELSEN, S. M.; LEVIN, M. F. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: a controlled trial. *Stroke*, Am Heart Assoc, v. 35, n. 8, p. 1914–1919, 2004.

MICHAELSEN, S. M. et al. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke*, Am Heart Assoc, v. 32, n. 8, p. 1875–1883, 2001.

MINITAB 18. *Interpretar os principais resultados para ANOVA para 1 fator*. 2019. Disponível em: <[MOBINI, A.; BEHZADIPOUR, S.; FOUMANI, M. S. Accuracy of kinect's skeleton tracking for upper body rehabilitation applications. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, Taylor & Francis, v. 9, n. 4, p. 344–352, 2014.](https://support.minitab.com/pt-br/minitab/18/help-and-how-to/modeling-statistics/anova/how-to/one-way-anova/interpret-the-results/key-results/#:~:text=Resultados\\%20principais\\%3A\\%20valor\\%20de\\%20p&text=Como\\%20o\\%20valor\\%20de\\%20p,das\\%20tintas\\%20t\\%C3\\%AAm\\%20m\\%C3\\%A9dias\\%20diferentes.>> Acesso em: mar. 2021.</p>
</div>
<div data-bbox=)

MOORE, M. L. The measurement of joint motion: Part i—introductory review of the literature. *Physical Therapy*, Oxford University Press, v. 29, n. 5, p. 195–205, 1949.

MOORE, M. L. The measurement of joint motion: Part ii: The technic of goniometry. *Physical Therapy*, Oxford University Press, v. 29, n. 6, p. 256–264, 1949.

NAJAFI, B. et al. Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly. *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, IEEE, v. 50, n. 6, p. 711–723, 2003.

NAKAYAMA, H. et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the copenhagen stroke study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 75, n. 4, p. 394–398, 1994.

NASCIMENTO, M. d. C. et al. A profissionalização da fisioterapia em minas gerais. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, SciELO Brasil, v. 10, n. 2, p. 241–247, 2006.

NORDIN, N.; XIE, S. Q.; WÜNSCHE, B. Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 11, n. 1, p. 137, 2014.

NORDIN, N.; XIE, S.-Q.; WÜNSCHE, B. Simple torso model for upper limb compensatory assessment after stroke. In: IEEE. *2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. [S.l.], 2016. p. 775–780.

NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. [S.l.]: FA Davis, 2016.

NUDO, R.; DANCAUSE, N. Neuroscientific basis for occupational and physical therapy interventions. *Brain injury medicine: Principles and practice*. New York: Demos Medical Publishing, 2007.

NUNES, W. M. et al. Desenvolvimento de uma estrutura robótica atuada por cabos para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro humano. Universidade Federal de Uberlândia, 2012.

OBDRŽÁLEK, Š. et al. Accuracy and robustness of kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population. In: IEEE. *2012 Annual International*

Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. [S.l.], 2012. p. 1188–1193.

OTTEN, P.; SON, S. H.; KIM, J. Automating stroke patient evaluation using sensor data and svm. In: IEEE. *2014 IEEE 7th International Conference on Service-Oriented Computing and Applications*. [S.l.], 2014. p. 223–229.

PAIN, L. M. et al. Effect of trunk-restraint training on function and compensatory trunk, shoulder and elbow patterns during post-stroke reach: a systematic review. *Disability and rehabilitation*, Taylor & Francis, v. 37, n. 7, p. 553–562, 2015.

PÉREZ-RODRÍGUEZ, R. et al. Anticipatory assistance-as-needed control algorithm for a multijoint upper limb robotic orthosis in physical neurorehabilitation. *Expert Systems with Applications*, Elsevier, v. 41, n. 8, p. 3922–3934, 2014.

POSTOLACHE, O. Remote sensing technologies for physiotherapy assessment. In: IEEE. *2017 10th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE)*. [S.l.], 2017. p. 305–312.

RANGANATHAN, R. et al. Identifying compensatory movement patterns in the upper extremity using a wearable sensor system. *Physiological measurement*, IOP Publishing, v. 38, n. 12, p. 2222, 2017.

REISS, M. L. L. Reconstrução tridimensional digital de objetos à curta distância por meio de luz estruturada. 2007.

ROBINSON, A.; ALBOUL, L.; RODRIGUES, M. Methods for indexing stripes in uncoded structured light scanning systems. UNION Agency, 2004.

SALAZAR, A. J. et al. Low-cost wearable data acquisition for stroke rehabilitation: a proof-of-concept study on accelerometry for functional task assessment. *Topics in stroke rehabilitation*, Taylor & Francis, v. 21, n. 1, p. 12–22, 2014.

SALTER, N. Methods of measurement of muscle and joint function. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, The British Editorial Society of Bone and Joint Surgery, v. 37, n. 3, p. 474–491, 1955.

SAVITZKY, A.; GOLAY, M. J. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Analytical chemistry*, ACS Publications, v. 36, n. 8, p. 1627–1639, 1964.

SBDC, S. B. d. D. C. *Acidente Vascular Cerebral*. 2019. Disponível em: <http://www.sbdcv.org.br/publica/_avc.asp>. Acesso em: jul. 2020.

SCANO, A.; MOLTENI, F.; TOSATTI, L. M. Low-cost tracking systems allow fine biomechanical evaluation of upper-limb daily-life gestures in healthy people and post-stroke patients. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 19, n. 5, p. 1224, 2019.

SOUKIE, J. et al. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, Wiley Online Library, v. 17, n. 3, p. 500–507, 2011.

SUBRAMANIAN, S. K. et al. Arm motor recovery using a virtual reality intervention in chronic stroke: randomized control trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, Sage Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 27, n. 1, p. 13–23, 2013.

SULLIVAN, K. J. On “modified constraint-induced therapy...” page and levine. phys ther. 2007; 87: 872–878. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 87, n. 11, p. 1560–1560, 2007.

SURGEONS, A. A. of O. *Joint motion: method of measuring and recording*. [S.l.]: Churchill Livingstone, 1965.

TAATI, B. et al. Vision-based posture assessment to detect and categorize compensation during robotic rehabilitation therapy. In: IEEE. *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. [S.l.], 2012. p. 1607–1613.

TEJIMA, N. Rehabilitation robotics: a review. *Advanced Robotics*, Taylor & Francis, v. 14, n. 7, p. 551–564, 2001.

USP, R. *Em 2030, Brasil terá a quinta população mais idosa do mundo*. 2018. Disponível em: <<https://jornal.usp.br/atualidades/em-2030-brasil-tera-a-quinta-populacao-mais-idosa-do-mundo/>>. Acesso em: fev. 2021.

VALEVICIUS, A. M. et al. Characterization of normative angular joint kinematics during two functional upper limb tasks. *Gait & posture*, Elsevier, v. 69, p. 176–186, 2019.

VIVEIROS, E.; CAMARGO, E. A biônica no ensino de física: uma tecnologia assistiva utilizando uma interface cérebro-computador para controlar uma unidade robótica. *VIII ENPEC-2011. Campinas, São Paulo*. Disponível em:< <http://www.nutes.ufrj.br/abrapec/viiienpec/resumos/R0774-2.pdf>>. Acesso em, v. 9, 2011.

WIEDERHOLD, B.; RIVA, G. Balance recovery through virtual stepping exercises using kinect skeleton tracking: a followup study with chronic stroke patients. *Annual review of cybertherapy and telemedicine 2012: Advanced technologies in the behavioral, social and neurosciences*, Ios Press, v. 181, p. 108–112, 2012.

YUAN, X.; WEI, Y.; YU, J. Sinc function and generalized digital fractional differentiators. In: IEEE. *2004 International Conference on Communications, Circuits and Systems (IEEE Cat. No. 04EX914)*. [S.l.], 2004. v. 2, p. 1414–1418.

ZHANG, Z.; FANG, Q.; GU, X. Objective assessment of upper-limb mobility for poststroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 63, n. 4, p. 859–868, 2015.

ZHAO, W. et al. A kinect-based rehabilitation exercise monitoring and guidance system. In: IEEE. *2014 IEEE 5th International Conference on Software Engineering and Service Science*. [S.l.], 2014. p. 762–765.

ZHI, Y. X. et al. Automatic detection of compensation during robotic stroke rehabilitation therapy. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*, IEEE, v. 6, p. 1–7, 2017.

ZOLLO, L. et al. Quantitative evaluation of upper-limb motor control in robot-aided rehabilitation. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 49, n. 10, p. 1131, 2011.

ANEXO A

TESTE DO SISTEMA: MOVIMENTO DE ADUÇÃO HO- RIZONTAL

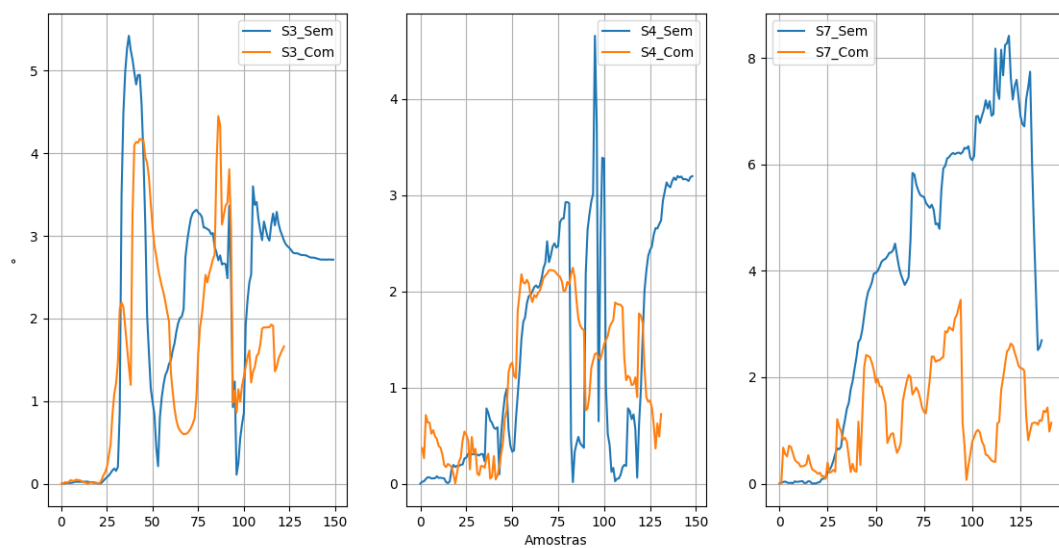


Figura 112: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de adução: Grupo 1

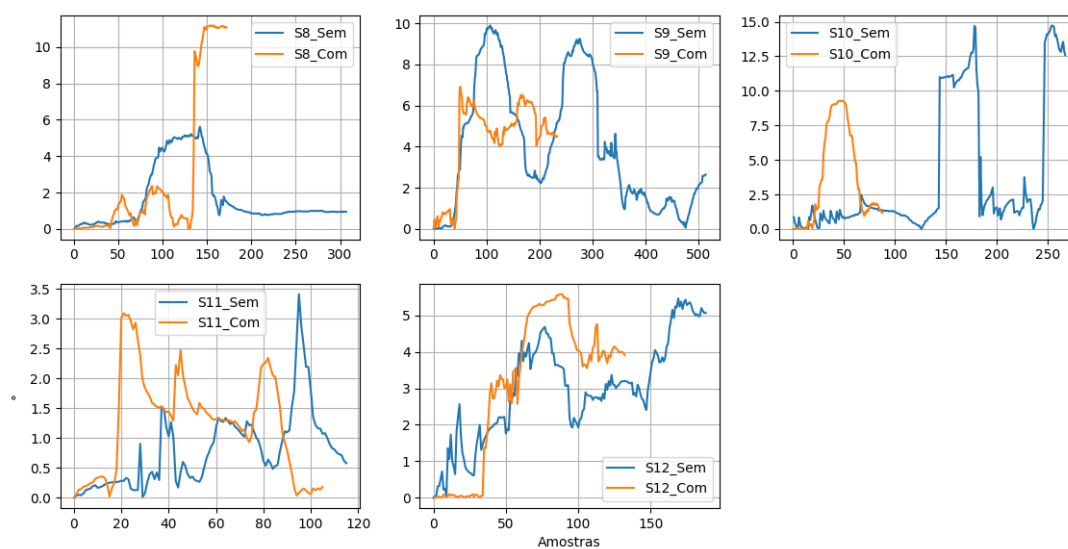


Figura 113: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de adução: Grupo 2

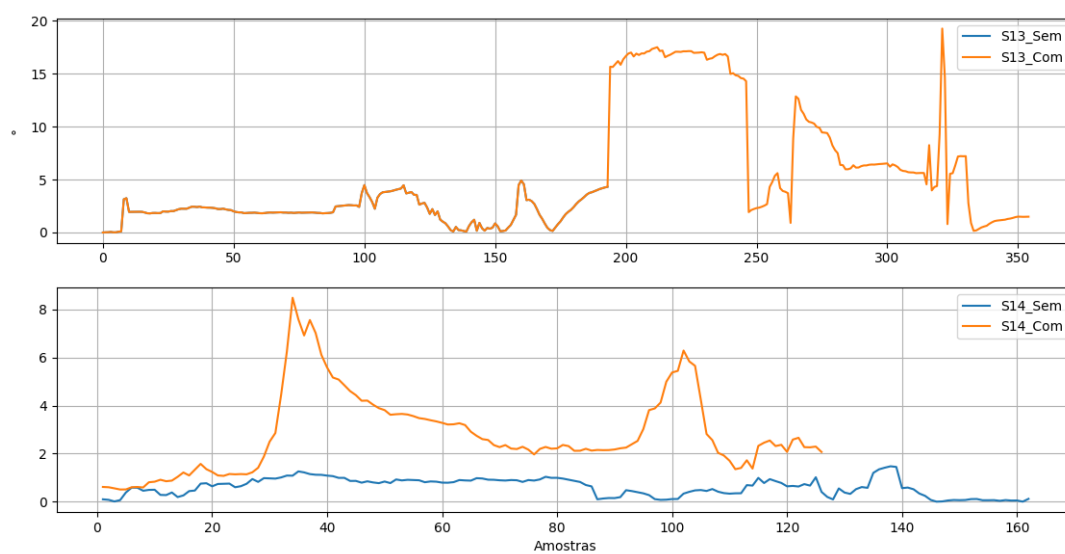


Figura 114: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de adução: Grupo 3

ANEXO B

TESTE DO SISTEMA: MOVIMENTO DE EXTENSÃO

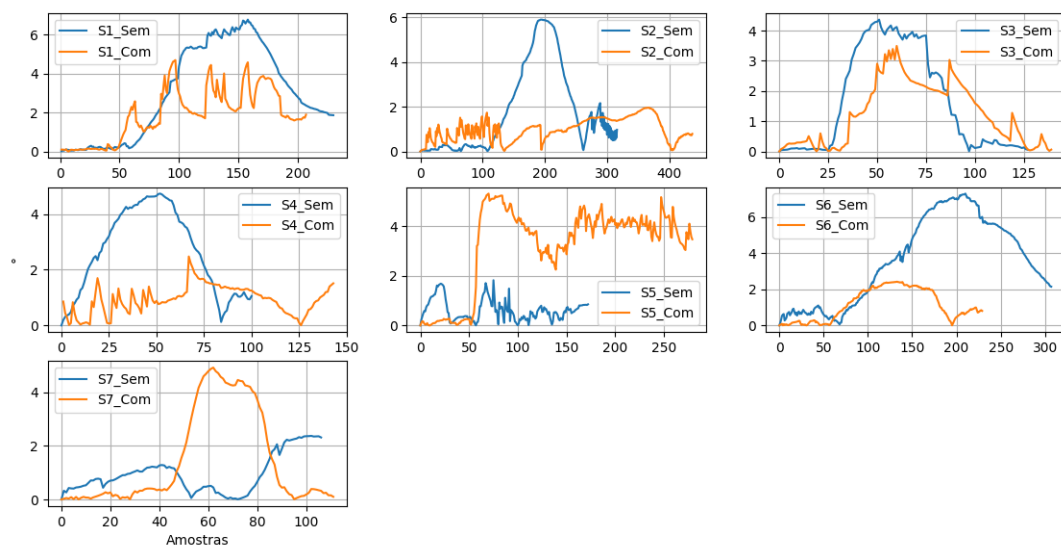


Figura 115: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de extensão: Grupo 1

