

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE
DO PORTO
INSTITUTO POLITÉCNICO DO PORTO

Ana Raquel da Silva Pereira

DIFERENÇA ENTRE OS GÉNEROS
NA ANÁLISE CINEMÁTICA E
ELETROMIOGRÁFICA DO MEMBRO
SUPERIOR DURANTE UMA ATIVIDADE
DIÁRIA DE BEBER

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Terapia Ocupacional, Área de especialização em Reabilitação Física orientada pelo Professor Doutor Rubim Santos, Coordenador da Área Científica da Física e co-orientada pela Professora Doutora Helena Sousa, docente da Área Técnico-científica de Terapia Ocupacional.

Junho, 2013

Agradecimentos

Os meus sinceros agradecimentos:

Ao Professor Doutor Rubin Santos pela prontidão, disponibilidade, motivação e partilha de conhecimentos transmitidos ao longo da realização deste trabalho.

À Professora Doutora Helena Sousa pela motivação, compreensão, dedicação, disponibilidade e pelos conselhos e conhecimentos transmitidos ao longo da realização deste trabalho.

Às Danielas pela disponibilidade e cooperação.

Ao João por tudo.

Aos meus pais pela compreensão e apoio incondicional.

A todos os meus amigos, especialmente à Andreia, Joana e Raquel, pela disponibilidade e apoio.

Resumo

As diferenças entre os géneros parecem surgir desde a origem da humanidade, quando a função do homem era caçar e da mulher fornecer cuidados às crianças e realizar trabalhos de cariz manual.

O membro superior apresenta um papel primordial na execução da maioria das atividades relevantes para o ser humano, sendo pertinente a realização de avaliações mais objetivas do mesmo.

Com a realização deste estudo pretendemos verificar se existem diferenças entre os géneros nos parâmetros eletromiográficos e cinemáticos do movimento durante uma atividade diária; perceber se os valores da eletromiografia e da cinemática do membro superior são dependentes do género à medida que a distância do objeto é alterada e ainda, levar a cabo a análise da atividade de beber.

Para tal foram avaliados parâmetros de qualidade de movimento e parâmetros de recrutamento muscular em 15 indivíduos do género feminino e 15 indivíduos do género masculino com idades compreendidas entre os 18 e os 30 anos numa atividade de beber em três momentos diferentes. Para a análise cinemática foi utilizado o software *Qualysis Motion Capture* e para a análise eletromiográfica o software *AcqKnowledge Analysis*.

Com os resultados obtidos constatamos que a percentagem de ativação muscular e os ângulos de flexão do ombro e flexão do cotovelo apresentam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$) entre os géneros, sendo o grupo feminino a apresentar valores superiores. Aferiu-se também que a percentagem de ativação do músculo Deltoide Anterior parece ser influenciado pelo género ($p < 0.05$) ao longo das três distâncias em estudo, sendo novamente o grupo feminino a apresentar valores superiores. Para além disto, aquando do movimento de alcançar, verificaram-se evidências estatísticas ($p < 0.05$) do envolvimento do tronco em todas as distâncias de alcance do objeto, inclusive numa distância inferior ao comprimento do braço.

Este estudo permitiu a descrição detalhada da eletromiografia e cinemática do movimento do membro superior de alcançar e transportar numa atividade diária, bem como uma comparação da mesma entre o grupo masculino e grupo feminino.

Palavras-chaves: Análise eletromiográfica; Análise Cinemática; Atividade diária de beber; Diferenças entre os géneros; Avaliações específicas do membro superior.

Abstract

The gender differences seem to arise from the origin of mankind, when the man function was to hunt and the woman's was to provide care for children and perform manual work.

The upper limb has a key role in the execution of most activities important to humans, thus it is relevant to do more objective assessments of it.

With this study we want to observe if there is gender differences in EMG and kinematic parameters of the movement during a daily activity; realize if the values of electromyography and kinematics of the upper limb are dependent on gender as the object distance is changed and also to carry out an analysis of the activity of drinking.

For such quality of movement parameters were assessed as well as muscle recruitment parameters in 15 female individuals and 15 males subjects aged between 18 and 30 years of old during the activity of drinking at three different times. For kinematic analysis Qualysis Motion Capture software was used and for EMG analysis AcqKnowledge Analysis software.

With the results we found that the percentage of muscle activation and the angles of shoulder flexion and elbow flexion were statistically significant differences ($p < 0.05$) between the genders, having the female group higher values. We also realize that the percentage of activation of the anterior deltoid muscle appears to be influenced by gender ($p < 0.05$), during the three distances in the study, and again the female group present higher values. Moreover, when moving to reach out, there is statistical evidence ($p < 0.05$) that the trunk is involved in all of the three distances from the object range, including a distance less than the length of the arm.

This study provided a detailed description of electromyography and kinematics of the upper limb movement to achieve and carry on daily activities, as well as a comparison of the same between male and female groups.

Keywords: Electromyographic analysis; Kinematic Analysis, Activity daily drinking; Differences between genders; Specific assessments of the upper limb.

Índice

Índice de Abreviaturas	vi
Índice de Tabelas	vii
Índice de Figuras.....	ix
Introdução	1
CAPITULO I - Revisão Bibliográfica.....	3
1. Diferenças entre os géneros	4
2. Membro Superior	7
3. Eletromiografia do Membro Superior.....	9
4. Análise Cinemática do Membro Superior	13
4.1 Sistemas visíveis com marcadores.....	14
4.2 Sistemas visíveis com marcadores.....	15
4.3 Sistemas não visíveis	15
CAPITULO II - Metodologia	17
1.1 Desenho de estudo	18
1.2 Amostra.....	18
1.3 Instrumentos	19
1.4 Métodos de Tratamento de Dados	20
1.4.1 Procedimentos.....	20
1.4.2 Análise dos dados	25
1.4.3 Estatística.....	28
1.5 Princípios Éticos	28
CAPITULO III - Resultados.....	30
1. Eletromiografia	31
1.1 Ativação Muscular.....	31

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

1.2	Percentagem de Ativação Muscular	34
2.	Cinemática	38
2.1	Tempo de movimento	38
2.2	Velocidade Máxima	40
2.3	Deslocamento do Tronco	41
2.4	Ângulos	43
2.4.1	Ângulo do Ombro no Plano Sagital	43
2.4.2	Ângulo do Ombro no Plano Frontal	44
2.4.3	Ângulo do Cotovelo no Plano Sagital	45
2.4.4	Ângulo do Punho no Plano Frontal	46
2.5	Índice de Curvatura do Movimento	47
2.6	Unidades motoras	48
	CAPITULO IV - Discussão.....	49
	Conclusões	59
	Bibliografia	61
	Anexos	68
	Anexo I	71
	Anexo II	74
	Anexo III.....	77

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

DA – Deltoide Anterior

B - Bicípite

T – Tricípite

FSD – Flexor Superficial dos Dedos

ECD – Extensor Comum dos Dedos

CVIM - Contrações voluntárias isométricas máximas

RMS – *Root Mean Square*

T0: posição inicial

Fase T1: alcançar garrafa

Fase T2: transporte da garrafa da mesa à boca

Fase T3: transporte da garrafa da boca à mesa

Fase T4: voltar à posição inicial.

ICM - Índice de curvatura de movimento

UM - Unidades motoras

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Caracterização da amostra em termos de média e desvio padrão.....	18
Tabela 2 - Tempo de ativação muscular em termos descritivos através dos valores médios e desvio-padrão do tempo de ativação muscular em segundos (s) e respectiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 60% da atividade de beber em ambos os grupos.	31
Tabela 3 - Tempos de ativação muscular em termos descritivos através dos valores médios e desvio-padrão do tempo de ativação muscular em segundos (s) e respectiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 100% da atividade de beber em ambos os grupos.	32
Tabela 4 - Tempo de ativação muscular em termos descritivos através dos valores médios e desvio-padrão do tempo de ativação muscular em segundos (s) e respectiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 140% da atividade de beber em ambos os grupos.	33
Tabela 5 - Percentagem de ativação muscular de cada um dos músculos em análise em cada uma das quatro fases do movimento e respectiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova na distância de 60% da atividade de beber em ambos os grupos.	34
Tabela 6 - Percentagem (%) de ativação muscular de cada um dos músculos em análise em cada uma das quatro fases do movimento e respectiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 100% da atividade de beber em ambos os grupos.	35
Tabela 7 - Percentagem de ativação muscular de cada um dos músculos em análise em cada uma das quatro fases do movimento e respectiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 140% da atividade de beber em ambos os grupos.	36
Tabela 8 - Efeito do aumento da distância do objeto na percentagem de ativação muscular. Análise de variância.....	36
Tabela 9 - Diferenças estatísticas no tempo total de movimento entre os grupos feminino e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.....	38

Tabela 10 - Efeito do aumento da distância do objeto no tempo total de movimento. Análise de variância.....	39
Tabela 11 - Diferenças estatísticas na velocidade máxima entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber	40
Tabela 12 - Diferenças estatísticas no deslocamento máximo do tronco entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.	41
Tabela 13 - Efeito do aumento da distância do objeto no deslocamento do tronco. Análise de variância.....	41
Tabela 14 - Diferenças estatísticas no ângulo máximo do ombro no plano sagital entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.	43
Tabela 15 - Efeito do aumento da distância do objeto no ângulo máximo de flexão do ombro. Análise de variância.	43
Tabela 16 - Diferenças estatísticas no ângulo máximo de abdução do ombro entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.	44
Tabela 17 - Diferenças estatísticas no ângulo máximo de flexão do cotovelo entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.	45
Tabela 18 - Diferenças estatísticas no ângulo máximo de desvio cubital do punho entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.	46
Tabela 19 - Diferenças estatísticas no índice de curvatura entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.	47

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Localização dos marcadores refletos na vista anterior (a) e vista posterior (b).	22
Figura 2 - Localização dos elétrodos na vista anterior (a) e vista posterior (b).....	23
Figura 3 - Posição inicial do movimento na vista anterior (a) e vista posterior (b).	25
Figura 4 - Imagem ilustrativa de sequência de movimento aquando da recolha de dados, em que T0 corresponde à posição inicial, T1 ao alcance da garrafa, T2 ao transporte da garrafa até à boca, T3 ao transporte da garrafa de regresso até à mesa e T4 o regresso à posição inicial.	25

INTRODUÇÃO

As primeiras diferenças entre seres da mesma espécie são demarcadas pelo sexo e são determinadas pela presença ou ausência de cromossomas Y. Tal, determina o curso dos acontecimentos na formação do ser após a produção genética. Assim, é natural homens e mulheres terem diferenças físicas evidentes no tamanho, força, forma de genitais e outros locais do corpo e distribuição dos pêlos (Kimura, 1999).

Tais diferenças são evidentes também ao nível das habilidades motoras. (Hall & Kimura, 1995; Nicholson & Kimura, 1996; Halpern, 1997).

Kimura (2004) preconiza que desde a origem da humanidade são verificadas diferenças entre os géneros, visto que o homem tinha como função caçar e a mulher tinha como função fornecer cuidados às crianças e realizar trabalhos de cariz manual (2004).

O membro superior apresenta um papel extremamente importante na execução de diversas Atividades da Vida Diária (AVD) tais como, comer, beber, vestir, assim como nas atividades de vida diária instrumentais (AVDI) e atividades de lazer (Murphy et al, 2006).

Dado o papel primordial do membro superior para a execução de diferentes tarefas do dia a dia torna-se fundamental que o Terapeuta Ocupacional conheça de forma aprofundada algumas características do gesto desenvolvido por este segmento.

Por esta razão, é necessário o desenvolvimento de avaliações mais objetivas, visando intervenções mais sustentadas e efetivas por parte do Terapeuta Ocupacional.

Da revisão bibliográfica efetuada observou-se que a maioria dos estudos científicos debruçaram-se no estudo das diferenças entre géneros na cinemática do movimento e recrutamento muscular no membro inferior. Porém, nenhum estudo realizou esta análise ao nível do membro superior.

Por esta razão achou-se pertinente definir como objetivos principais deste trabalho:

- Perceber se existem diferenças na eletromiografia e cinemática do membro superior nos movimentos de alcançar e agarrar entre os géneros feminino e masculino em jovens adultos durante uma atividade de beber.
- Perceber se os valores da eletromiografia e da cinemática do membro superior são dependentes do género à medida que a distância do objeto é alterada.

- Realizar uma análise eletromiográfica e cinemática completa do movimento de alcançar e agarrar numa atividade de beber.

Assim, com o intuito de responder adequadamente aos objetivos propostos anteriormente, este trabalho foi estruturado em quatro capítulos.

No capítulo I foi realizada uma revisão bibliográfica acerca das diferenças entre os géneros e o papel do membro superior, bem como dos meios existentes para mensurar os parâmetros eletromiográficos e cinemáticos do movimento do membro superior. No capítulo II foi exposta a metodologia utilizada neste estudo, tendo sido caracterizada a amostra, os instrumentos, os procedimentos e os princípios éticos. No capítulo III foram analisados os resultados obtidos e, por último, no capítulo IV estes resultados foram interpretados e discutidos.

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

CAPITULO I

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo, será realizada uma abordagem aos construtos teóricos acerca das diferenças entre os géneros e principais estudos realizados acerca desta problemática; o papel do membro superior na execução das diferentes atividades diárias e a pertinência de avaliações mais eficazes por parte do terapeuta ocupacional; e a eletromiografia e cinemática como métodos de avaliação do movimento do membro superior.

1. Diferenças entre os géneros

Os homens e mulheres apresentam diferenças evidentes nas habilidades motoras. Os indivíduos do sexo masculino demonstram melhor desempenho em habilidades motoras grossas, enquanto indivíduos do sexo feminino apresentam melhores desempenhos em habilidades motoras finas (Hall & Kimura, 1995; Nicholson & Kimura, 1996; Halpern, 1997).

O SNC comanda habilidades motoras finas, assim como todos os outros tipos de habilidades e comportamentos humanos (Doya, 2000; Hikosaka e colaboradores, 2002; Miall, 2002).

As habilidades são características comportamentais que são controladas pelo sistema nervoso e que permanecem abertas às modificações, apesar de fortemente formatadas pela organização neuronal. Os mecanismos hormonais influenciam nas diferenças entre o comportamento feminino e masculino. Estas diferenças vão além das características comuns já conhecidas, pois a diferenciação sexual reflete-se também na estrutura e morfologia do sistema nervoso central (SNC) (Kimura, 1999).

Estas diferenças sexuais da suscetibilidade do cérebro humano trazem evidências de diferenças nos estilos cognitivos, que não podem ser simplesmente atribuíveis a diferenças de experiências sociais, e vêm refletir em diferenças de gênero masculino e feminino em capacidades específicas, ou seja, mulheres e homens, meninos e meninas são diferentes no desempenho de certas habilidades (Kandell e colaboradores, 2000).

Os programas motores existentes na medula e no tronco encefálico, que seriam suficientes para um organismo retirar-se do perigo, procurar comida e manter-se contra a gravidade, não são suficientes para o ser humano. O ser humano evoluiu e desenvolveu habilidades para explorar o meio ambiente (Doya, 2000; Hikosaka e colaboradores, 2002; Miall, 2002).

Assim, evolutivamente foi desenvolvida uma habilidade para processar informações de forma discriminada com recetores capazes de fornecer impulsos nervosos para fibras aferentes aptas para conduzir rapidamente estímulos de múltiplas fontes. Tal processo levou a que o sistema sensório-motor evoluísse de forma a produzir movimentos mais discretos e finos através do isolamento do movimento nos segmentos (Umphred, 1994).

Um estudo realizado por Lissek et al. (2007) comparou os padrões de ativação cerebral em homens e mulheres durante o desempenho de uma tarefa motora fina. Estes autores constataram que homens e mulheres exibem diferenças substanciais na ativação cerebral durante a sequência do controlo motor. Assim, neste estudo, os indivíduos do sexo feminino apresentaram níveis mais elevados de ativação nas regiões corticais e os indivíduos do sexo masculino na região subcortical. Tal reforça a suposição de que habilidades motoras semelhantes podem ser alcançadas por uma organização cerebral funcional diferencial, específicas em cada género (Lissek et al., 2007).

Segundo Kimura (2004) as diferenças entre os géneros surgem desde os primórdios da humanidade, quando o homem saía para caçar, enquanto a mulher permanecia com as crianças, realizando a colheita dos alimentos e trabalhos de cariz manual. Tal parece estar assente na hipótese evolucionária caçador coletor que segundo o mesmo autor é importante no fornecimento de um paradigma para a compreensão do comportamento sexual humano diferenciado, uma vez que é capaz de gerar hipóteses que podem ser testadas.

Assim, a hipótese *evolucionária caçador coletor* sugere que existem diferenças entre os sexos a nível do desempenho das tarefas. Estas diferenças surgiram a partir de um processo de seleção natural cujo desenvolvimento do cérebro e das estruturas do corpo se apoiava nas competências motoras e cognitivas necessárias para caçar no caso do sexo masculino e colher no caso do sexo feminino (Silverman and Eals, 1992).

Desta forma, segundo Sanders & Perez (2007) os homens como caçadores, deveriam demonstrar melhores desempenhos em tarefas direcionadas para o espaço distante, recrutando os grandes músculos proximais do membro superior. Estas habilidades facilitariam a localização de um alvo, de uma presa aquando da caça e precisão para apontar e atirar uma arma. Por outro lado, as mulheres como coletoras deviam apresentar melhor desempenho nas tarefas direcionadas num espaço curto fazendo uso dos pequenos músculos distais do punho e dedos.

As previsíveis diferenças de sexo nestes aspetos do controlo motor e processamento visual foram recentemente demonstrados. Em dois estudos realizados numa tarefa controlada

com computadores, as mulheres mantiveram contacto com o alvo por mais tempo quando utilizaram as suas mãos para realizar o controlo do cursor a partir do joystick do que quando usaram os seus braços para controlar o cursor a partir do joystick comprido. Os homens apresentam melhor desempenho com os braços do que com as mãos (Sanders & Walsh, 2007). Numa tarefa de estimativa de tempo e duas tarefas de completar dois puzzles, as mulheres realizaram com maior eficácia quando a informação visual foi apresentada mais próxima do que quando mais afastada, enquanto os homens eram mais eficazes quando o input era apresentado mais distante (Sanders, Sinclair & Walsh, 2007).

Assim, conclui-se que estes estudos apresentam resultados significativos entre o género e espaço, com os indivíduos do sexo masculino significativamente melhores em tarefas mais distantes e indivíduos do sexo feminino significativamente melhores em tarefas mais próximas (Sanders & Perez, 2007).

Desta forma, segundo esta teoria pressupõe-se que os homens terão melhores desempenhos quando utilizam os músculos proximais do membro superior e num espaço distante e as mulheres terão melhor desempenho ao utilizarem os músculos distais das extremidades do membro superior e num espaço mais próximo (Sanders & Perez, 2007).

Para além disto, como focado anteriormente as mesmas tarefas realizadas por indivíduos de géneros diferentes apresentam ativações de regiões cerebrais distintas de acordo com o género. Assim, segundo Kimura (2006), existem diferenças no desempenho motor entre os géneros devido às estratégias de movimento desiguais adotadas por homens e mulheres. Para este autor, estas estratégias no sexo masculino enfatizam a velocidade e no sexo feminino precisão.

Vários estudos têm sido desenvolvidos acerca das diferenças entre os géneros na cinemática e recrutamento muscular do membro inferior no ser humano (Schmitz, Kulas, Perrin, Riemann, Shultz 2007; Lephart et al., 2002), tendo um deles constatado que os padrões da marcha entre indivíduos do género feminino e masculino são diferentes. (Murray, 1964, Murray, 1970)

Porém, nenhum estudo se debruçou em perceber possíveis diferenças entre indivíduos adultos de diferentes géneros na cinemática e recrutamento muscular do membro superior.

2. Membro Superior

O membro superior apresenta um papel extremamente importante na execução de diversas Atividades da Vida Diária (AVD) tais como, comer, beber, vestir, assim como nas atividades de vida diária instrumentais (AVDI) e atividades de lazer (Murphy et al, 2006).

Uma das principais funções, do membro superior é a preensão, geralmente descrita como um ato coordenado de alcançar (reaching) e agarrar (grasping) os objetos e a sua respetiva manipulação, sendo assim, este o objetivo funcional de todo este ato motor (Veber, Bajd, and Munih 2007; Wang 1999). O comportamento de alcançar ocorre em todas as atividades do quotidiano e tende a desenvolver-se por volta dos 5 meses de idade (von Hofsten & Lindhagen, 1979) ou poderá mesmo ocorrer mais cedo caso a cabeça da criança esteja estável (Amiel-Tison & Grenier, 1983). Portanto, o controlo postural do tronco que surge aos 5 meses de idade é essencial para o aparecimento do movimento de alcançar. O controlo postural é fundamental para existir o controlo do centro de massa do corpo sobre a base de suporte sem perder o equilíbrio (Westcott & Burtner, 2004). Assim, um bom controlo postural é um dos pré-requisitos para que o movimento de alcançar seja eficaz nas diferentes direções e distancias, (Spencer, Vereijken, Diedrich, & Thelen, 2000). Desta forma, conclui-se que o movimento de alcançar por parte do membro superior está diretamente interrelacionada com o controlo postural (Yun-Huei, You & Cherng, 2010).