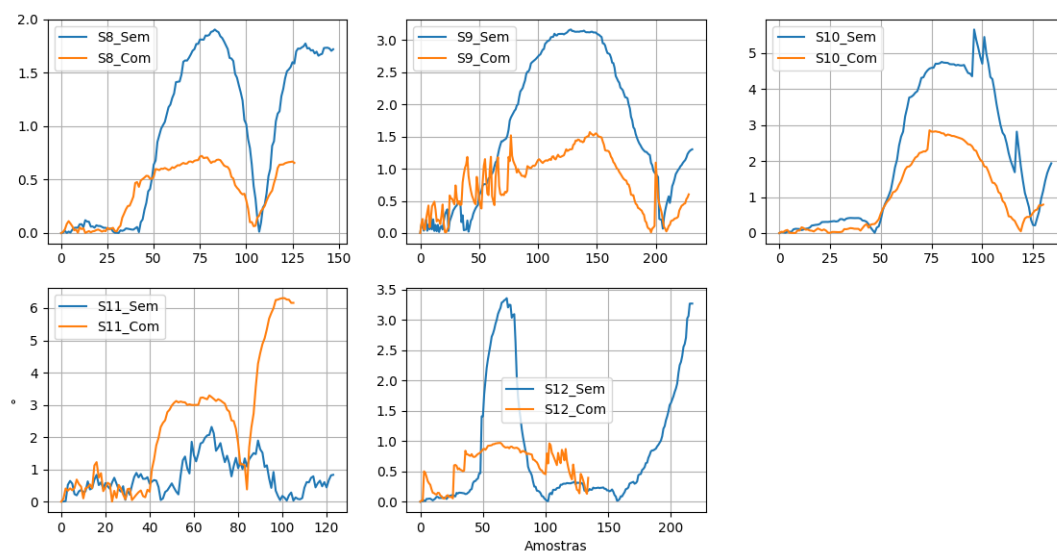


Figura 116: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de extensão: Grupo 2

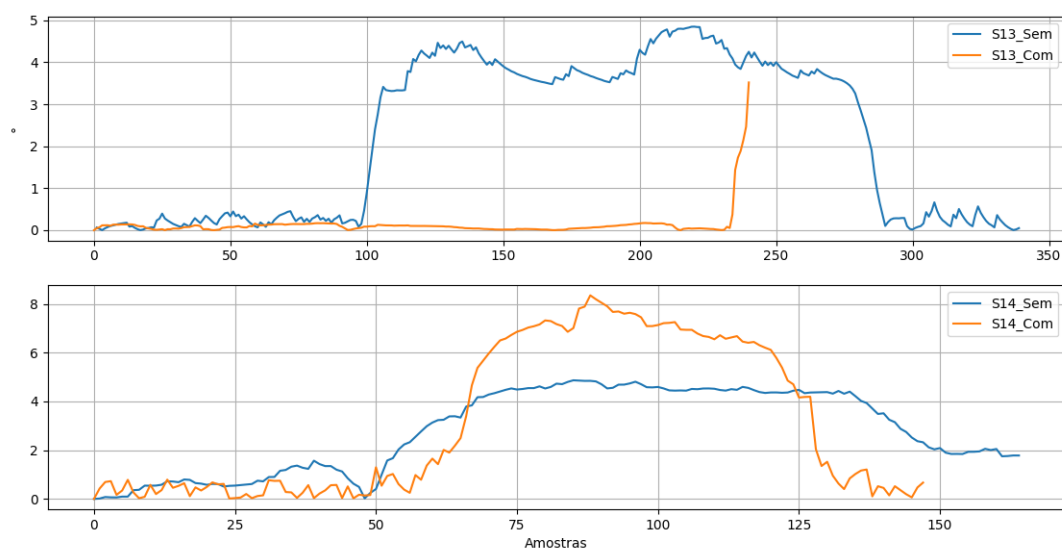


Figura 117: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de extensão: Grupo 3

ANEXO C

TESTE DO SISTEMA: MOVIMENTO DE ALCANCE AO ALVO

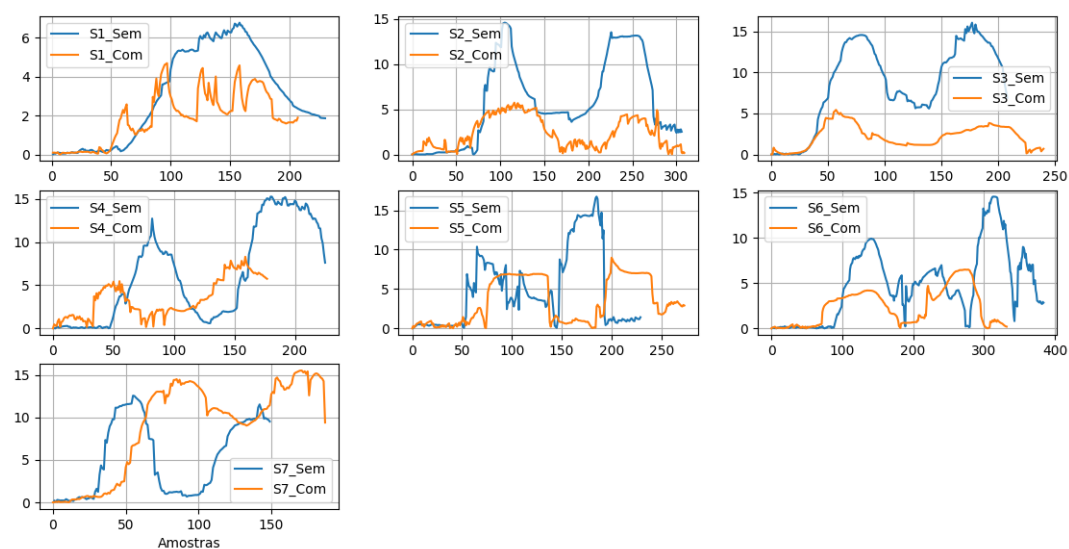


Figura 118: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de alcançar o alvo: Grupo 1

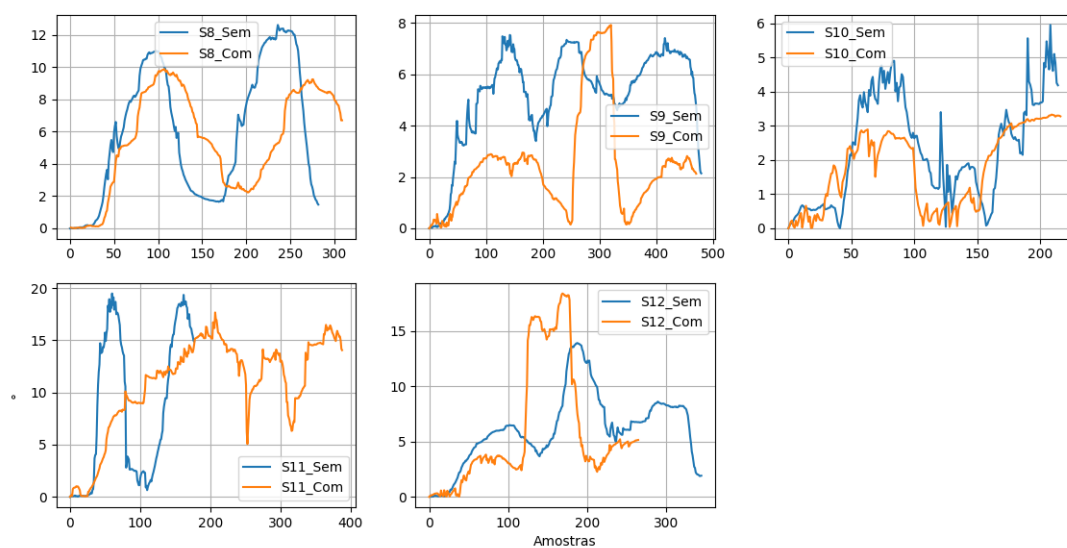


Figura 119: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de alcançar o alvo: Grupo 2

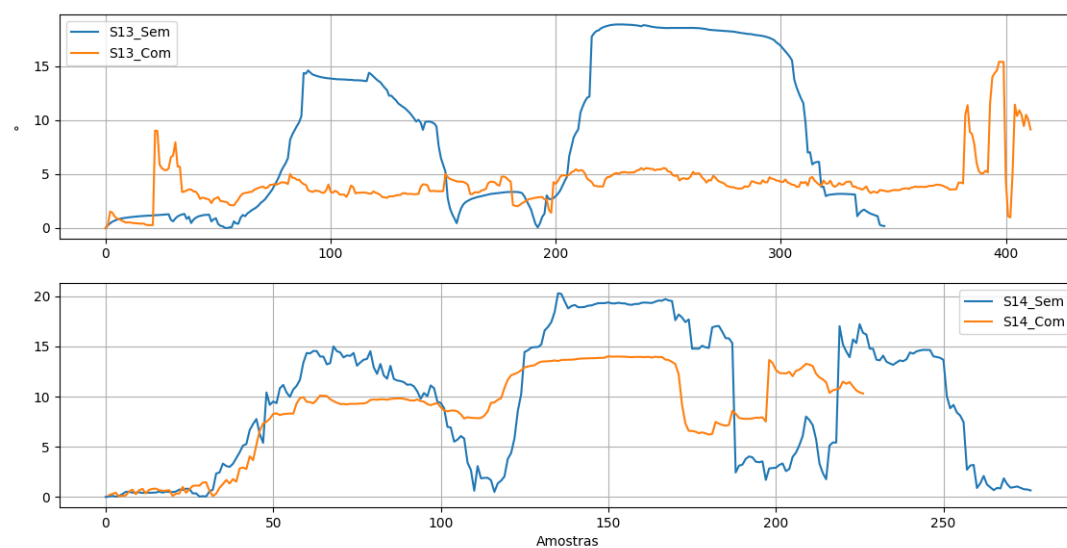


Figura 120: Gráficos de movimentação do tronco com e sem restrição de movimento na execução do movimento de alcançar o alvo: Grupo 3

ANEXO D

TESTE DO SISTEMA: MOVIMENTO DE APONTAR PARA O ALVO

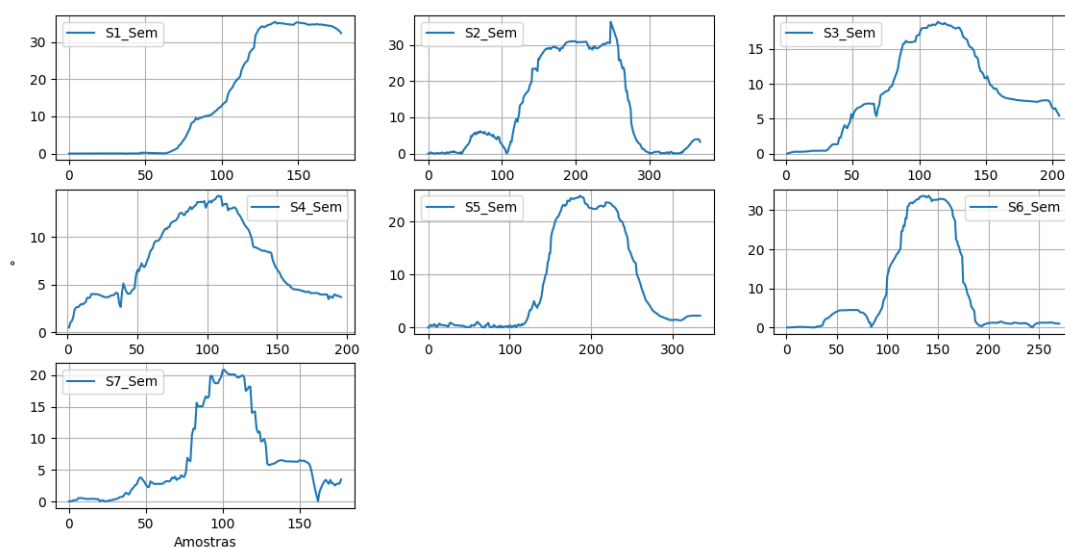


Figura 121: Gráficos de movimentação do tronco sem restrição de movimento na execução do movimento de apontar para o alvo: Grupo 1

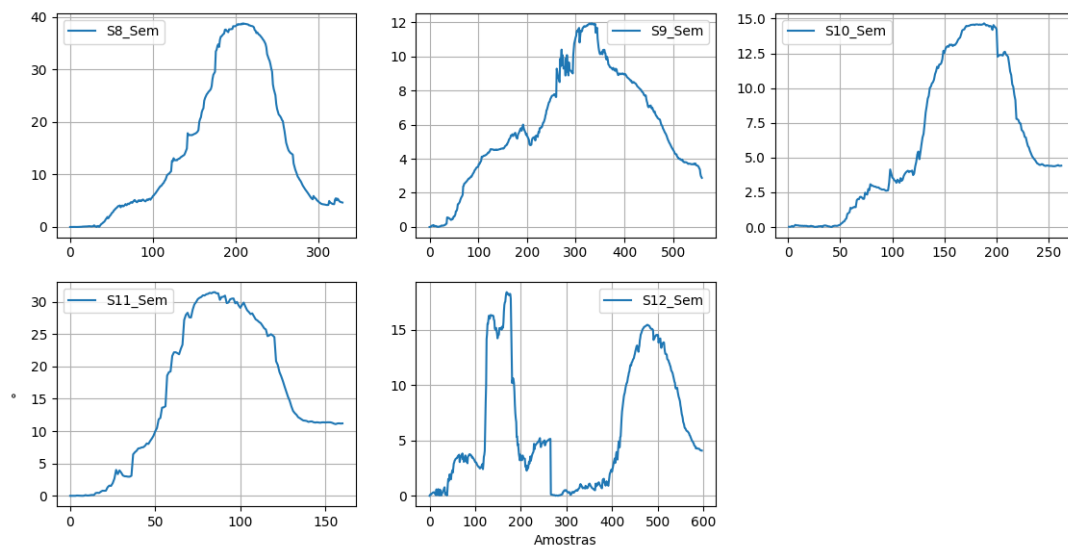


Figura 122: Gráficos de movimentação do tronco sem restrição de movimento na execução do movimento de apontar para o alvo: Grupo 2

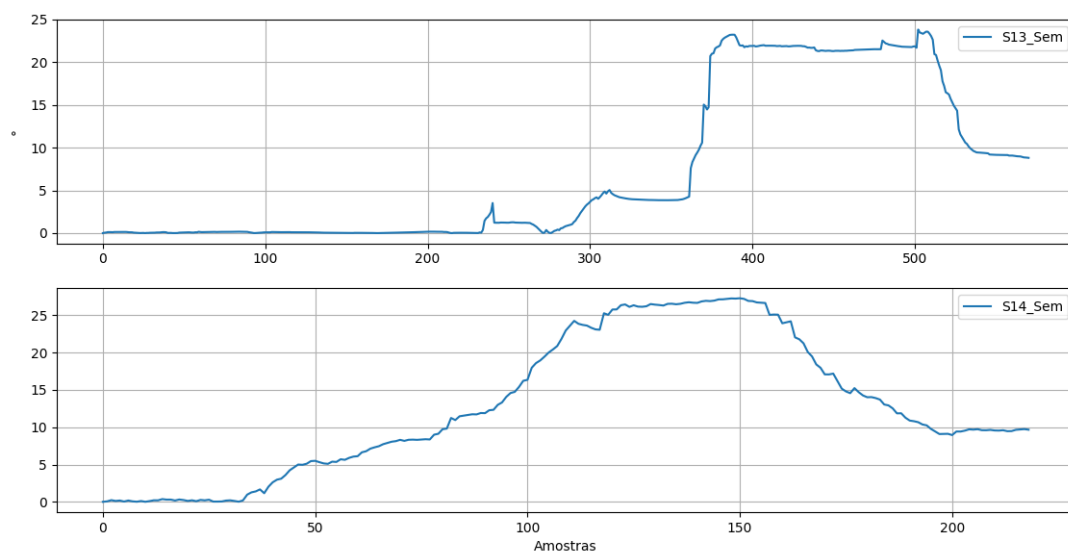


Figura 123: Gráficos de movimentação do tronco sem restrição de movimento na execução do movimento de apontar para o alvo: Grupo 3