Por isto, percebe-se que o alcançar e agarrar são movimentos básicos e importantes do membro superior que envolvem a interação de múltiplas articulações. Segundo as teorias do controlo motor existem subsistemas neuronais e musculoesqueléticos específicos que contribuem para a coordenação destes movimentos multi articulares (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Sequelas resultantes de lesões do Sistema Nervoso Central e doenças musculoesqueléticas estão comumente associadas a diminuições na função do membro superior. Assim, uma alteração na sua função pode limitar significativamente, a atividade e participação dos indivíduos ao nível das diferentes áreas da ocupação (Broeks J., Lankhorst G., Rumping K, Prevo A., 1999; Early & Pedretti, 2005).

Como supracitado o movimento normal de alcançar é realizado por mais que uma articulação e é caracterizado por ser um movimento suave com perfis de velocidade em forma de sino e trajetórias retas (Kuhtz-Buschbeck JP, Stolze H, Johnk K, Boczek-Funcke A, Illert M., 1998), o que indica que o movimento de alcançar se assume como um movimento antecipatório pré-programado (Ghez C, Gordon J, Ghilardi MF, 1995).

O terapeuta ocupacional é um dos profissionais de saúde envolvidos na reabilitação do membro superior, apresentando como principal premissa aumentar a qualidade do desempenho ocupacional, reforçando o significado que cada cliente vai encontrar na ocupação (Grossi, Maitra, & Rice, 2007).

Assim, as características do desempenho e mais especificamente as características do desempenho motor do membro superior na realização das atividades de vida diária são de extrema importância para o Terapeuta Ocupacional (Maitra et al., 2003; Rice, Alaimo, & Cook, 1999; Tebben & Thomas, 2004).

A obtenção de informações confiáveis e válidas através do uso de avaliações padrão e a mensuração dos resultados da intervenção é um dos componentes fundamentais de todo o processo de terapia ocupacional e fornece um nível de suporte que pode justificar a necessidade de serviços de terapia ocupacional para a comunidade (Gutman, Mortera, Hinojosa, & Kramer, 2007).

Em terapia ocupacional, são utilizados instrumentos para avaliar a evolução do estado dos clientes, baseadas no estado clínico, auto-relato, ou medidas económicas (Salerno, Copley-Merriman, Taylor, Shinogle, & Schultz, 2002).

Assim, existem cinco ferramentas específicas para a avaliação do membro superior desenvolvidos para uso em populações gerais, incluindo o DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand), a Escala Funcional da Extremidade Superior (UEFS), o Índice Funcional da Extremidade Superior (UEFI), o Índice do pescoço e membro superior (NULI) e o Índice funcional do membro superior (ULFI) (Bohnen, 2006; Gabel, 2006).

Porém, os resultados destas medidas são confiáveis e sensíveis para avaliar alterações grosseiras no desempenho funcional, apresentando menor sensibilidade para avaliar alterações mais específicas. Apesar da vasta experiência no uso destas medidas pelos técnicos de saúde a subjetividade dos mesmos testes não pode ser negada (Murphy et al, 2006).

3. Eletromiografia do Membro Superior

As forças internas e externas (tensões mecânicas) que influenciam o movimento é um âmbito do estudo da cinética (Konin, 2006, Norkin, 1992). As forças musculares individuais constituem em grande parte as forças internas (Konin, 2006, Norkin, 1992).

O músculo é um tecido excitável que contrai em resposta a uma estimulação nervosa. Qualquer resposta mecânica é precedida de um padrão de ativação neural assíncrono e uma resposta elétrica das fibras musculares. A eletromiografia (EMG) é o estudo da função muscular através da recolha do sinal elétrico do músculo que deteta as alterações do potencial elétrico muscular quando este é sujeito a um impulso nervoso motor (Basmajian, 1985, Soderberg, 1992, Whittle, 2007).

A EMG tem-se constituído como um método válido na medição da atividade muscular, fornecendo informação suficiente para a análise dessa atividade através do uso dos eléctrodos de superfície (Basmajian, 1985).

A frequência do sinal eletromiográfico é influenciado por diversos fatores tais como tamanho e distância entre os eléctrodos e a distância entre os eléctrodos de deteção e as fibras ativas.

Assim, estes fatores vão afetar características do sinal eletromiográfico como a amplitude pico-a-pico do sinal eletromiográfico (sEMG) detetado, o número e tamanho das fibras musculares ativas, o tamanho e orientação dos eléctrodos de deteção relativamente às fibras musculares ativas e a distância entre as fibras ativas e os eléctrodos de deteção. A confluência destes fatores torna impossível especificar uma amplitude pico-a-pico e a frequência definida (DeLuca, 1993, Soderberg, 1992).

A frequência do sinal EMG varia entre 25 a vários kHz. A amplitude do sinal varia de 100 μ V a 90 mV, dependendo do tipo de sinal e eléctrodos usados. No caso de eléctrodos de superfície, os níveis de sinal são geralmente baixos, tendo picos de amplitude na ordem de 0.1 a 1 mV (DeLuca, 1993).

Todo o processo de recolha e processamento do sinal eletromiográfico deve passar por três fases: seleção dos eléctrodos; localização dos eléctrodos e processamento do sinal.

No que concerne à seleção dos eléctrodos há que considerar que podem ser de superfície ou de profundidade, podem ter vários tamanhos e possuem um ou dois discos compostos por cloreto de prata de 1 a 5 mm de diâmetro. A escolha depende essencialmente do objetivo a que se propõe a medição (Soderberg, 1992).

Podem ser elétrodos passivos ou ativos. Na configuração passiva, o eletrodo consiste na detecção da corrente na pele através da interface eletrodo/pele e não possui elevada resistência de *input*, sendo por isso afetado pela resistência da pele (a resistência da pele é diminuída usando álcool a 70%, remoção de pêlos e abrasão no sentido de remover elementos eletricamente não condutores) (Correia e Mil-Homens, 2004; Basmajian, 1985).

Relativamente à localização dos elétrodos verifica-se ainda alguma controvérsia relativamente ao local ótimo de colocação dos elétrodos na EMG de superfície (DeLuca, 1993; Correia e Mil-Homens, 2004).

Segundo Correia e Mil-Homens (2004) a colocação dos elétrodos deve efetuar-se, no caso de contrações isométricas, no ponto médio da distância entre o ponto motor e o tendão e no caso de contrações isotónicas no ponto médio do ventre muscular.

Os elétrodos devem estar paralelos às fibras musculares visto a impedância do músculo ser anisotrópica. A magnitude da impedância na direção perpendicular é maior 7 a 10 vezes do que ao longo da direção longitudinal (Correia e Mil-Homens, 2004; Basmajian, 1985). Dada a duração dos eventos elétricos e a velocidade de condução, o espaçamento do eletrodo deve rondar 1 a 2 cm (Merletti, 1997, Soderberg, 1992).

Na realização do processamento do sinal eletromiográfico são utilizados dois tipos de análise, no domínio temporal e no domínio das frequências. Assim, no domínio temporal são considerados valores da amplitude média do sinal retificado, o *root mean square* (RMS) e o integral do sinal eletromiográfico (Correia e Mil-Homens, 2004) e no domínio das frequências são encontrados valores da frequência média, a mediana da frequência, a moda da frequência, a frequência máxima (Basmajian, 1985).

Segundo (Basmajian, 1985) o valor do RMS é o mais utilizado na maior parte das aplicações visto ser provido de um significado físico, visto ser uma medida do poder do sinal e é o parâmetro que reflete de forma mais completa a correlação fisiológica do comportamento da unidade motora durante a contração muscular. Este valor depende do número de unidades motoras ativadas, da taxa de ativação, da área da unidade motora, da duração da ativação da unidade motora, da velocidade de propagação do sinal elétrico, da configuração elétrica e das características dos instrumentos utilizados (Basmajian, 1985, DeLuca, 1993).

Com o aumento do uso da eletromiografia na prática clínica, alguns protocolos têm sido desenvolvidos para assegurar a correta interpretação dos resultados dos participantes,

tais como a preparação da pele, o posicionamento adequado dos eléctodos e a normalização em amplitude das curvas EMG (Duarte, Bérzin & Alves, 2010)

A técnica de normalização consiste na transformação dos valores absolutos de amplitude das diferentes curvas que se pretende analisar em valores relativos a um EMG referencia considerado como 100%. Assim, as técnicas de normalização permitem que sejam realizadas comparações dos valores de EMG em diferentes condições, possibilitando o estudo interindividual, visto que, para uma determinada tarefa motora são comparados esforços musculares relativos entre diferentes indivíduos (Correia e Mil-Homens, 2004).

Existem várias formas de ser determinado o valor de referência de 100%. Assim, este pode ser obtido por meio de: 1) uma atividade de contração isométrica voluntária (CIV) máxima ou submáxima durante a isometria; 2) um valor de pico eletromiográfico durante uma atividade dinâmica ou; 3) um valor eletromiográfico médio, durante uma atividade dinâmica (Soderberg, 2000; Correia e Mil-Homens, 2004; Li et al, 2008).

O sinal eletromiográfico recolhido deve ser livre de artefactos mecânicos, ruído elétrico e *cross talk* pois caso contrário será difícil separá-los posteriormente.

Os artefactos podem resultar da interferência da rede (50-60Hz) e de movimentos dos eléctodos e dos cabos (Reaz, 2006; Soderberg, 2000). Embora os artefactos de movimento correspondam a um nível baixo do espectro EMG (menos de 30 Hz), têm uma amplitude suficiente para serem dificilmente removidos com um simples filtro passa-alto (Correia e Mil-Homens, 2004).

O ruído térmico é essencialmente gerado nos eléctodos (introduzem ruído térmico proporcional à raiz quadrada da resistência das superfícies de deteção e não pode ser totalmente eliminado; no entanto, pode ser reduzido pela limpeza dos contactos dos eléctodos), nos cabos que ligam os eléctodos ao amplificador e componentes internos da instrumentação (Soderberg, 1992).

A natureza dos eléctodos de recolha e as características do amplificador são os principais fatores que contribuem para a formação do ruído do equipamento.

Os amplificadores causam também algum ruído, devido às propriedades físicas dos semicondutores usados. O uso de amplificadores de baixo consumo alimentados por bateria tendem a reduzir o ruído para baixos valores, não podendo contudo ser totalmente eliminado. O ruído gerado internamente ao pré-amplificador constitui o maior componente do total do ruído do amplificador (Soderberg, 1992).