ANEXO E

ANÁLISE BINÁRIA: MOVIMENTO DE ADUÇÃO

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Restricao	1.0	127.664045	127.664045	3.405069	0.081513

Figura 124: Resultado do P para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal

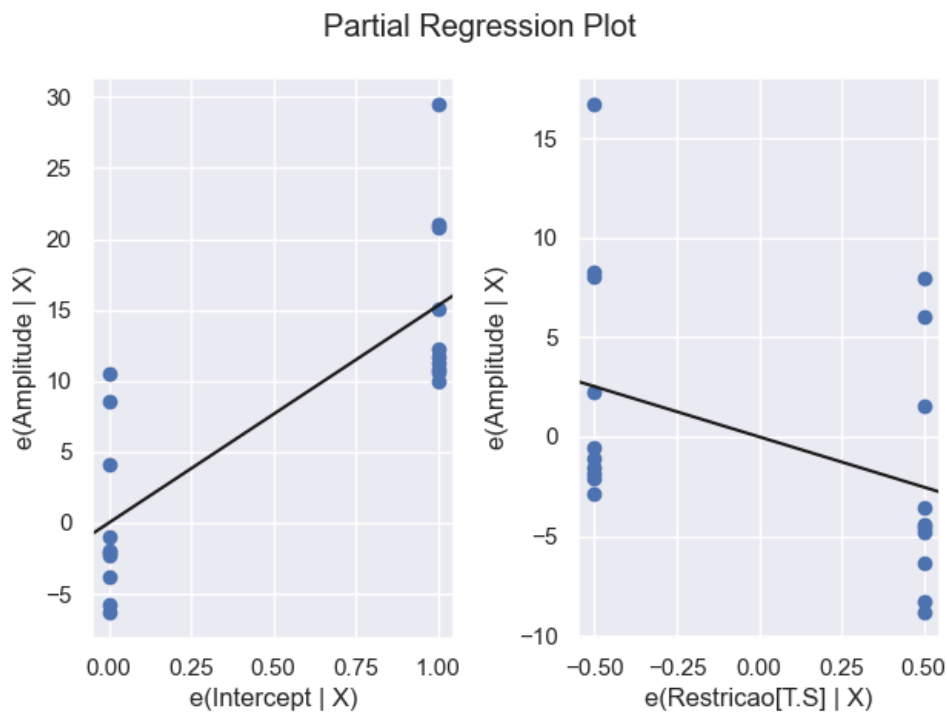


Figura 125: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal

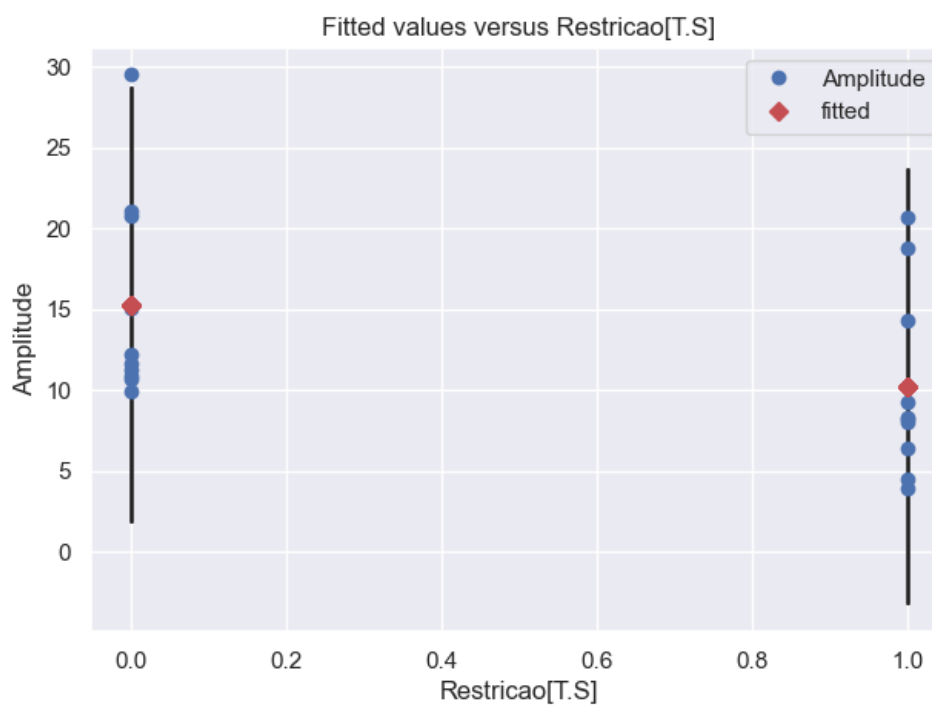


Figura 126: Gráfico da relação entre amplitude e a restrição para o movimento de adução horizontal

ANEXO F

ANÁLISE BINÁRIA: MOVIMENTO DE ALCANCE AO ALVO

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Restricao	1.0	155.053289	155.053289	6.507537	0.016972

Figura 127: Resultado do P para a análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo

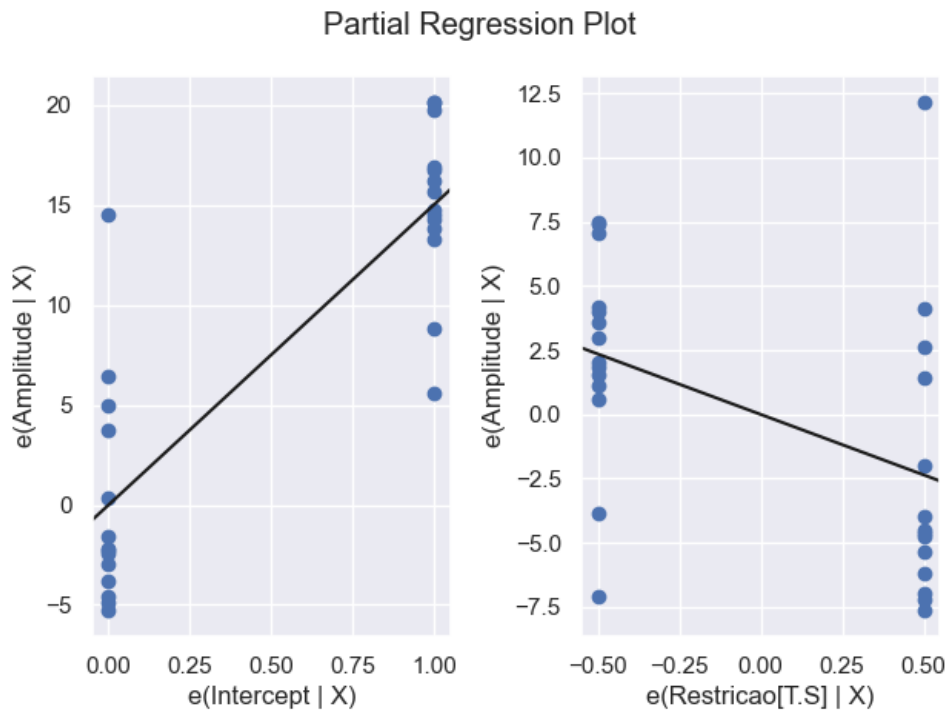


Figura 128: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo

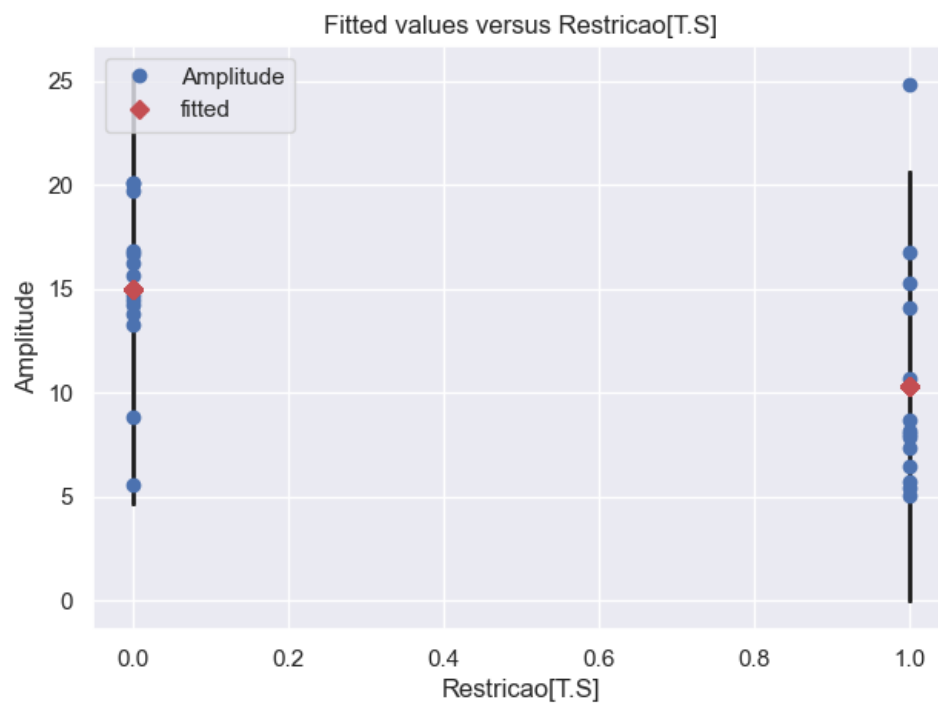


Figura 129: Gráfico da relação entre amplitude e a restrição para o movimento de alcance ao alvo

ANEXO G

ANÁLISE BINÁRIA: MOVIMENTO DE EXTENSÃO

ANOVA:					
	df	sum_sq	mean_sq	F	PR(>F)
Restricao	1.0	11.239557	11.239557	2.783412	0.107246

Figura 130: Resultado do P para a análise ANOVA do movimento de extensão

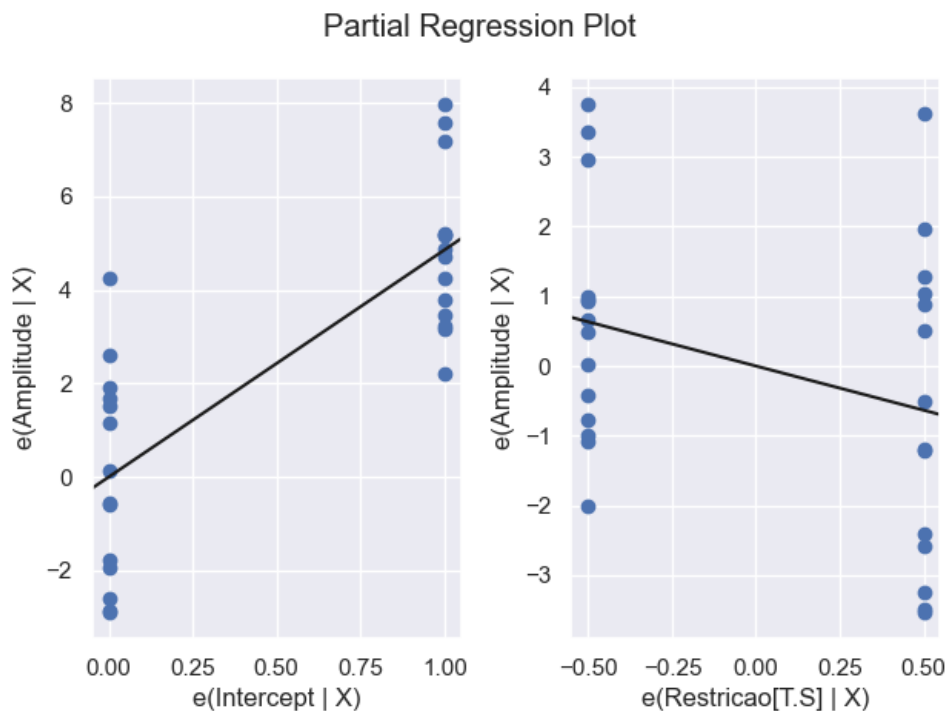


Figura 131: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de extensão

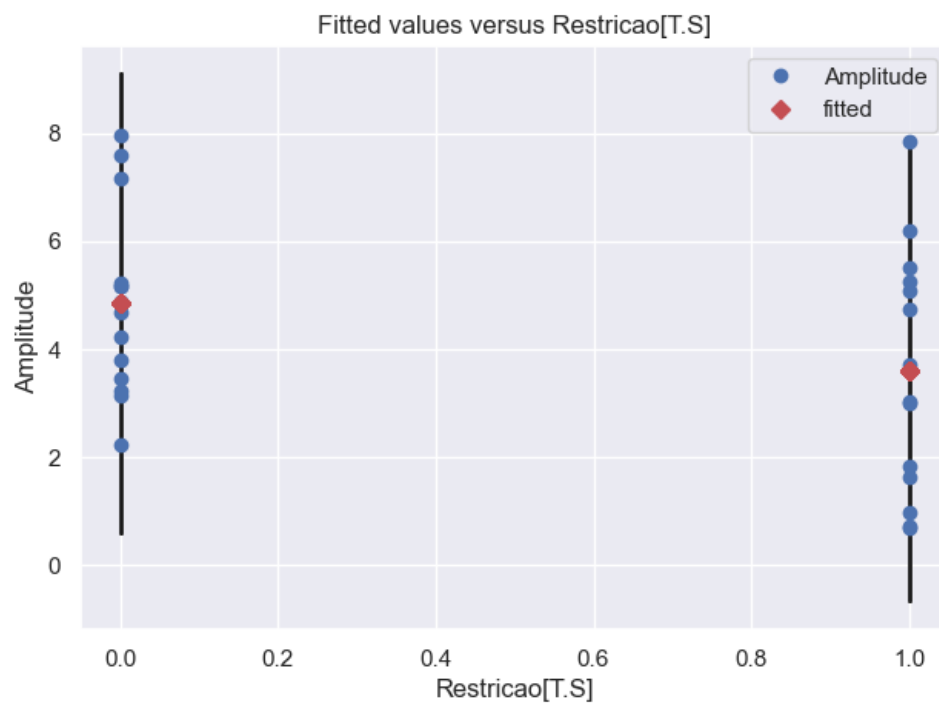


Figura 132: Gráfico da relação entre amplitude e a restrição para o movimento de extensão