Quando a pele não é preparada, os elétrodos não estão completamente ajustados à pele, e quando é usada uma configuração monopolar é normalmente observado um ruído de frequência entre 50 a 60 Hz. Este ruído pode aparecer como uma onda sinusoidal no traçado EMG ou picos regulares quando os dados são filtrados com um filtro passa-alto (Correia e Mil-Homens, 2004). A eliminação deste ruído pode ser feita usando um elétrodo-terra ou referência (DeLuca, 1996).

O elétrodo-terra é colocado numa superfície eletricamente neutra, tal como uma proeminência óssea próxima dos elétrodos de recolha (Basmajian, 1985).

A forma de reduzir os artefactos elétricos e mecânicos é através de filtragem, não sendo o mesmo possível relativamente ao *cross talk* (DeLuca, 1993, Soderberg, 1992, Soderberg, 2000, Turker, 1993).

O *crossstalk* resulta da recolha de atividade elétrica de outros músculos que não estão em análise (Correia e Mil-Homens, 2004).

Em termos de aplicações, normalmente a EMG é utilizada no sentido de: determinar o tempo de ativação do músculo, ou seja, detetar o início e o final da excitação muscular; detetar o grau de atividade recrutado pelo músculo e/ou obter um índice de fadiga muscular (Basmajian, 1985).

A eletromiografia tem-se concretizado como o principal instrumento de investigação clínica e cinesiológica. A estimulação elétrica e a captação de potenciais elétricos produzidos pelos músculos durante uma contração voluntária têm sido consideradas como fundamentais para estudos anatômicos, cinesiológicos e clínicos da atividade muscular, já que fornecem mais informações sobre a fisiologia de um músculo ou grupos musculares, e também possibilitam conclusões mais claras da sua anatomia (Teixeira & Silva, 2009).

A eletromiografia é uma ferramenta importante do membro superior fornecendo informação importante sobre o *timing* de ativação dos músculos envolvidos nos movimentos, a intensidade da sua ativação e a duração da sua atividade (Marchetti & Duarte, 2006).

Estes avanços tecnológicos apresentam-se como uma estratégia viável de quantificar o uso funcional dos músculos durante as atividades do dia-a-dia.

4. Análise Cinemática do Membro Superior

Um maior conhecimento do movimento humano requer testes mais objetivos e análises mais precisas de forma a descrever de forma mais precisa e específica o movimento do membro superior durante tarefas específicas. A análise cinemática é um desses métodos (Murphy et al, 2006).

A cinemática pode ser descrita como o estudo da estrutura harmónica do padrão de movimento do qual importa obter informações de tempo, espaço, velocidade e aceleração. A base deste estudo, do ponto de vista clínico, constitui o padrão de movimento angular e o seu controlo (Konin, 2006).

Um dos instrumentos básicos que permite a realização de medidas cinemáticas consiste na câmara de vídeo. A partir das imagens e usando softwares específicos calculam-se as variáveis cinemáticas de interesse (Amadio & Araujo 1999; Amadio & Duarte 1996).

Ao longo dos últimos anos tem-se assistido a um acentuado aumento do interesse pela análise de imagem de movimentos humanos que se podem repercutir em diferentes domínios nomeadamente o reconhecimento facial, reconhecimento de gestos e o seguimento e análise de movimentos corporais.

Estas técnicas de captura de movimento humano apresentam uma grande variedade de aplicações, desde a animação digital para entretenimento até à análise biomecânica no desporto e aplicações clínicas, sendo que as duas últimas requerem maior robustez e precisão (Corraza, 2006).

O interesse pelo estudo do movimento humano tende a ser transversal a vários domínios, como na Psicologia de forma a reconhecer padrões de movimento fisiológico, na área gestual onde têm sido também realizados diversos estudos acerca do modo como os humanos usam e interpretam o gesto, nas áreas de coreografia em disponibilizar descrições de nível elevado para o movimento humano para a notação de dança, *ballet* e teatro (Gravila, 1996) e em cinesiologia, cujo objetivo principal tem sido desenvolver modelos do movimento humano que expliquem não só o seu funcionamento mecânico, como também identificar padrões associados a uma maior eficiência mecânica.

Todo este processo requer a recolha de dados tridimensionais (3D) do movimento em análise, seguida de análise cinemática e computação das forças e binários. A aquisição dos dados 3D é um processo tipicamente não invasivo, por exemplo através da colocação de marcadores no corpo (Gravila, 1996).

Os sistemas de seguimento podem ser classificados de acordo com a localização do sensor como visíveis com marcadores, visíveis sem marcadores ou não visíveis.

4.1 Sistemas visíveis com marcadores

Os sistemas com marcadores constituem uma técnica que usa sensores óticos, isto é câmaras de imagem, para seguir movimentos humanos que são capturados através da colocação de identificadores anatómicos.

Verifica-se a existência de vários métodos de captação do movimento humano, constituindo-se o método ótico passivo como tecnologia dominante (Munderman, 2006). Esta técnica pressupõe a colocação de marcadores revestidos de um material refletor num ou mais segmentos móveis, articulações e outros pontos-chave para analisar o movimento. São utilizadas várias câmaras de vídeo, munidas com estroboscópios (*strobes*) próximos da lente que capturam a luz que incide nos marcadores. Esta luz é refletida novamente para as câmaras que posteriormente enviam a informação da imagem recolhida para um sistema computacional de análise de movimento que possui um *software* que determina vários aspetos do movimento capturado, incluindo posição, ângulos, velocidade e aceleração (King, 2007; Munderman, 2006).

A técnica ótica ativa pressupõe o uso de *Light-Emitting Diodes* (LEDs) como marcadores para promover a informação necessária para as câmaras (King, 2007, Munderman, 2006). Estes sistemas emitem informação luminosa no espectro visível ou radiação infravermelha sob a forma de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (LASER), padrões luminosos ou pulsos modulados. Em geral, as medições 3D promovidas pelos sistemas ativos apresentam uma boa definição, contudo para que tal aconteça requerem ambientes laboratoriais controlados e estão geralmente limitados a movimentos de baixa amplitude (Corraza, 2006, Munderman, 2006).

As limitações apresentadas pelos sistemas com marcadores (a identificação de referências ósseas pode não ser exata; os tecidos moles que cobrem as referências ósseas podem mover-se, levando a dados com ruído; o marcador por si só pode deslocar-se devido à própria inércia) têm contribuído para a exploração dos sistemas sem marcadores. Assim, pressupõe-se que o próximo avanço crítico na captura de movimento humano é o desenvolvimento de um sistema não invasivo e sem marcadores que seja de elevada resolução e fiável. Uma técnica para estimar a cinemática que não requeira marcadores anatómicos pode expandir, de maneira significativa, a aplicabilidade da captura do

movimento humano. A eliminação desta necessidade pode reduzir consideravelmente o tempo de preparação do indivíduo, possibilita uma maior eficiência de tempo e potencia melhor acesso ao movimento humano na investigação e prática clínicas (King, 2007).

4.2 Sistemas visíveis com marcadores

O método de seguimento sem marcadores analisa sensores externos, como câmaras que seguem o movimento do corpo humano. Porém, para atingir a eficiência e reduzir o tempo de latência dos dados esta técnica requer um grande potencial computacional, sendo exigidas elevadas velocidades de aquisição das câmaras, pois uma taxa de aquisição inferior a 60 aquisições por segundo promove uma largura de banda insuficiente para uma representação de dados válida (Zhou, 2004).

Assim, o uso do método sem marcadores para capturar o movimento humano para aplicações biomecânicas e clínicas tem sido também limitado pela complexidade de adquirir aspetos cinemáticos 3D. O problema de estimar o movimento livre do corpo humano, ou mais geralmente de um objeto sem marcadores, do ponto de vista de várias câmaras não tem a correspondência espacial e temporal garantida intrinsecamente pelos marcadores (Corraza, 2006).

Desta forma, têm sido desenvolvidos alguns métodos com o intuito de ultrapassar algumas das complexidades associadas ao uso de técnicas de aquisição sem marcadores. Um modelo *a priori* do sujeito, por exemplo, pode ser usado para reduzir o número total de graus de liberdade do problema. Uma outra opção consiste em aumentar o número de câmaras usadas, de maneira a que uma maior quantidade de dados esteja disponível para um dado número de graus de liberdade. Neste sentido, a robustez da abordagem sem marcadores pode ser aumentada incrementando o número de câmaras e limitando o espaço de pesquisa de possíveis configurações espaciais para as configurações anatómicas mais apropriadas. Esta última estratégia pode ser conseguida usando um modelo humano para identificar o movimento do sujeito (Corraza, 2006).

4.3 Sistemas não visíveis

Nos sistemas de seguimento não visíveis os sensores são colocados em certas localizações anatómicas para adquirir informação de movimento. Existem diversos tipos de

sensores que são normalmente classificados como mecânicos, acústicos, inerciais, de rádio, microondas e magnéticos (King, 2007, Munderman, 2006, Zhou, 2004).

Os sistemas mecânicos medem mecanicamente o movimento físico corporal. Os sistemas acústicos seguem o movimento através de recetores que recebem sinais de transmissores aplicados geralmente através de uma cinta ao corpo do sujeito em estudo. Os sistemas eletromagnéticos usam um transmissor central e sensores que recolhem a posição e orientação de partes de objetos que se movem com base em alterações do campo magnético envolvido (King, 2007, Munderman, 2006).

A variedade, complexidade e a amplitude de movimento do membro superior são um desafio para a interpretação dos dados na análise cinemática. Como tal, um dos métodos que se tem revelado um utensílio importante é a análise tridimensional (3D) de vídeo, possibilitando quer um estudo quantitativo quer qualitativo dos movimentos das várias articulações do membro superior.

A análise cinemática do alcançar e transportar pode fornecer dados qualitativos e quantitativos precisos do movimento do membro superior no espaço, incluindo aceleração, velocidade, deslocações lineares e angulares do movimento (Murphy et al, 2006). Esta análise permite então fornecer informação pertinente na prática clínica acerca das características do movimento, assim como, permite também perceber as estratégias motoras usadas em tarefas orientadas para um objetivo e ainda avaliar terapias no membro superior.

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

CAPITULO II

METODOLOGIA

Neste capítulo pretendemos classificar o modelo de investigação adotado, caracterizar a amostra a estudar, definir os instrumentos a serem utilizados, delinear os procedimentos a seguir e a respetiva análise dos dados e tecer os princípios éticos condutores deste trabalho.

1.1 Desenho de estudo

O modelo de investigação utilizado foi o quantitativo do tipo observacional, analítico, transversal.

1.2 Amostra

A população selecionada para este estudo corresponde a jovens adultos saudáveis.

A amostra foi constituída por 30 participantes, divididos por dois grupos. O grupo 1 é constituído por 15 indivíduos do sexo masculino e o grupo 2 constituído por 15 indivíduos do sexo feminino.

As características dos grupos encontram-se descritas na tabela 1.

Tabela 1 - Caracterização da amostra em termos de média e desvio padrão.

Sexo	Feminino (N=15)	Masculino (N=15)
Idade (anos)	22,87± 3,06	24,76±3,25
Peso (Kg)	56,57± 4,33	80,63±14,71
Altura (m)	1,65± 0,05	1,77± 0,05

Os participantes foram selecionados de acordo com critérios de inclusão e exclusão.

Os critérios de inclusão definidos compreenderam jovens adultos saudáveis, de ambos os sexos, com idades compreendidas entre os 18 e 30 anos.

Por outro lado, os critérios de exclusão contemplavam, a existência de qualquer distúrbio que afete o desempenho tais como, patologia neurológica, ou distúrbios músculo-esqueléticos crónicos e agudos do membro superior problemas visuais não corrigidos e défices cognitivos que impossibilitem a compreensão dos comandos verbais fornecidos (Murphy et al. 2006; Vandenberghe et al, 2010).

1.3 Instrumentos

A eletromiografia de superfície foi adquirida através do aparelho bioPLUX® (Plux Covilhã, Portugal).

O bioPLUX® é um dispositivo médico baseado em biofeedback. O seu funcionamento começa na aquisição de biosinais, através de sensores colocados na pele, que se ligam ao sistema sem fios. Este sistema recebe e envia os sinais (em tempo-real) via Bluetooth® para o tablet. Tal permite a monitorização de sinais de variado tipo no corpo humano (atividade muscular, atividade cardíaca, respiração, movimento, temperatura, etc.).

No que se refere à EMG de superfície as aplicações deste sensor incluem a avaliação da fadiga, monitorização das contrações musculares e análise dos instantes de ativação muscular (Pux Wireless Biosignals, s.d).

O sinal EMG de superfície foi analisado através do Software AcqKnowledge Analysis versão 3.9 (Biopac Systems, Inc., Goleta, USA) para o Sistema *MP150*.

A Biopac é especializada em sistema de aquisição e análise de dados fisiológicos. Possui equipamentos e *softwares* destinados à pesquisa científica que gravam e analisam sinais de ECG, EEG, EGG, EOG, EMG, gases (O₂/CO₂), pressão arterial invasiva e não invasiva, temperatura, força, realidade virtual e muito mais. Todas essas variáveis poderão ser analisadas tanto em humanos quanto em animais de laboratório (Biopac Systems, s.d).

Os dados cinemáticos foram obtidos através do Sistema de Análise de Movimento *Qualisys Track Manager* (QTM).

O *Qualisys Track Manager* é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo que possui câmaras (unidades de captura), interligadas em série, que emitem luz infravermelha através de refletores localizados ao redor da lente de cada uma das câmaras. Para este estudo serão utilizadas três câmaras (Brito, 2008).

A luz projetada de cada câmara é refletida por marcas passivas colocadas sobre pontos específicos no corpo dos participantes. O reflexo luminoso é captado pela lente de cada unidade, gerando uma imagem bidimensional (2D) das posições dos marcadores. Combinando as imagens de pelo menos duas câmaras pode-se reconstruir a posição tridimensional (3D) das marcas por meio de algoritmos avançados (*Qualisys Track Manager*, 2010).

Para rastrear as marcas e permitir a transformação dos dados 2D em 3D, o sistema obtém informações sobre a orientação e posicionamento de cada câmara. Para isso, deve ser realizado um processo de calibração do sistema.

A calibração do sistema será realizada utilizando-se uma estrutura metálica em forma de L, indicando os eixos de referência X (médio-lateral) e Y (ântero-posterior) que possui quatro marcas passivas com distâncias entre si conhecidas pelo sistema (Amorim, 2003).

Além das recolhas dinâmicas, o sistema exige a realização de uma recolha estática na posição ortostática (posição de referência) para permitir a criação do modelo biomecânico do indivíduo. Para isso, as marcas refletoras são colocadas sobre as proeminências ósseas localizadas nas extremidades proximais e distais dos segmentos. Essas marcas, denominadas marcas anatômicas, delimitam os segmentos de interesse no estudo (Amorim, 2003).

1.4 Métodos de Tratamento de Dados

1.4.1 Procedimentos

O estudo foi realizado na Escola Superior de Tecnologias da Saúde (ESTSP), mais propriamente no Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH).

Foi elaborado um questionário sócio-demográfico inicial e um protocolo inicial dividido em diferentes fases, preparação dos instrumentos, preparação do participante, preparação do contexto e posição e recolha de dados. Ambos foram aplicados em dois estudos piloto, nos quais participaram dois indivíduos, um indivíduo do sexo masculino de 24 anos de idade e um indivíduo do sexo feminino com 22 anos de idade.

Foi acrescentada uma questão e retirado um item ao questionário sócio-demográfico após a aplicação nos dois estudos piloto.

Relativamente ao protocolo inicial este sofreu algumas alterações. Desta forma, na fase de preparação do participante foram acrescentados marcadores refletoras nas referências anatômicas das cristas ilíacas e retirado o marcador posicionado no trago. Na fase de preparação dos instrumentos foi definido o posicionamento final das câmaras de forma a ser obtida uma visualização ótima de todos os marcadores refletoras. Assim, o protocolo final (Anexo I) reuniu as condições necessárias para a recolha dos dados propostos a avaliar, não interferindo nem restringindo fisicamente o movimento natural de beber (Murphy et al, 2006).

Aquando do início das recolhas os participantes foram submetidos a um questionário Sócio-Demográfico final e assinaram a *Declaração de Consentimento de Helsínquia* (1964) (Anexo II).

Inicialmente foram preparados os instrumentos, nomeadamente posicionar e ligar as câmaras e computadores e posterior calibração. E de seguida, deu-se início à preparação dos participantes que foram sujeitos aos mesmos procedimentos, sempre no mesmo local e com as mesmas condições, ambas as fases decorridas segundo o protocolo descrito no Anexo I.

Foi analisada uma atividade de beber. A tarefa inicia-se com o movimento do membro superior dominante em direção ao objeto e o seu alcance, transporte do objeto até à boca, transporte do objeto de volta à mesa e regresso à posição inicial. Tal tarefa é realizada em três momentos distintos, referentes às três distâncias distintas do objeto. Este movimento é efetuado no plano sagital e frontal, e corresponde a uma preensão palmar cilíndrica do objeto.

Esta tarefa foi selecionada visto ser composta por movimentos (alcançar e transportar) habitualmente usados numa diversidade de Atividades da Vida Diária (Vandenberghe et al. 2010).

Os indivíduos, após a explicação do movimento pretendido foram instruídos a aguardar um comando verbal, para dar início ao movimento de alcançar o objeto, que deveria ser executado à sua velocidade normal. Cada sujeito efetuou três ensaios, sendo que o primeiro serviu para a consciencialização do movimento e, nos restantes dois, procedeu-se à monitorização dos dados cinemáticos.

Para a preparação dos participantes, foi inicialmente fornecida uma camisola sem mangas preta aos indivíduos do sexo feminino e os indivíduos do sexo masculino realizaram as recolhas de tronco nu. Assim, no que concerne à análise cinemática foram usados onze marcadores refletivos, colocados sobre a pele dos indivíduos. Os marcadores foram colocados nos ombros (acrómio direito e acrómio esquerdo), no cotovelo (epicôndilo lateral do úmero e epicôndilo medial do úmero), no punho (processo estilóide do cúbito e processo estilóide do rádio), na mão (cabeça do 3º metacarpo), dedo indicador (articulação interfalângica distal), tórax (região superior do esterno) e tronco (crista ilíaca direita e crista ilíaca esquerda). Os marcadores foram posicionados sobre proeminências ósseas superficiais com o intuito de reduzir o efeito do movimento da pele (Murphy et al, 2006). Os marcadores do cotovelo, punho e mão foram colocados no membro superior dominante do participante.



(a) Vista anterior



(b) Vista posterior

Figura 1– Localização dos marcadores refletivos na vista anterior (a) e vista posterior (b).

No que é relativo à análise eletromiográfica foi inicialmente preparada a superfície cutânea dos participantes de modo a reduzir a resistência elétrica para menos de 5Ω (Basmajian, 1985). Assim, procedeu-se à remoção de pelos da área muscular, à remoção dos elementos não condutores com esfoliante e remoção das células mortas com álcool (Soderberg, 1992, Turker, 1993).

Os sensores inter-eléttodos foram colocados a uma distância mínima de 20 mm e aplicados no ventre muscular na direção das fibras. Foram selecionados para a recolha do sinal eletromiográfico sensores com configuração bipolar. Os eletrodos eram circulares com 10mm de diâmetro, auto-adesivos e compostos por Ag/AgCl (Correia and Mil-Homens, 2004). Os músculos selecionados para realizar a análise da atividade elétrica foram Deltóide Anterior (DA), Bicípíte (B), Tricípíte (T) onde foi seguido o protocolo SENIAM e os músculos Flexor superficial dos dedos (FSD) e Extensor comum dos dedos (ECD) nos quais foi realizado o teste de função muscular sendo encontrado o ponto motor do músculo. Tais músculos foram selecionados pelo seu contributo para a preensão palmar cilíndrica no plano sagital (Amorim, 2003; Bonnefoy, 2009). O eléttodo-terra foi colocado sobre o esterno.

Entre a colocação dos elétrodos e o início das recolhas foi estabelecido um intervalo de 5 minutos (Correia, 1993).



(a) Vista anterior



(b) Vista posterior

Figura 2 - Localização dos elétrodos na vista anterior (a) e vista posterior (b).

A recolha foi dividida em duas fases diferentes. Na primeira fase foi realizada a medição da atividade eletromiografia durante contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM) dos músculos em análise para posterior normalização do sinal (Lehman, 1999). Foram adotados procedimentos específicos para cada um dos cinco músculos.

Para a medição da CVIM do músculo Deltoide Anterior foi solicitado aos participantes que posicionassem o seu membro superior dominante em 90° de flexão do ombro e 90° de flexão do cotovelo e que realizassem força máxima para flexão do ombro contra resistência manual para extensão ao nível do braço e ombro.

Para o músculo Bicípíte foi solicitado aos participantes que posicionassem o seu membro superior dominante em 0° de flexão do ombro e 90° de flexão do cotovelo e que realizassem força máxima para flexão do cotovelo contra resistência manual para extensão ao nível do antebraço.