ANEXO H

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE EXTENSÃO

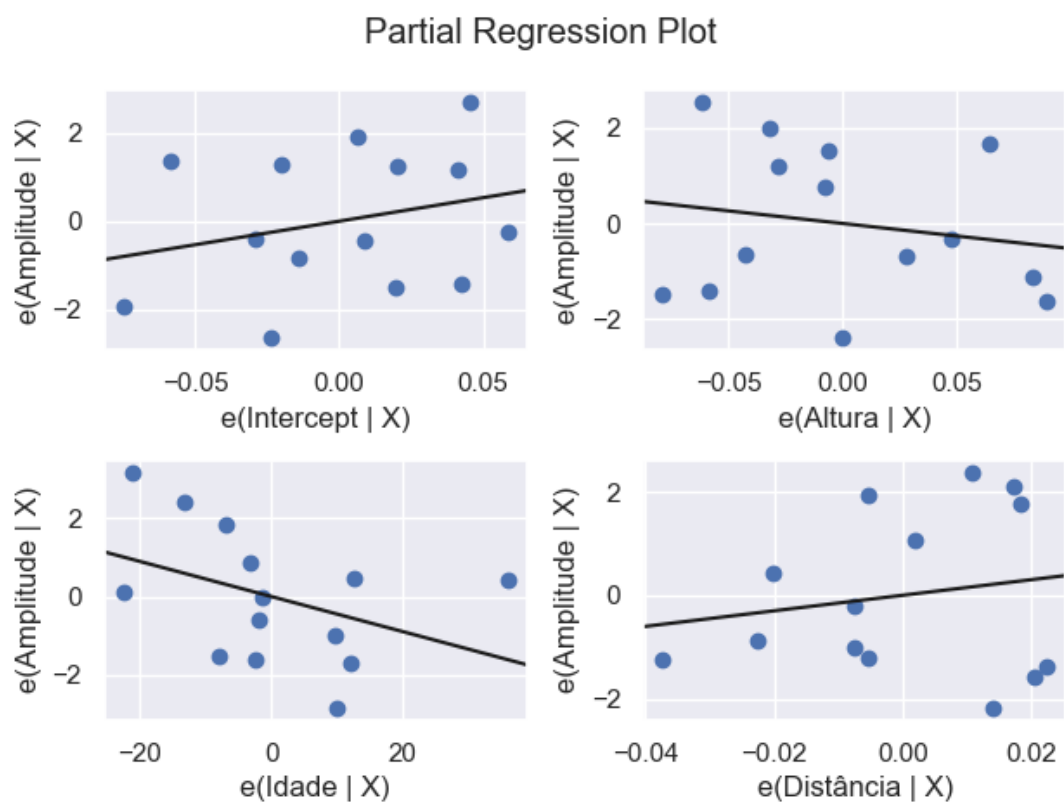


Figura 133: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de extensão sem restrição

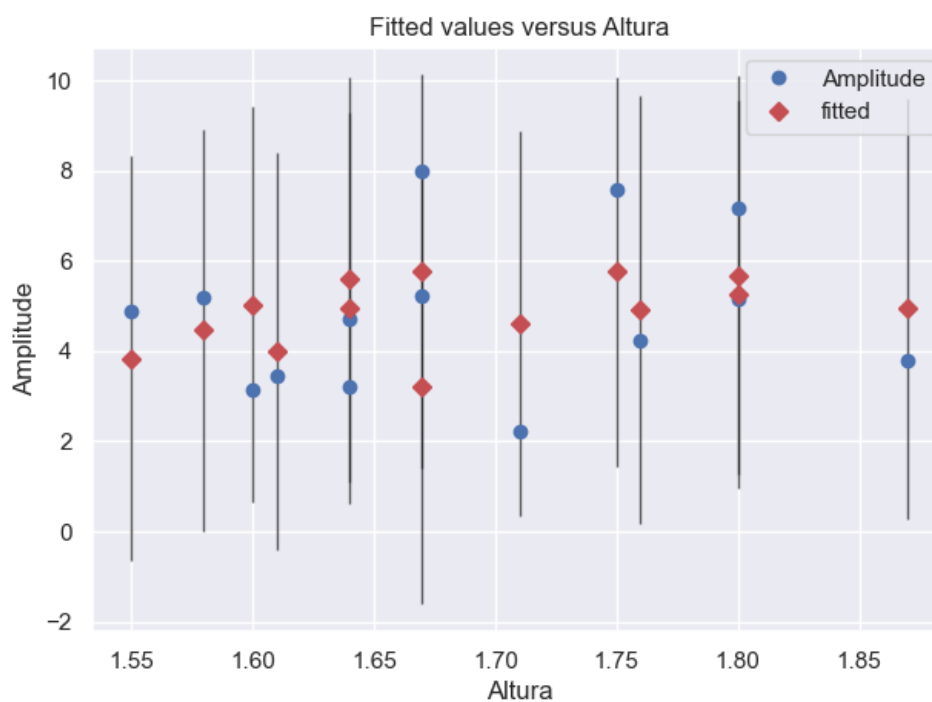


Figura 134: Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de extensão sem restrição

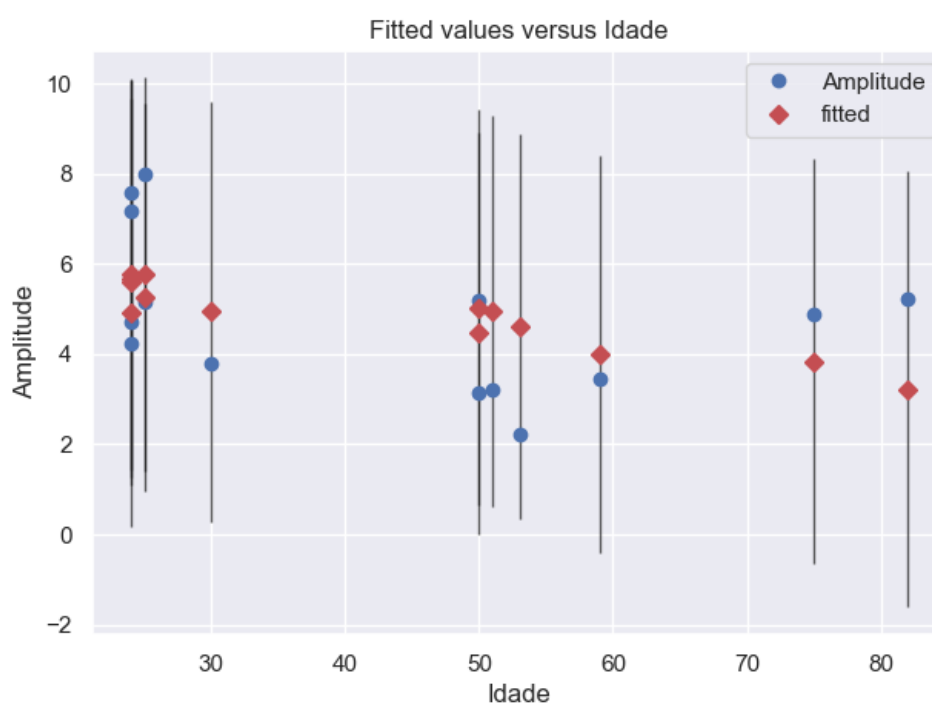


Figura 135: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de extensão sem restrição

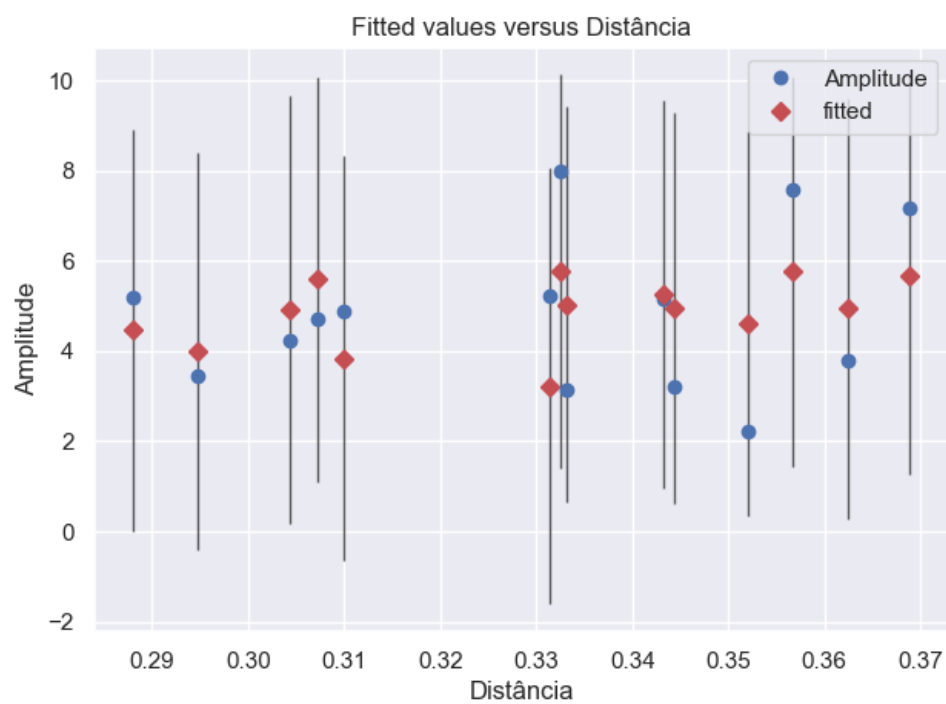


Figura 136: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de extensão sem restrição

ANEXO I

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE ADUÇÃO HORIZONTAL

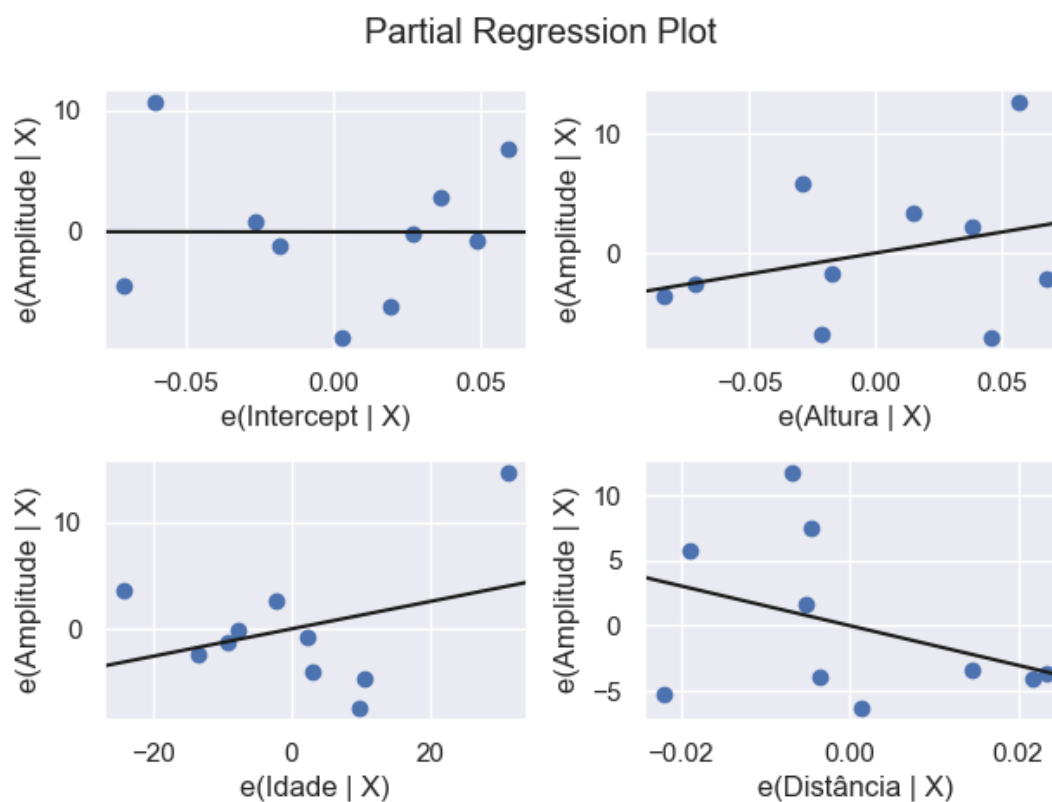


Figura 137: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal sem restrição

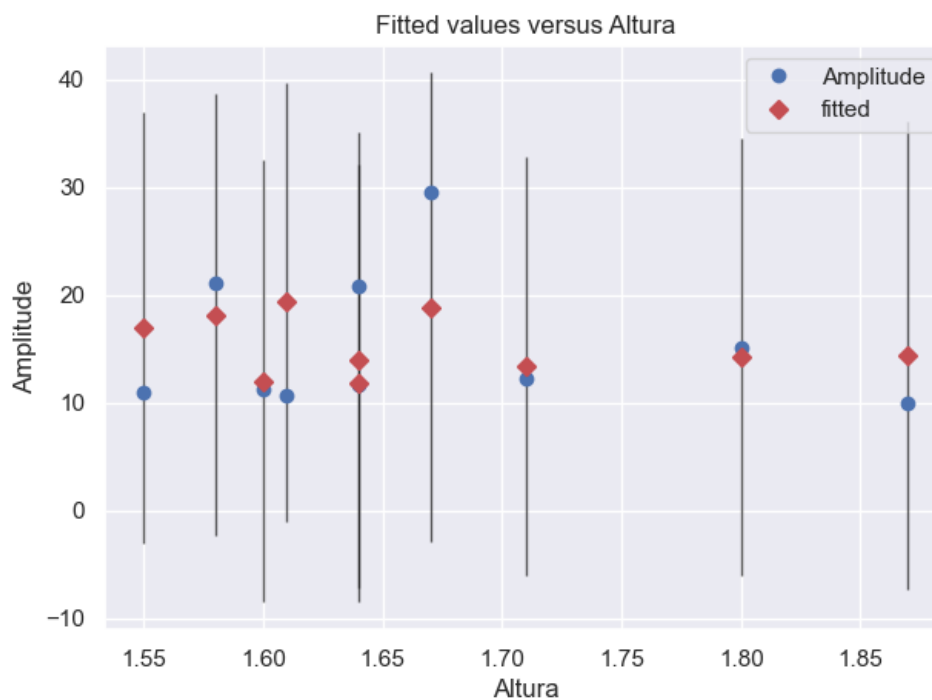


Figura 138: Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de adução horizontal sem restrição

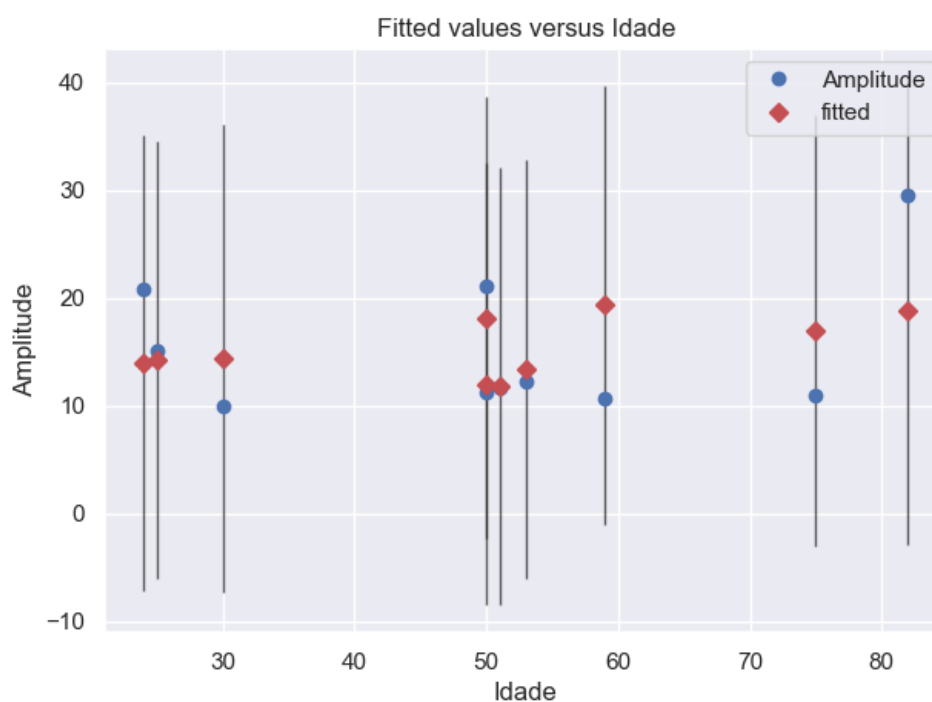


Figura 139: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de adução horizontal sem restrição