Para o músculo Tricípíte foi solicitado aos participantes que posicionassem o seu membro superior dominante em 0° de flexão do ombro e 90° de flexão do cotovelo e que realizassem força máxima para extensão do cotovelo contra resistência manual para flexão ao nível do antebraço.

Para o músculo Flexor superficial dos dedos foi solicitado aos participantes que posicionassem a face posterior da extremidade distal (mão) do seu membro superior dominante sobre uma mesa e foi realizada uma resistência manual para extensão ao nível dos dedos de forma realizarem força máxima para flexão dos dedos.

Para o músculo Extensor comum dos dedos foi solicitado aos participantes que posicionassem a face anterior da extremidade distal (mão) do seu membro superior dominante sobre uma mesa e foi realizada uma resistência manual para flexão ao nível dos dedos de forma a realizarem força máxima para extensão dos dedos.

Aos participantes foram pedidas três contrações máximas isométricas durante 5 segundos, com um minuto de repouso entre a repetição (Brown, 2001).

Na segunda fase procedeu-se à recolha da atividade eletromiográfica dos músculos em análise em conjunto com a análise cinemática. De forma a sincronizar os dados cinemáticos e os dados da EMG foi incorporado aquando do início da recolha dos dados um *trigger*.

Para a preparação do contexto e posicionamento foi solicitado ao participante que na posição de sentado se posiciona-se com 90° de flexão do joelho e com 2/3 da coxa sobre o assento. Para contabilizar a distância do assento à mesa foi solicitado aos participantes que colocassem os antebraços em pronação, apoiados confortavelmente sobre os braços da cadeira e cotovelo a 90° de flexão, apoiando a mão sobre a mesa, sendo o ponto de contacto a zona da articulação metacarpofalângica.

Como objeto foi utilizada uma garrafa contendo água com 5 cm de diâmetro, 18 cm de altura e 400 gramas de peso (33 cl. de água, medida constante para todos os ensaios).

De forma a ajustar a posição do objeto foi medido o comprimento do braço contabilizado desde a marca refletora do ombro do membro superior dominante até ponta distal do dedo médio do participante. Foram consideradas três distâncias standardizadas de 60, 100 e 140% do comprimento do braço para a colocação do objeto. (Dean, Sheperd, & Adams 1999).

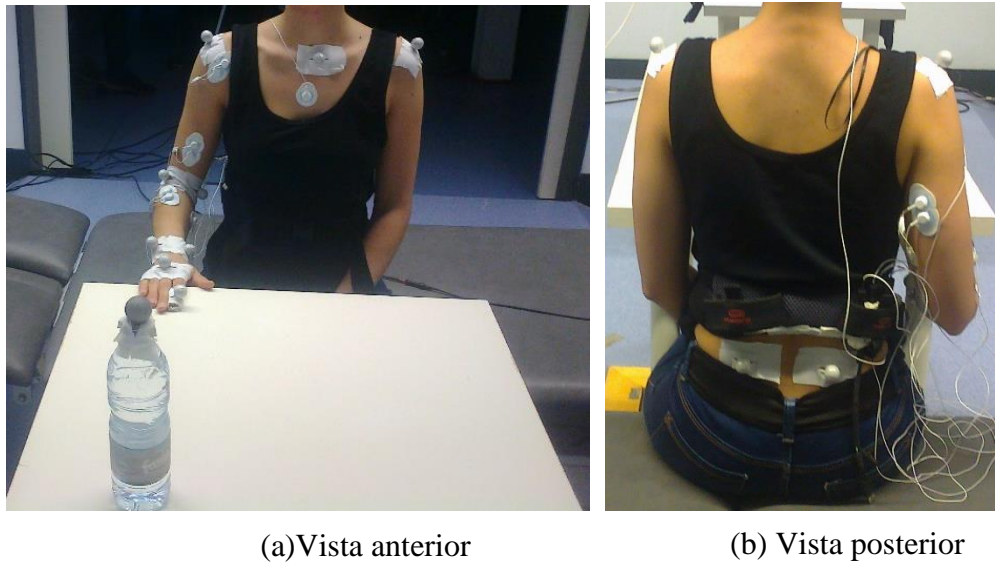


Figura 3 - Posição inicial do movimento na vista anterior (a) e vista posterior (b).



Figura 4 - Imagem ilustrativa de sequência de movimento aquando da recolha de dados, em que T0 corresponde à posição inicial, T1 ao alcance da garrafa, T2 ao transporte da garrafa até à boca, T3 ao transporte da garrafa de regresso até à mesa e T4 o regresso à posição inicial.

1.4.2 Análise dos dados

Os dados cinemáticos foram gravados utilizando quatro câmaras *Qualysis Motion Capture* (frequência de aquisição: 100Hz) e posteriormente analisados pelo Software QTM (Qualisys, Sweden).

Através deste, foram analisadas um conjunto de variáveis nas diferentes fases do movimento – T0: posição inicial, T1: alcançar garrafa, T2: transporte da garrafa da mesa à boca, T3: transporte da garrafa da boca à mesa, T4: voltar à posição inicial.

A partir do QTM foram determinados parâmetros de qualidade do movimento, com base em *outputs*, tais como, a velocidade máxima em milímetros por segundo (mm/s), o tempo do movimento total e tempo de movimento em cada fase em segundos (s), os ângulos

das articulações do ombro (flexão/extensão e adução/abdução), do cotovelo (flexão/extensão) e do punho (desvio cubital/radial) em graus (°) e o índice de curvatura de movimento (ICM), as unidades motoras (UM) e o deslocamento do segmento do tronco em milímetros (mm).

Para obter os ângulos do ombro foram usadas como referência os pontos anatômicos da crista ilíaca dominante, acrómio dominante (fulcro) e o cotovelo (epicôndilo lateral do úmero). Os ângulos de flexão/extensão foram encontrados nos eixos YZ e os ângulos de adução/abdução nos eixos XZ.

O ângulo de flexão/extensão do cotovelo foi adquirido pelos pontos anatômicos do acrómio dominante, cotovelo (epicôndilo lateral do úmero - fulcro) e 3 metacarpo. Este ângulo foi encontrado no eixo YZ.

O ângulo do punho de desvio cubital/radial foi obtido pelos pontos anatômicos do cotovelo (epicôndilo lateral do úmero), punho (processo estilóide do cúbito - fulcro), na mão (cabeça do 3º metacarpo). Este ângulo foi encontrado no eixo YZ.

O ICM corresponde à relação entre o trajeto real e o trajeto percorrido pelo marcador colocado na falange distal do dedo indicador. O trajeto real é definido pelo deslocamento 3D do marcador durante a tarefa de alcançar, e o trajeto percorrido refere-se à distância 3D pelo marcador entre o início do movimento e o final do movimento (Wagner et al, 2008; Richards et al, 2010). Quando o valor do índice é 1 indica um movimento em linha reta ou alinhado (Schneiberg et al., 2010). Assim o ICM foi obtido através do seguinte cociente: $ICM = \text{Distância viajada/deslocamento}$.

As UM referem-se a sub-movimentos do alcançar, que são determinadas através dos picos de velocidade, isto é, consistem em acelerações positivas e acelerações negativas de velocidade. O movimento de alcançar é caracterizado por uma UM, sendo tal indicativo da presença de um adequado planeamento motor. (Hadders-Algra et al, 2007; Cacho et al, 2011). Neste estudo foram considerados UM quando de uma aceleração negativa ou positiva na ordem dos 20%.

O ICM e a velocidade máxima foram obtidas através da marca refletora colocada na falange distal do dedo indicador enquanto os ângulos das articulações foram selecionados dois pontos proximais à articulação e a marca refletora colocada na articulação designado por fulcro de modo a obter um eixo.

Como referido anteriormente, a eletromiografia de superfície foi adquirida através do aparelho bioPLUX® com uma frequência de amostragem de 1000Hz, modo comum de

rejeição de radio de 110 dB, impedância da entrada maior do que 100 Mohms e os sinais analógicos com 12 bits.

A impedância da pele foi mensurada pela utilização do sistema de verificação de impedância Noraxon® (Noraxon, Scottsdale, Arizona).

Os sinais em bruto foram digitalizados e armazenados no disco do computador para análise posterior através do Software *AcqKnowledge Analysis* versão 3.9 (Biopac Systems, Inc., Goleta, USA) para o Sistema *MP150*.

Assim, inicialmente foram calibrados os canais musculares tendo sido aplicado ao sinal em bruto de cada musculo a equação $(\text{Canal}-2048)/(4096*5)$, da qual foi gerado um novo canal. Posteriormente, foi analisada a existência de ruído nos 50 Hz. Quando tal se verificou foi aplicado um filtro rejeita banda (Band Stop) nos 50 Hz. De seguida, foi aplicado um filtro passa banda (Band Pass - Low and High) 20-400 Hz.

Foi realizada uma análise em relação à amplitude do sinal onde foram utilizados as médias dos valores do *root mean square* (RMS) do sinal EMG dos músculos.

Os momentos de ativação de cada um dos músculos foram obtidos aquando do registo de valores iguais ou acima de um valor limiar de recrutamento de atividade muscular previamente calculado (soma dos valores médios mais três vezes o desvio padrão) por um período mínimo de 50 milissegundos.

Para apresentação dos resultados do comportamento de início de ativação considerou-se que pré-ativação muscular são valores de início de ativação variando entre – 0,10 a 0,05 segundos do início de ativação dos músculos em estudo (Geres et al, s/d).

Para análise da CVIM foi utilizada a média do RMS do sinal eletromiográfico entre o 2º e 5º segundos nas duas repetições efetuadas. Foi sempre o mesmo investigador, que de forma objetiva e equitativa, efetuou todos os procedimentos e comandos verbais para todos os participantes (Hagabarth, 1987)

O processamento da CVIM foi igual a dos outros sinais eletromiográficos, descrito acima. O valor de referência foi obtido a partir da média das três repetições de CIVM.

Posteriormente foi realizado o processo de normalização do sinal EMG em amplitude, isto é, os valores médios de movimento foram expressos como uma percentagem do valor do CIVM. Para tal, a média dos valores do EMG absolutos de cada fase do movimento foram divididos pelo valor de referência da CIVM, e o valor obtido foi multiplicado por 100. O CIVM permite quantificar o nível relativo de ativação muscular utilizado durante a realização dos movimentos de alcançar e transportar. Assim, a

percentagem de CIVM representa o esforço e a capacidade total dos músculos necessários para a execução de cada fase da atividade diária em análise (Ludewig & Cook, 2000; McCrea et al. 2005; Duarte, Bérzin & Alves, 2010).

Todos os valores obtidos foram colocados no software Microsoft Office Excel, segundo cada indivíduo, sendo posteriormente calculadas as médias de cada variável de forma a inseri-las no software SPSS 19.