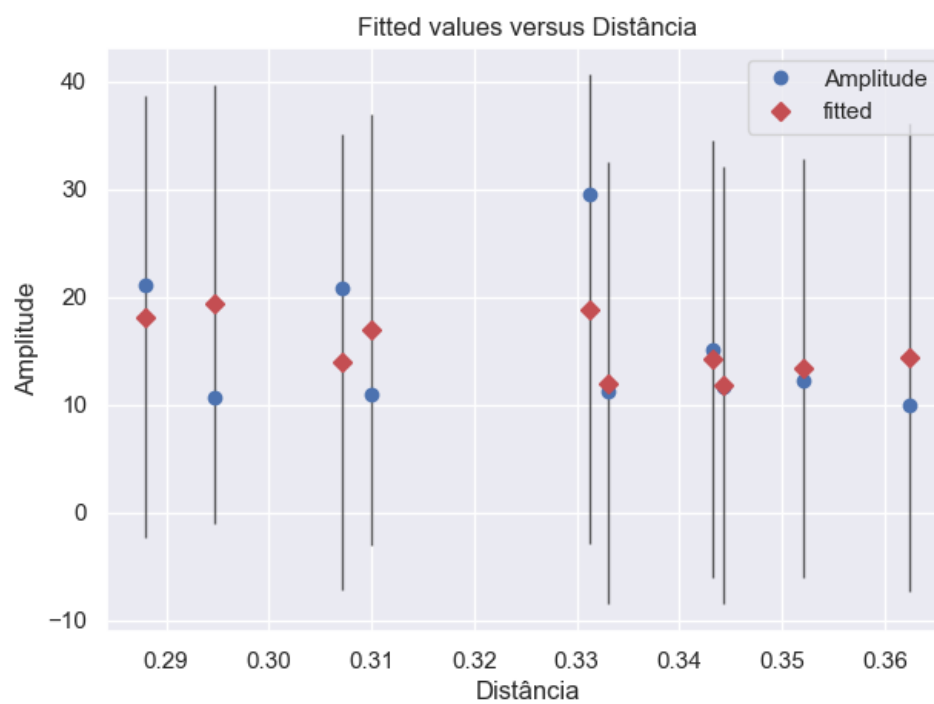


Figura 140: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de adução horizontal sem restrição

ANEXO J

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE ALCANCE AO ALVO

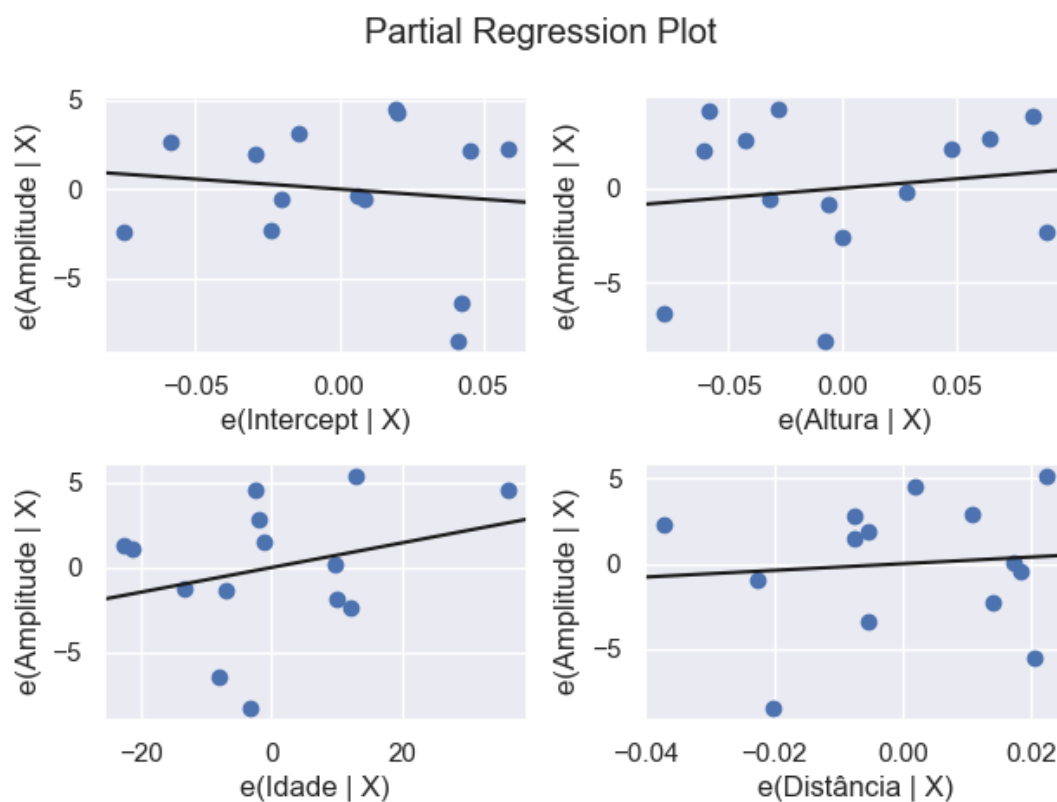


Figura 141: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo sem restrição

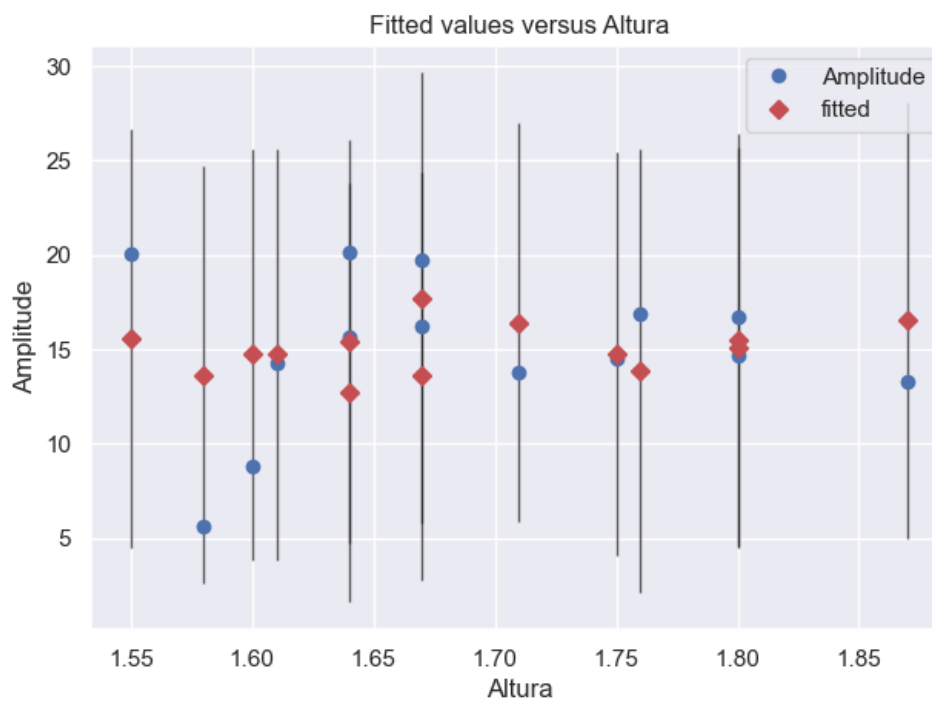


Figura 142: Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de alcance ao alvo sem restrição

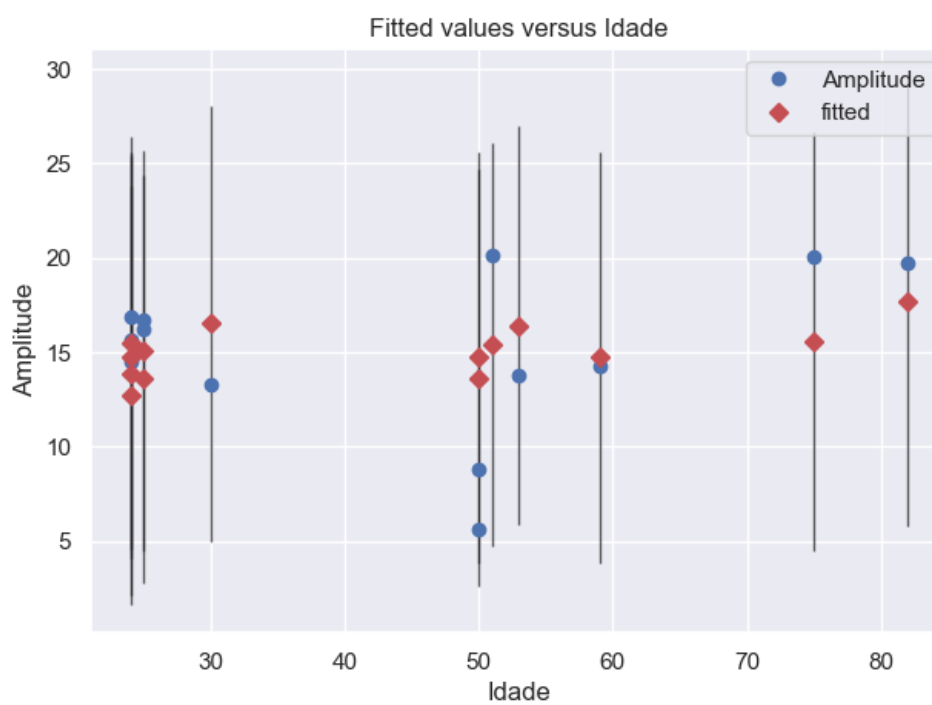


Figura 143: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de alcance ao alvo sem restrição

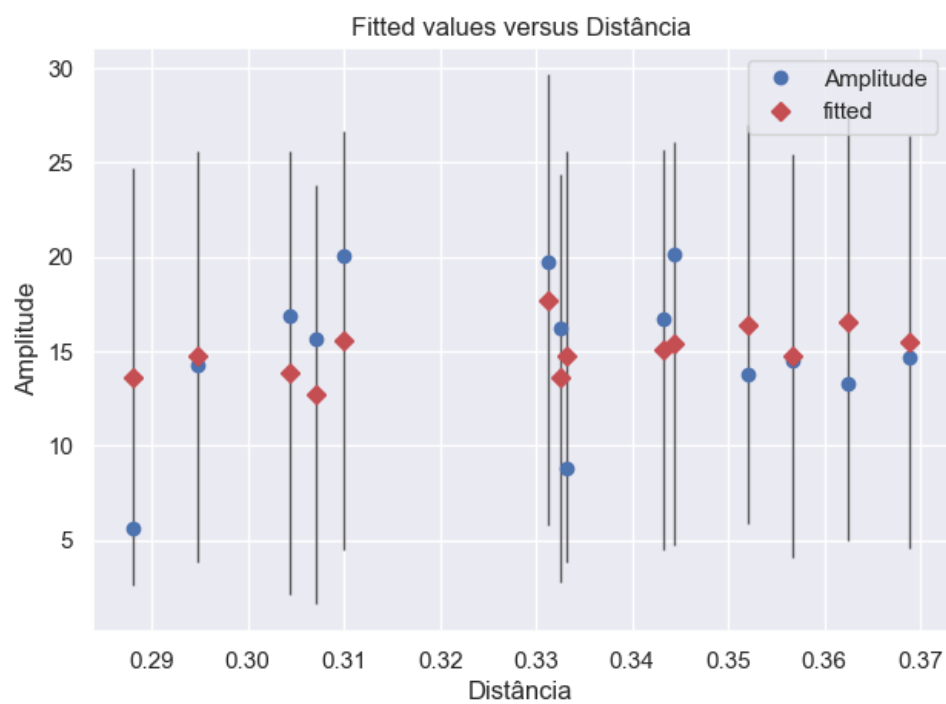


Figura 144: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de alcance ao alvo sem restrição

ANEXO K

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE APONTAR PARA O ALVO

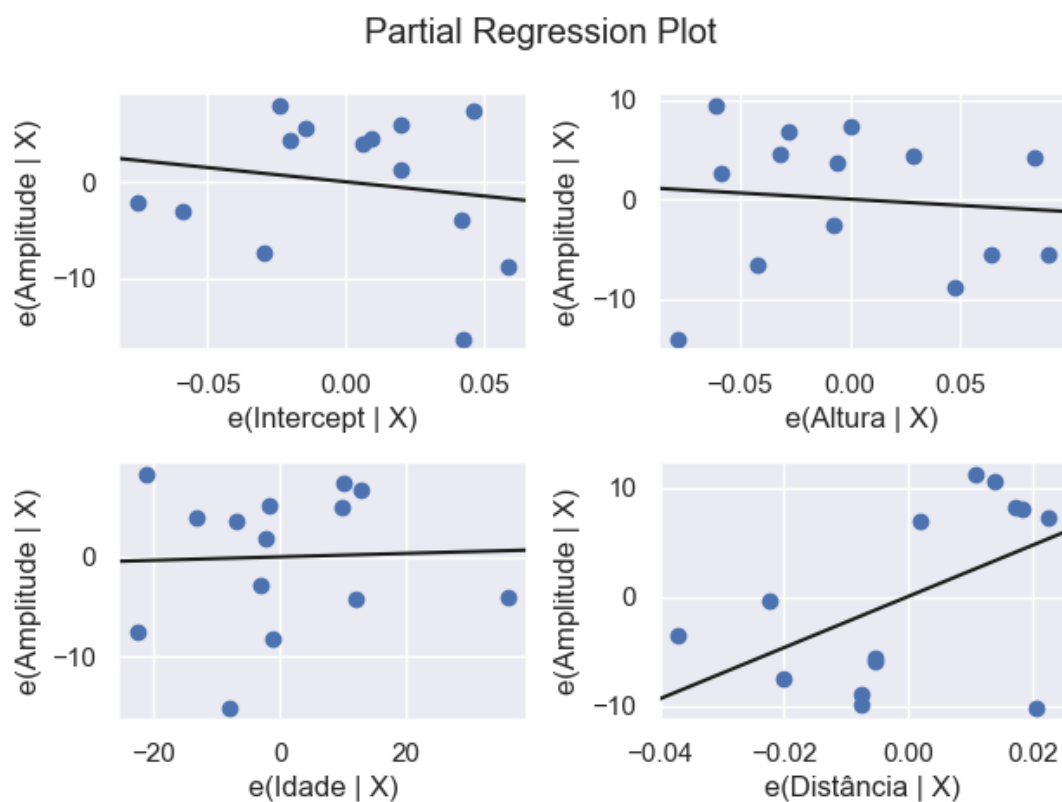


Figura 145: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de apontar para o alvo sem restrição

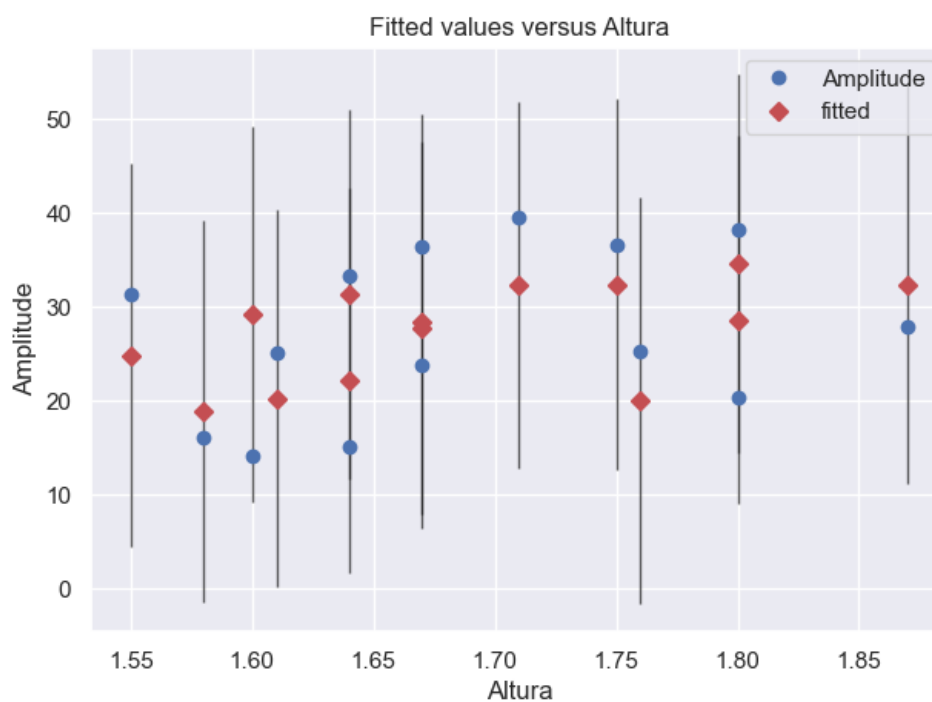


Figura 146: Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de apontar para o alvo sem restrição

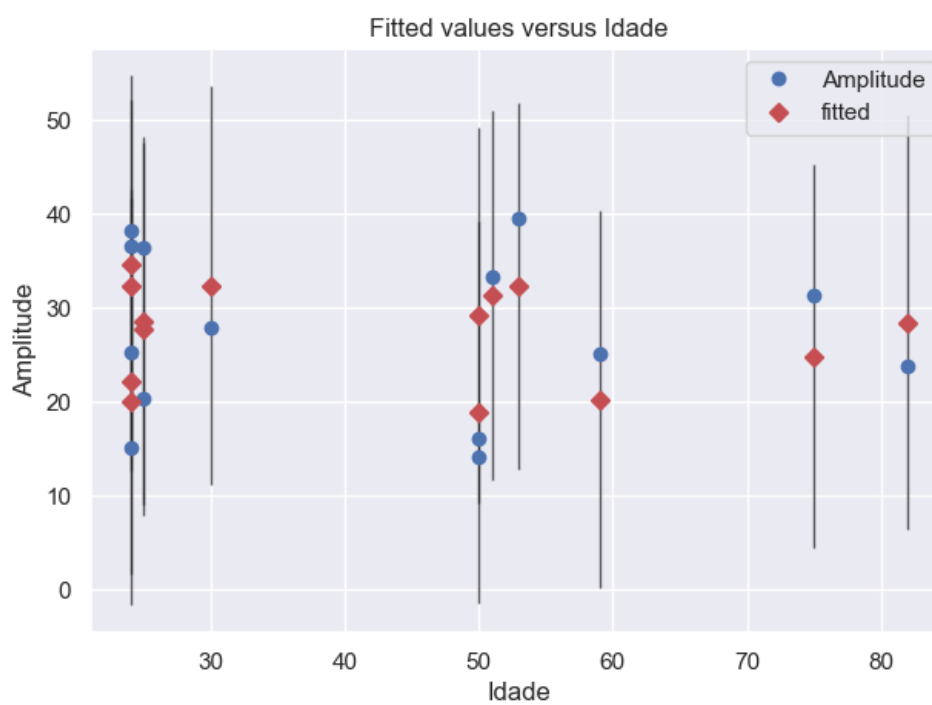


Figura 147: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de apontar para o alvo sem restrição

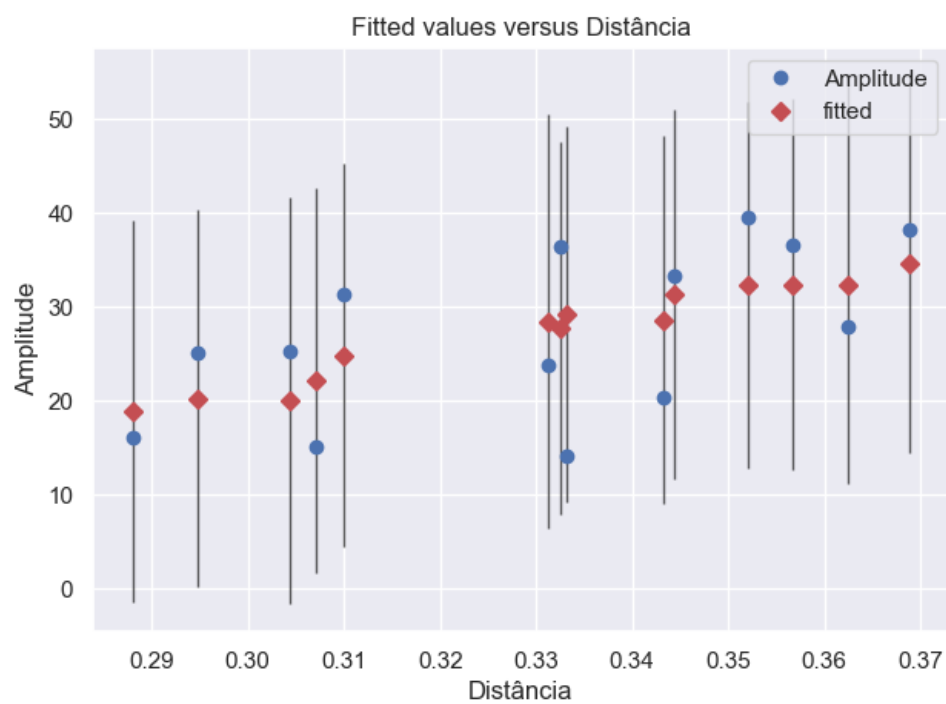


Figura 148: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de apontar para o alvo sem restrição

ANEXO L

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE EXTENSÃO (NOVA ANÁLISE)

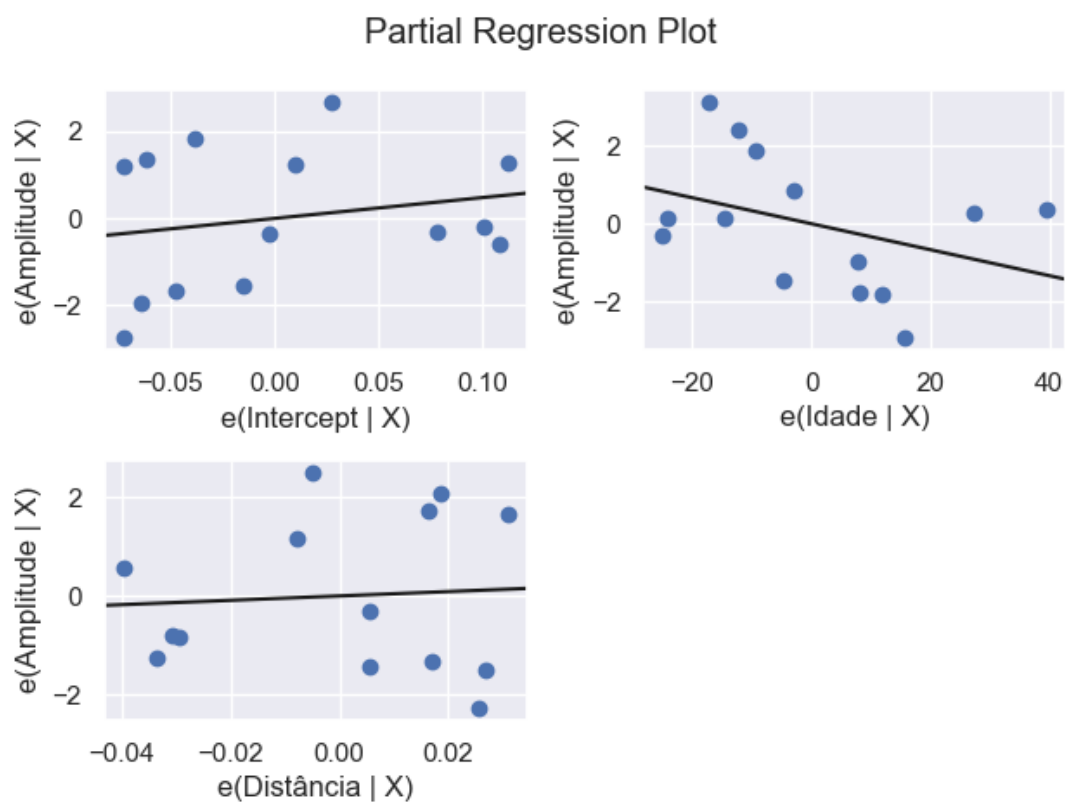


Figura 149: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de extensão sem restrição para um número maior de amostras

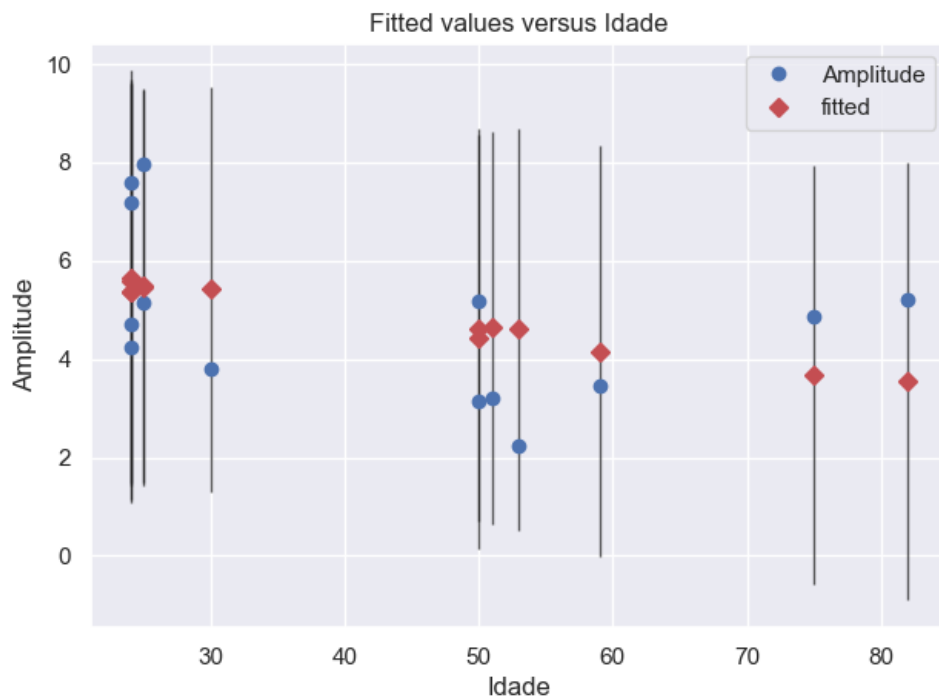


Figura 150: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de extensão sem restrição para um número maior de amostras

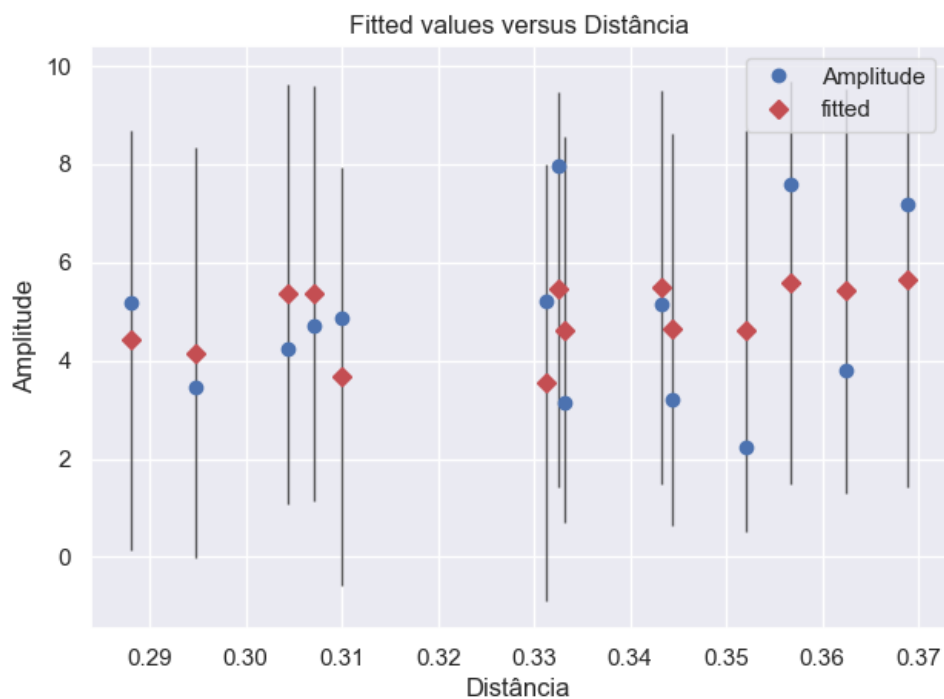


Figura 151: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de extensão sem restrição para um número maior de amostras

ANEXO M

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: SEM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE ADUÇÃO HORIZONTAL (NOVA ANÁLISE)

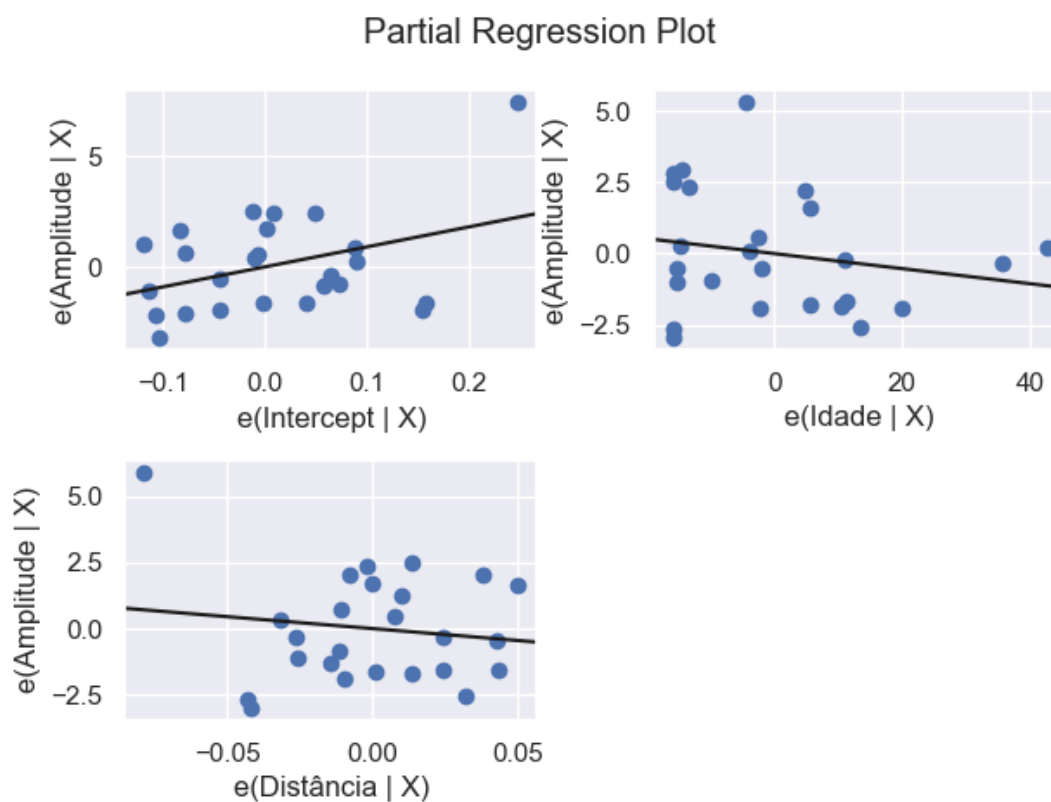


Figura 152: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal sem restrição para um número maior de amostras

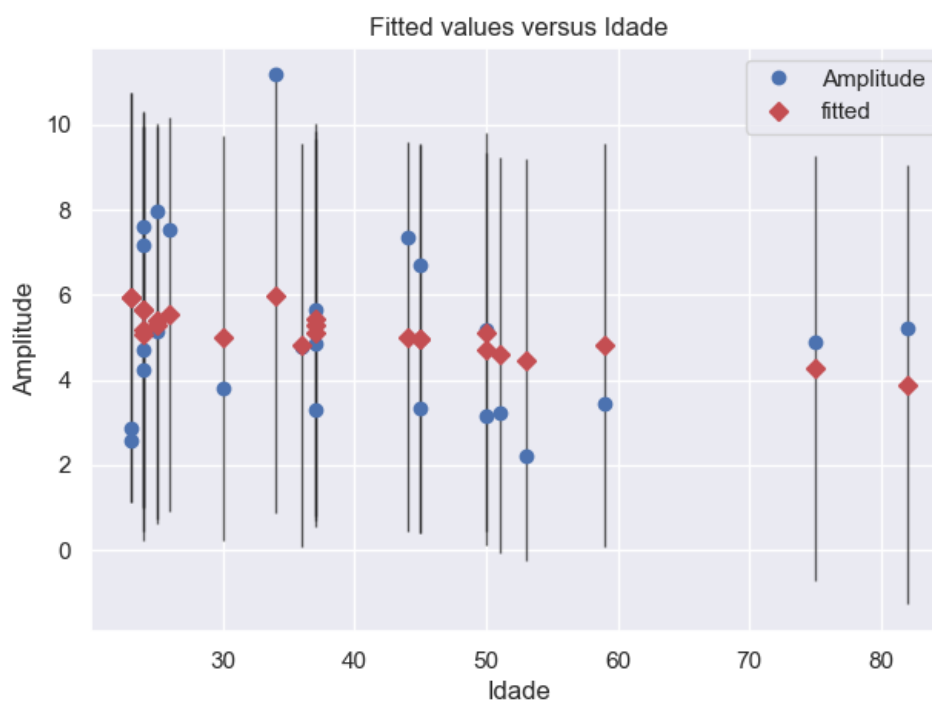


Figura 153: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de adução horizontal sem restrição para um número maior de amostras