1.4.3 Estatística

Para análise e tratamento de dados, foi utilizado o programa informático IBM SPSS® (*Statistical Package for Social Sciences*) versão 20.0 para Microsoft Windows®.

Para caracterizar a amostra foi utilizada a estatística descritiva, e dado as variáveis utilizadas no estudo, recorreu-se à análise da média, como medida de tendência central e o desvio padrão, como medida de dispersão. Foi testada a normalidade dos vários parâmetros eletromiográficos e cinemáticos a serem avaliados. Utilizou-se, posteriormente o teste paramétrico *teste t student* para amostras independentes nos casos que seguissem a normalidade para verificar se existiam diferenças significativas entre os dois grupos (feminino e masculino) nas médias dos diferentes parâmetros avaliados. Nas variáveis que não se pôde assumir a normalidade, efetuou-se o teste não paramétrico, *teste de Mann-Whitney*. Para todos os resultados considerou-se um nível de significância de 0,05 e intervalo de confiança de 95.

De forma a perceber se os parâmetros a serem avaliados eram dependentes do género foi utilizada a análise de variâncias de medidas repetidas mistas.

1.5 Princípios Éticos

Foi efetuado um pedido de autorização ao diretor do CEMAH para a utilização do laboratório e fornecimento do material necessário para a realização do estudo.

Todos os indivíduos que integraram a amostra deste estudo foram informados acerca dos objetivos, métodos, procedimentos utilizados e importância da investigação,

manifestando por escrito o seu consentimento de participação voluntária e informada na mesma, de acordo com a *Declaração de Consentimento de Helsínquia* (1964) (Anexo II). Os participantes foram também informados acerca dos seus direitos, nomeadamente, o direito à confidencialidade, ao anonimato, à privacidade e ainda, à possibilidade de pôr termo à sua participação a qualquer momento, se esta for a sua vontade.

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

CAPITULO III

RESULTADOS

Neste capítulo iremos expor os resultados encontrados após a análise dos dados obtidos com recurso a tabelas. Iniciaremos pelos dados eletromiograficos relacionados com os tempos de ativação e percentagem de ativação muscular. De seguida, a exposição dos parâmetros cinemáticos na seguinte ordem: tempo total de movimento, velocidade máxima, deslocamento do tronco, angulo de flexão do ombro, angulo de abdução do ombro, angulo de flexão do cotovelo, angulo de desvio cubital do punho, índice de curvatura de movimento e unidades motoras.

1. Eletromiografia

1.1 Ativação Muscular

Os dados abordados de seguida são referentes aos tempos e sequências de ativação muscular.

Assim, pode-se constatar pelas tabelas 2, 3 e 4 que estes dados foram bastante díspares nas três condições de análise da atividade de beber nos grupos feminino e masculino.

Tabela 2 - Tempo de ativação muscular em termos descritivos através dos valores médios e desvio-padrão do tempo de ativação muscular em segundos (s) e respetiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 60% da atividade de beber em ambos os grupos.

Distância do objeto	Músculo	Grupo	Tempo de ativação muscular (s) (Média ± Desvio Padrão)	p
60%	Deltoide Anterior	Feminino	0,086±0,348	0,430
		Masculino	0,044±0,203	
	Bicípite	Feminino	0,065±0,141	0,268
		Masculino	0,006±0,330	
	Tricípite	Feminino	0,080±0,341	0,838
		Masculino	0,012±1,362	
	Flexor Superficial dos dedos	Feminino	0,170±0,390	0,148
		Masculino	-0,510±0,135	
Extensor Comum dos dedos	Feminino	0,035±0,144	0,806	
	Masculino	-0,0078±0,133		

Nos participantes do género feminino durante a distância de 60% o primeiro músculo a ativar foi o músculo ECD tendo este pré-atividade, seguido do músculo B, T, DA e FSD.

Já nos participantes do gênero masculino o primeiro músculo a ativar foi o músculo ECD, seguido pelo FSD e B, T e DA. Todos os músculos obtiveram valores de ativação entre os -0,10 e 0,05 segundos, verificando-se pré-ativação em todos os músculos.

Aquando da análise do valor p constata-se que não existem evidências estatísticas suficientes para afirmar que as médias dos tempos de ativação dos músculos em estudo distância de 60% do comprimento do braço são diferentes.

Tabela 3 - Tempos de ativação muscular em termos descritivos através dos valores médios e desvio-padrão do tempo de ativação muscular em segundos (s) e respetiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 100% da atividade de beber em ambos os grupos.

Distância do objeto	Músculo	Grupo	Tempo de ativação muscular (s) (Média ± Desvio Padrão)	p
100%	Deltoide Anterior	Feminino	0,10±0,213	0,436
		Masculino	0,056±0,486	
	Bicípite	Feminino	0,05±0,093	0,832
		Masculino	0,039±0,182	
	Tricípite	Feminino	0,20±0,232	1,000
		Masculino	0,16±0,503	
	Flexor Superficial dos dedos	Feminino	0,09±0,092	1,000
		Masculino	0,069±0,547	
	Extensor Comum dos dedos	Feminino	0,11±0,128	0,967
		Masculino	-0,042±0,179	

Por seu turno na distância de 100% do comprimento do braço primeiro músculo a ativar nos participantes do gênero feminino foi o músculo B tendo este pré-ativado, seguido do músculo FSD, DA, ECD e T.

Nos participantes do gênero masculino o primeiro músculo a ativar foi o músculo ECD seguido do B tendo estes pré-ativado, posteriormente ativou o músculo DA, FSD e por último o T.

Aquando da análise do valor prova constata-se que não existem evidências estatísticas suficientes para afirmar que as médias dos tempos de ativação dos músculos em estudo distância de 100% do comprimento do braço são diferentes.

Tabela 4 - Tempo de ativação muscular em termos descritivos através dos valores médios e desvio-padrão do tempo de ativação muscular em segundos (s) e respetiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 140% da atividade de beber em ambos os grupos.

Distância do objeto	Músculo	Grupo	Tempo de ativação muscular (s) (Média ± Desvio Padrão)	p
140%	Deltoide Anterior	Feminino	0,22±0,353	0,436
		Masculino	0,093±0,641	
	Bicípite	Feminino	0,13±0,331	0,775
		Masculino	0,10±0,409	
	Tricípite	Feminino	0,27±0,298	0,713
		Masculino	0,068±0,196	
	Flexor Superficial dos dedos	Feminino	- 0,016±0,324	0,389
		Masculino	-0,097±0,100	
	Extensor Comum dos dedos	Feminino	0,17±0,375	0,512
		Masculino	0,11±0,186	

Já na distância de 140% no grupo feminino o primeiro músculo a ativar foi o músculo FSD tendo este pré-ativado, seguido do músculo B, ECD, DA e T.

Nos participantes do género masculino o primeiro músculo a ativar foi o músculo FSD tendo este pré-ativado, seguido do músculo T, DA, B e ECD.

Pela análise estatística através do valor prova constata-se que não existem evidências estatísticas suficientes para afirmar que as médias dos tempos de ativação dos músculos em estudo distância de 140% do comprimento do braço são diferentes.

No que concerne ao comportamento dos momentos de ativação dos músculos DA [F(1,644;46,045) =2,763; p=0,083], B [F(1,527;42,760) =1,731; p=0,195], T [F(1,486;41,594) =1,119; p=0,321], FSD [F(1,205;33,735) =1,147; p=0,303] e ECD [F(2;56) =1,717; valor p=0,189] em análise nas três distâncias existem evidências estatísticas para afirmar que os momentos de ativação dos cinco músculos são iguais nas três distâncias.

Para além disto, é de igual forma possível constatar que os momentos de ativação dos músculos DA [F(1,644;46,045) =0,646; p=0,499], B [F(1,527;42,760) =0,131; p=0,822], T [F(1,486;41,594) =0,354; p=0,640], FSD [F(1,205;33,735) =2,463; p=0,118] e ECD [F(2;56) =0,405; p=0,669] nas três distâncias em análise não são dependentes do género visto que a interação entre os fatores não é significativa

1.2 Percentagem de Ativação Muscular

De seguida serão apresentados os resultados da normalização dos dados eletromiográficos através da percentagem do CVIM. Estes dados fornecem informação acerca da ativação voluntária de cada músculo, refletindo o esforço necessário para executar os movimentos de alcançar e transportar ao longo da tarefa.

Pela análise das tabelas 5, 6 e 7 é possível constatar que, em ambos os grupos, os músculos que apresentam maior percentagem de ativação ao longo da tarefa de beber nas três diferentes distâncias são os músculos DA e ECD. Para além disto, foram obtidos valores de CVIM que variam entre os 2,6 e 28,5 aquando do alcançar e de 2,8 e 39,5 aquando do transporte da garrafa no grupo masculino. No grupo feminino, os valores de CVIM variam entre os 4,7 e 30,1 ao alcançar e entre 6,7 e 36,9 no transporte da garrafa.

No grupo feminino verifica-se que é na fase T2 que os músculos B e ECD apresentam maior percentagem de ativação, enquanto que os músculos DA, T e FSD tal acontece na fase T3.

Por seu turno no grupo masculino é na fase T2 que os músculos B e ECD apresentam maior percentagem de ativação, enquanto os músculos DA, tal acontece na fase T3 e os músculos T e FSD na fase T4.

Tabela 5 - Percentagem de ativação muscular de cada um dos músculos em análise em cada uma das quatro fases do movimento e respetiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova na distância de 60% da atividade de beber em ambos os grupos.

Músculo	Grupo	T1 (%)	p	T2 (%)	P	T3 (%)	P	T4 (%)	p
DA	Feminino	27,9	0,171	32,9	0,056	36,3	0,021*	19,6	0,217
	Masculino	20,3		23,2		24,9		15,6	
B	Feminino	6,1	0,161	14,2	0,081	12,2	0,001*	8,3	0,067
	Masculino	10,6		13,4		6,3		6,6	
T	Feminino	5,1	0,009*	6,7	0,001*	7,6	0,003	6,3	0,061
	Masculino	2,6		2,8		3,3		5,3	
FSD	Feminino	5,1	0,099	9,7	0,001*	10,9	0,003*	9,9	0,016*
	Masculino	3,8		4,8		5,2		6,0	
ECD	Feminino	10,6	0,302	19,6	0,143	16,4	0,041*	13,3	0,180
	Masculino	8,8		19,2		12,1		10,9	

*p≤.05

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

Pelos resultados estatísticos pode-se afirmar que se verificam diferenças entre o grupo feminino e o grupo masculino na percentagem de participação do músculo DA na fase T2, no músculo B na fase T3, no músculo T nas fases T1 (alcance da garrafa), T2 e T3, no músculo FSD nas fases T1, T2 e T3 e no músculo ECD na fase T3, sendo sempre a percentagem de ativação superior nos participantes no género feminino.