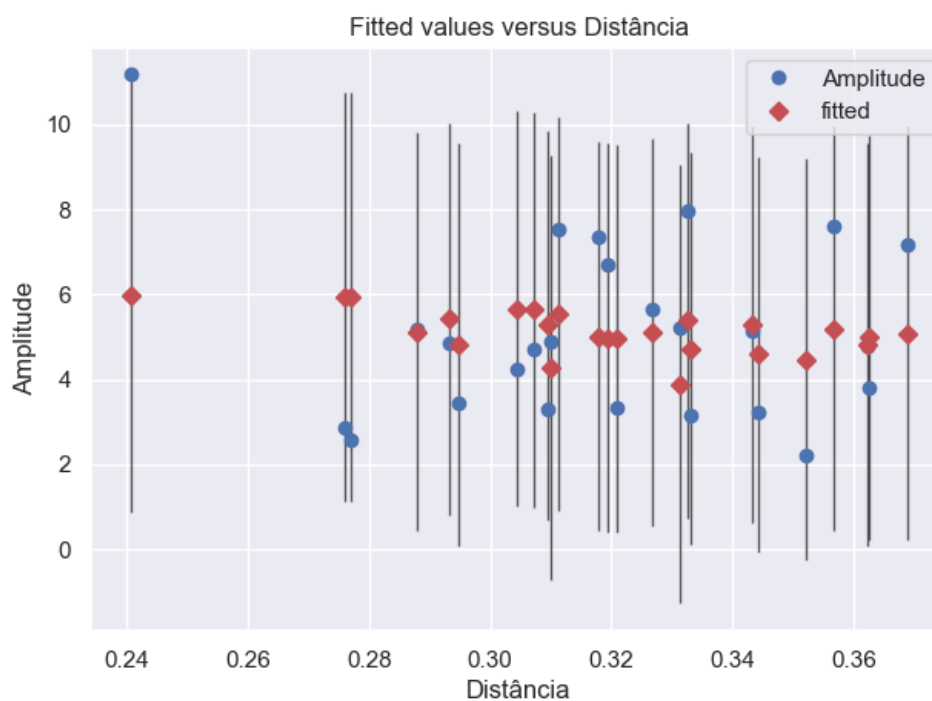


Figura 154: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de adução horizontal sem restrição para um número maior de amostras

ANEXO N

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: COM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE EXTENSÃO

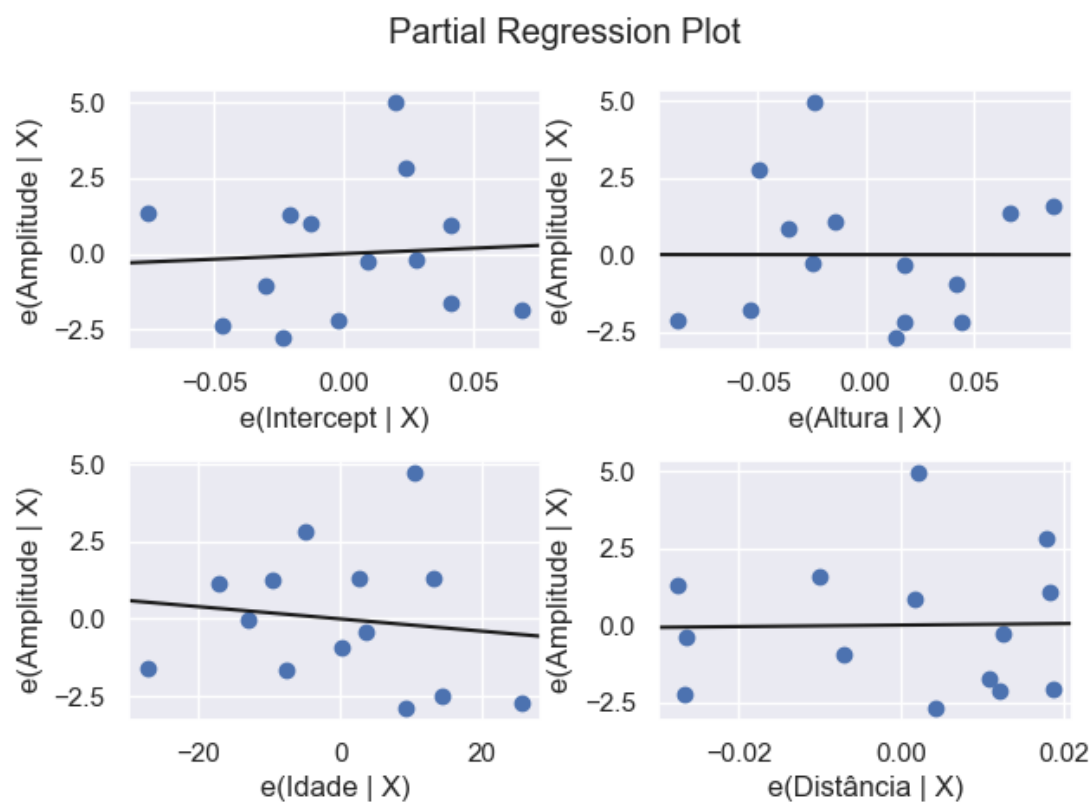


Figura 155: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de extensão com restrição

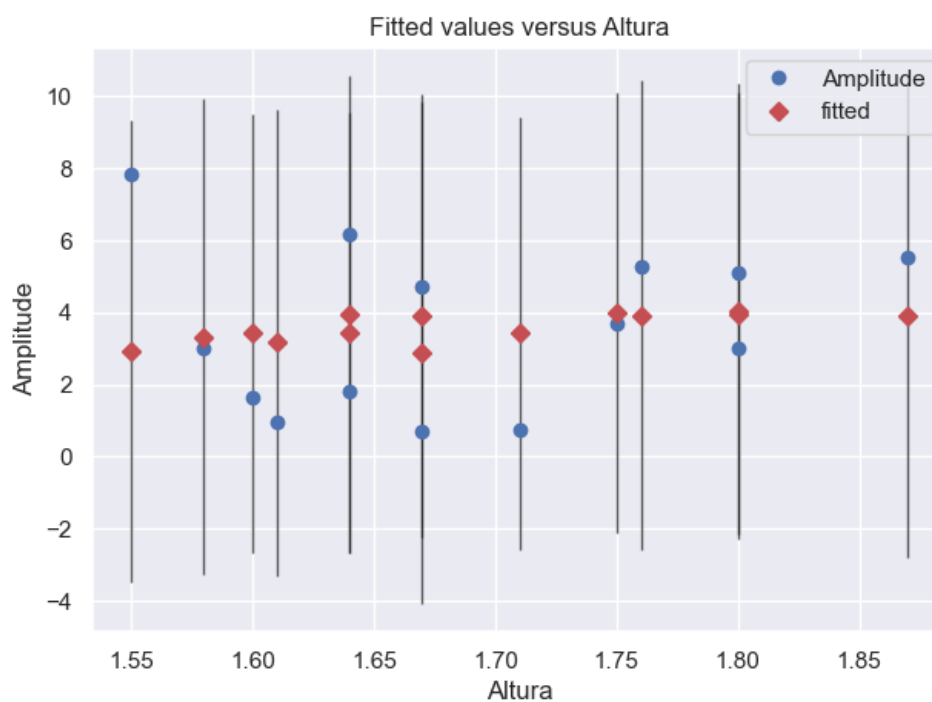


Figura 156: Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de extensão com restrição

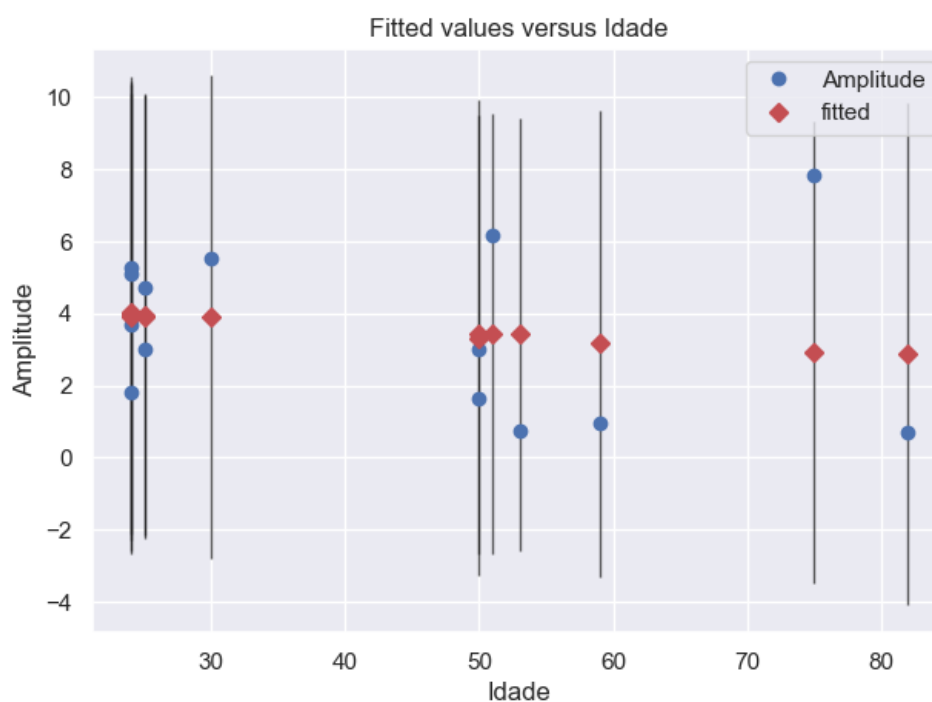


Figura 157: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de extensão com restrição

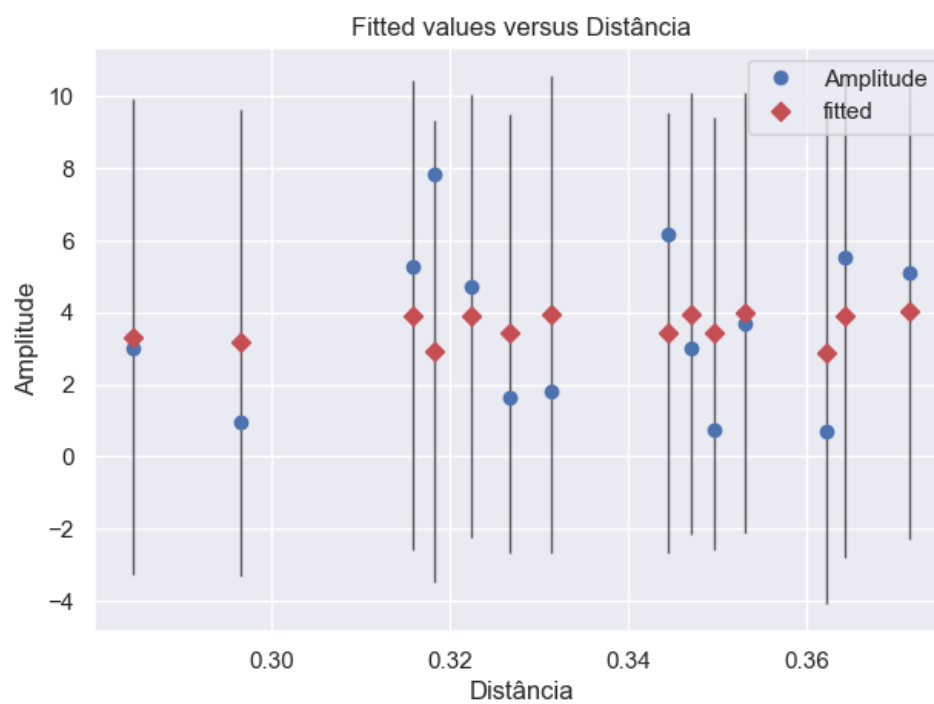


Figura 158: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de extensão com restrição

ANEXO O

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: COM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE ADUÇÃO HORIZONTAL

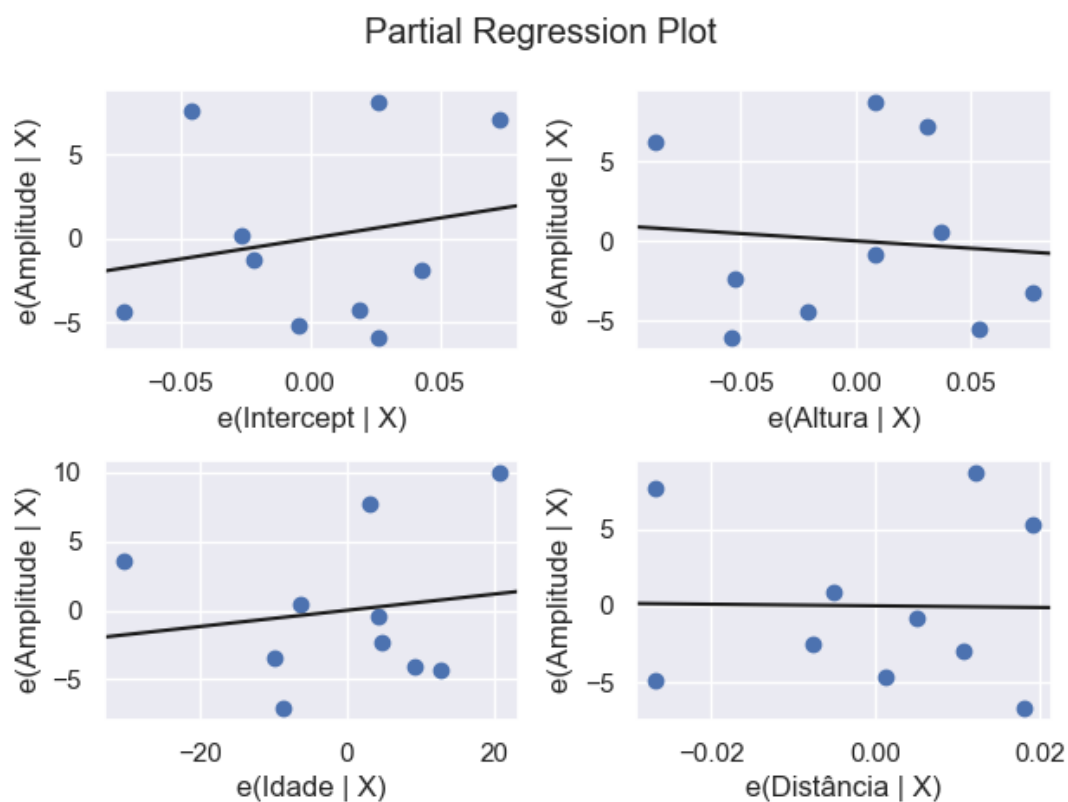


Figura 159: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de adução horizontal com restrição

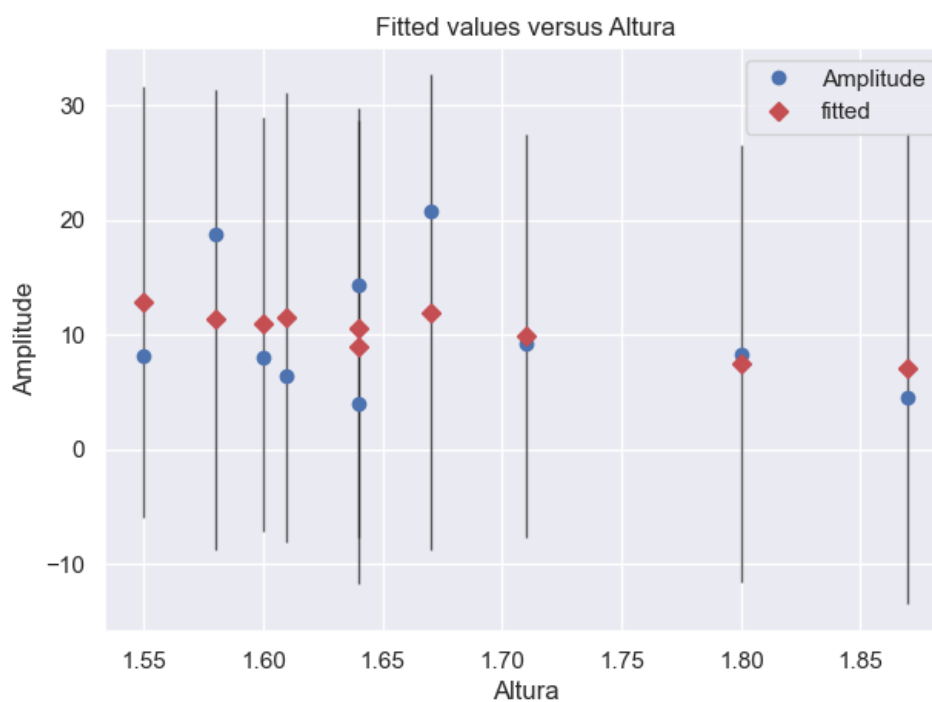


Figura 160: Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de adução horizontal com restrição

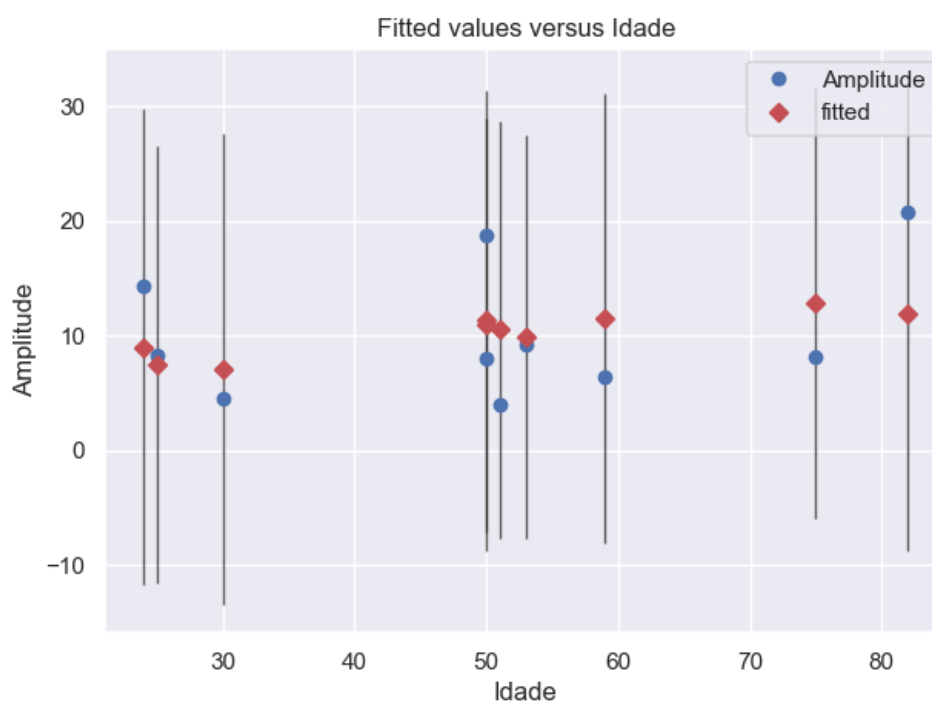


Figura 161: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de adução horizontal com restrição

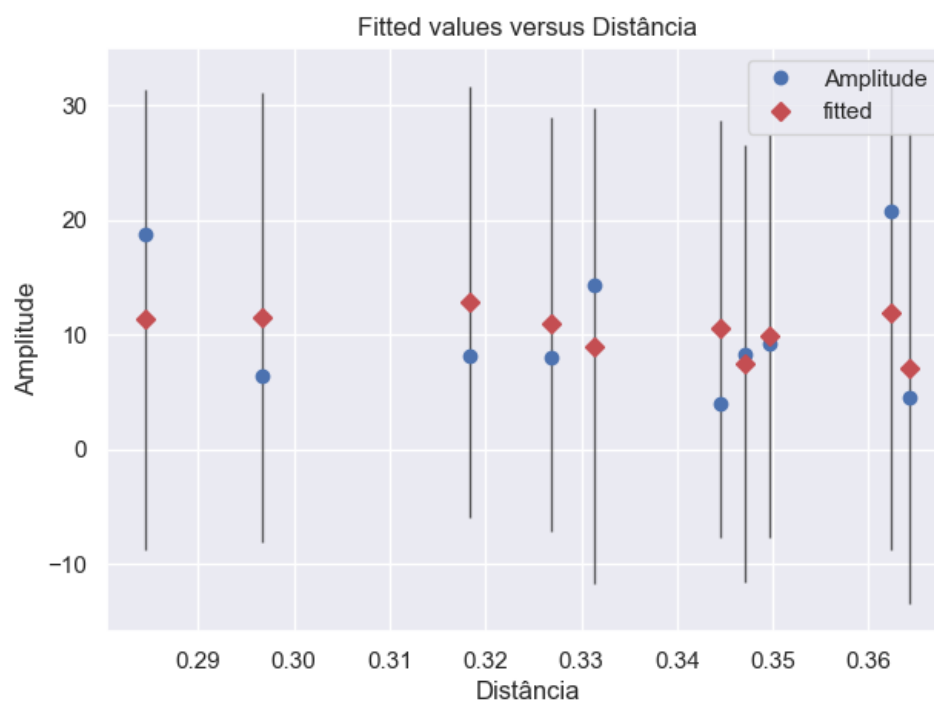


Figura 162: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de adução horizontal com restrição

ANEXO P

ANÁLISE DE INFLUÊNCIA NA AMPLITUDE: COM RESTRIÇÃO - MOVIMENTO DE ALCANCE AO ALVO

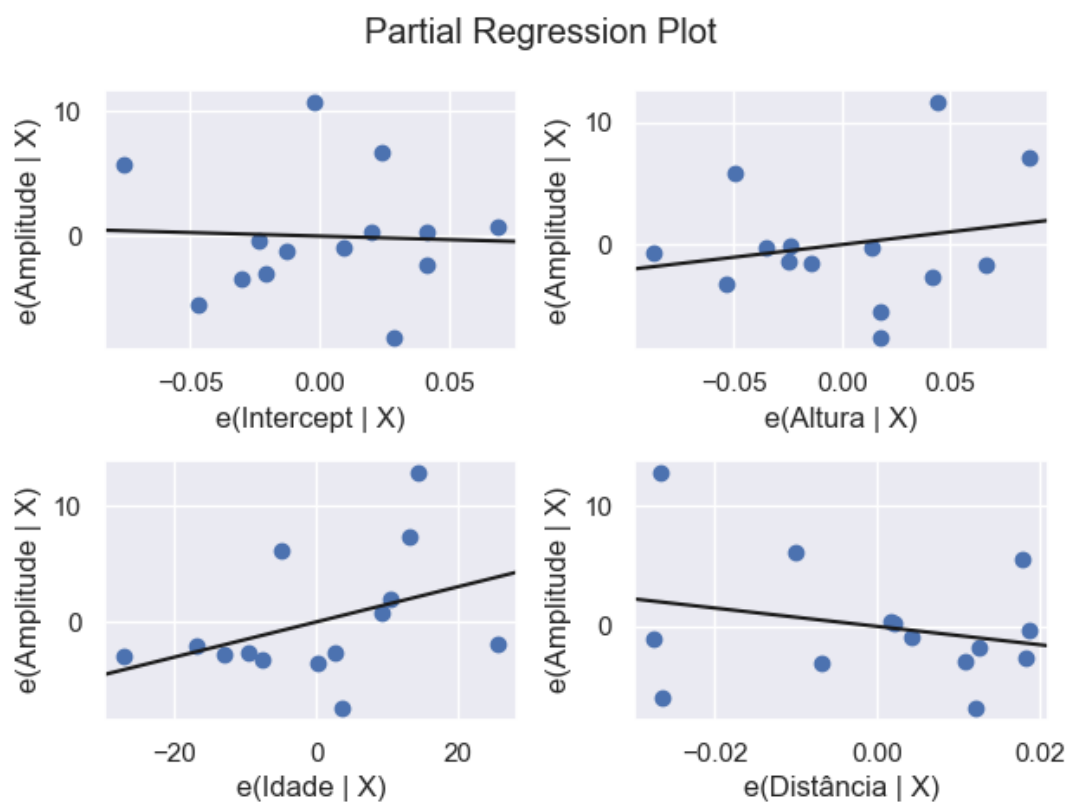


Figura 163: Gráfico do erro do modelo linear para a análise ANOVA do movimento de alcance ao alvo com restrição

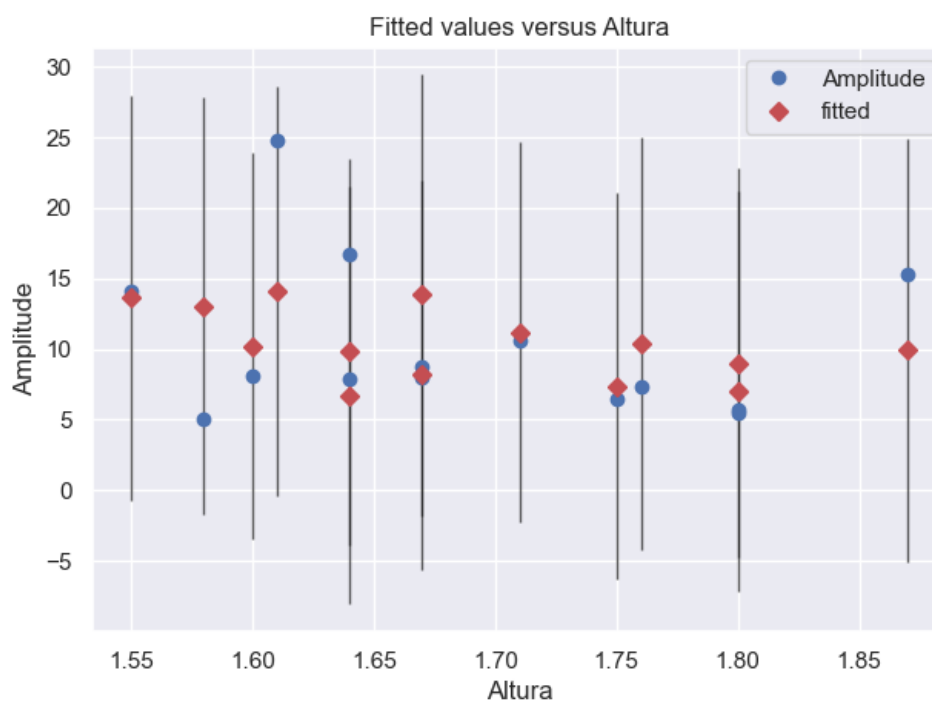


Figura 164: Gráfico da relação entre amplitude e a altura para o movimento de alcance ao alvo com restrição

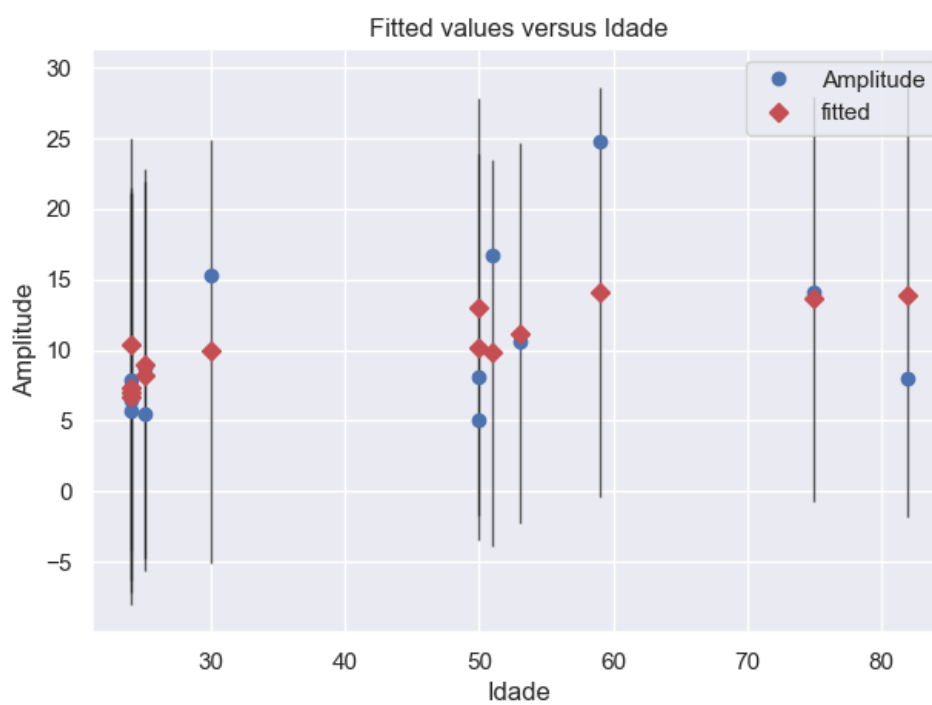


Figura 165: Gráfico da relação entre amplitude e a idade para o movimento de alcance ao alvo com restrição

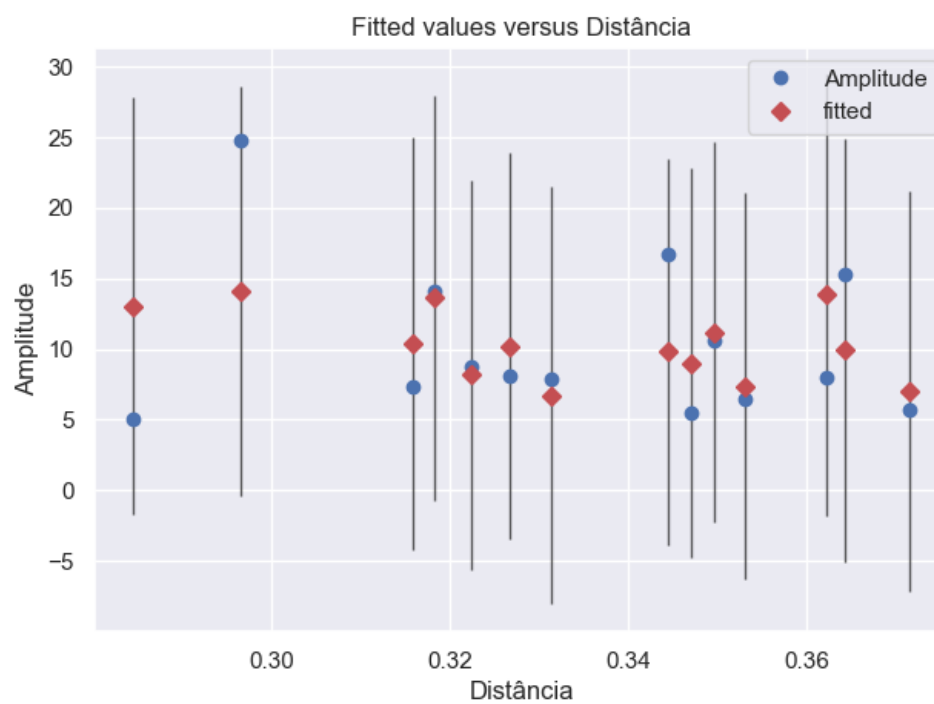


Figura 166: Gráfico da relação entre amplitude e a distância dos ombros para o movimento de alcance ao alvo com restrição