Tabela 6 - Percentagem (%) de ativação muscular de cada um dos músculos em análise em cada uma das quatro fases do movimento e respetiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 100% da atividade de beber em ambos os grupos.

Músculo	Grupo	T1 (%)	p	T2 (%)	P	T3 (%)	p	T4 (%)	
DA	Feminino	30,1	0,602	34,2	0,755	36,9	0,285	22,3	0,935
	Masculino	27,1		32,2		33,8		22,9	
B	Feminino	7,6	0,007**	15,8	0,005**	14,5	0,000***	10,2	0,029*
	Masculino	4,4		8,7		7,3		6,4	
T	Feminino	9,9	0,001**	12,9	0,003**	14,3	0,000***	12,8	0,010*
	Masculino	5,9		5,4		5,1		7,3	
FSD	Feminino	5,8	0,010*	11,0	0,000***	12,6	0,001**	10,2	0,046*
	Masculino	3,3		4,7		4,8		6,0	
ECD	Feminino	10,9	0,099	23,6	0,250	17,9	0,137	14,2	0,087
	Masculino	8,3		16,8		13,9		10,2	

*p≤0.05; ** p≤0.01; *** p≤0.001

Os músculos DA e ECD não apresentaram, em qualquer fase, diferenças estatisticamente significativas (valor p> 0,05).

Por seu turno verificaram-se evidências estatísticas da existência de diferenças na percentagem de ativação muscular nos dois grupos em todas as fases do movimento nos músculos B, T e FSD.

Diferença entre os gêneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

Tabela 7 - Percentagem de ativação muscular de cada um dos músculos em análise em cada uma das quatro fases do movimento e respetiva existência de diferenças significativas pela análise do valor prova (p) na distância de 140% da atividade de beber em ambos os grupos.

Músculo	Grupo	T1 (%)	P	T2 (%)	p	T3 (%)	p	T4 (%)	p
DA	Feminino	24,0	0,459	33,3	0,881	35,6	0,581	17,4	0,217
	Masculino	28,5		34,3		39,5		44,0	
B	Feminino	7,8	0,092	17,8	0,003**	15,7	0,003**	9,3	0,315
	Masculino	5,3		9,9		7,7		7,4	
T	Feminino	10,3	0,089	16,1	0,004**	17,8	0,019*	11,9	0,098
	Masculino	6,9		8,7		8,9		8,8	
FSD	Feminino	4,7	0,715	10,6	0,037*	11,5	0,026*	8,2	0,101
	Masculino	4,3		5,9		5,7		5,8	
ECD	Feminino	11,2	0,118	27,5	0,137	21,0	0,174	14,3	0,089
	Masculino	8,3		19,1		17,8		12,5	

*p<0.05; ** p<0.01; *** p<0.001

Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas (valor p> 0,05) ao nível da ativação muscular nas diferentes fases da atividade em estudo nos dois grupos nos músculos DA e ECD.

Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos dois grupos relativas à percentagem de ativação muscular nos músculo B, T e FSD nas fases T2 e T3, sendo os participantes do género feminino a apresentarem sempre valores de percentagem superiores.

Tabela 8 - Efeito do aumento da distância do objeto na percentagem de ativação muscular. Análise de variância.

		Distância do objeto			
		60	100	140	
Percentagem de ativação muscular	Deltoide	30,6 ^a	35,3 ^b	37,5 ^c	F (1,60;44,799)= 5,112*
	Tricípite	5,46 ^a	9,72 ^b	13,3 ^c	F (1,498; 41,535)= 16,156**

As letras diferentes correspondem, em cada linha, a médias significativamente diferentes.

*p<0.05; ** p<0.01; *** p<0.001

A percentagem de ativação dos músculos B [F(1,203;33,680)=0,505; p=0,567], FSD [F(2,56)=0,646; p=0,643] e ECD [F(1,716;48,037)=1,979; p=0,189] apresenta-se igual nas três distâncias.

Contudo, a participação dos músculos DA e T é significativamente diferentes nas três distâncias, verificando-se assim através da tabela 8 um aumento da participação muscular (todas as diferenças significativas segundo o teste LSD, $p < 0.01$).

Constata-se também que apenas a ativação muscular do músculo DA nas três distâncias em análise é dependente do género visto que a interação entre os fatores é significativa [$F(1,60;44,799)$; $p=0,015$], apresentando o grupo feminino valores sempre superiores.

2. Cinemática

2.1 Tempo de movimento

Pela análise dos resultados relativos ao tempo de execução da tarefa (Anexo III, Tabela 1) é possível constatar que na distância de 60% em ambos os grupos a fase 1 foi a mais rapidamente executada e a fase T3 a mais demorada. Por sua vez na distância de 100% os participantes do gênero feminino executaram a tarefa mais rapidamente na fase T1 e os participantes do gênero masculino na fase 4, sendo a fase 3 a mais demorada. Já na distância de 140% os participantes do gênero feminino foram mais rápidos na fase T2 e mais lentos na fase T4 da tarefa, enquanto os participantes do gênero masculino realizaram mais rapidamente a tarefa na fase T4 e mais lentamente a fase T3.

No tempo total da execução da tarefa constata-se que existe um aumento nas três diferentes distâncias em análise em ambos os grupos, sendo a distância de 60% a mais rapidamente realizada, seguida da distância de 100% e por último a distância de 140% a mais demorada. Nas três distâncias os participantes do gênero feminino foram mais rápidos do que os participantes do gênero masculino.

Tabela 9- Diferenças estatísticas no tempo total de movimento entre os grupos feminino e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.

Variável cinemática	Distância do objeto	Grupo	Média ± Desvio Padrão	p	Valor da estatística
Tempo total de movimento (s)	60	Feminino	6,27±1,34	0,405	0,846
		Masculino	6,77±1,85		
	100	Feminino	6,36±1,22	0,144	1,504
		Masculino	7,29±2,04		
	140	Feminino	7,54±1,67	0,272	1,121
		Masculino	8,29±1,98		

Pela análise dos dados estatísticos reunidos na tabela 9 é possível constatar que não existem diferenças estatisticamente significativas (valor $p > 0,05$) entre o grupo feminino e o grupo masculino no tempo total de movimento nas três distâncias em análise.

Diferença entre os gêneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

Tabela 10 - Efeito do aumento da distância do objeto no tempo total de movimento. Análise de variância.

	Distância do objeto			
	60	100	140	F (2,43)
Tempo total de movimento (s)	6,51a	6,82b	7,91c	51,48***

As letras diferentes correspondem, em cada linha, a médias significativamente diferentes.

* $p \leq 0.05$; ** $p \leq 0.01$; *** $p \leq 0.001$

O tempo total de movimento é significativamente diferentes nas três distâncias, sendo realizada em 6,51 s na distância de 60%, 6,82 s na distância de 100% e de 7,91 s na distância de 140% (todas as diferenças significativas segundo o teste LSD, $p < 0.01$), verificando-se assim um aumento do tempo total de movimento.

Não existem evidências estatísticas [$F(2,56)=0,345$; $p=0,447$] para afirmar que a interação entre os fatores é significativa, ou seja, que o tempo total de movimento nas três distâncias em análise é dependente do gênero.

2.2 Velocidade Máxima

Nos indivíduos do gênero masculino a velocidade máxima na distância de 60% foi atingida na fase T3 (762,64 mm/s) enquanto nos grupos do gênero feminino a velocidade máxima foi atingida na fase T2 (624,19 mm/s). Já nas distâncias de 100 e 140 % ambos os grupos atingiram a velocidade máxima na fase T2. Assim, o grupo feminino na distância de 100% registou uma velocidade máxima de 767,86 mm/s e na distância de 140 % de 978,46 mm/s, enquanto o grupo masculino na distância de 100% registou uma velocidade máxima de 782,04 mm/s e na distância de 140 % de 1245,02 mm/s (Anexo III, Tabela 2).

Tabela 11 - Diferenças estatísticas na velocidade máxima entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber

Variável cinemática	Distância do objeto	Grupo	Mediana ± Desvio Interquartil	Valor p	Valor da estatística
Velocidade máxima (mm/s)	60	Feminino	976,40±219,31	0,870	0,187
		Masculino	948,00±205,05		
	100	Feminino	1308,00±230,11	0,902	0,145
		Masculino	1189,90±270,10		
	140	Feminino	1486,41±104,30	0,775	0,311
		Masculino	1292,30±141,68		

Pela análise dos dados estatísticos (tabela 11) é possível constatar que não existem diferenças estatisticamente significativas (valor $p > 0,05$) entre o grupo feminino e o grupo masculino na velocidade máxima nas três distâncias em análise.

No que concerne ao comportamento da velocidade máxima ao longo das três distâncias existem evidências estatísticas [$F(2,56)=1,436$; $p=0,247$] para afirmar que esta variável cinemática é igual nas três distâncias. Para além disto, é possível constatar que a velocidade máxima nas três distâncias em análise não é dependente do sexo visto que a interação entre os fatores não é significativa [$F(2,56)=0,116$; $p=0,890$].

2.3 Deslocamento do Tronco

Na distância de 60% ambos os grupos apresentaram um maior deslocamento do tronco na fase T4 (184,24 mm grupo feminino e 226,11 mm grupo masculino). Tal voltou-se a verificar no que concerne ao grupo feminino nas duas outras distâncias em análise (100% 537,78 mm e 140% 689,57 mm). Por seu turno, o grupo masculino na distância de 100% apresenta um maior deslocamento do tronco na fase T3 (450,08 mm) e na distância de 140% na fase T4 (689,57 mm) (Anexo III, tabela 3).

No grupo feminino é na fase T2 em todas as distâncias que se evidencia um menor deslocamento do tronco. Já no grupo masculino tal verifica-se na fase T1 nas distâncias 60 e 100% e na fase T3 na distância de 140%.

Tabela 12 - Diferenças estatísticas no deslocamento máximo do tronco entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.

Variável cinemática	Distância do objeto		Mediana ± Desvio Interquartil	Média ± Desvio Padrão	Valor p	Valor da estatística
Deslocamento máximo do tronco (mm)	60	Feminino	114,16±53,22		0,233	1,224
		Masculino	167,65±51,10			
	100	Feminino	372,00±45,13		0,325	1,016
		Masculino	459,32±122,70			
	140	Feminino		689,57±87,47	0,182	1,367
		Masculino		765,26±195,80		

Pela análise dos dados estatísticos (tabela 12) é possível constatar que não existem diferenças estatisticamente significativas (valor $p > 0,05$) entre o grupo do género feminino e o grupo do género masculino no deslocamento máximo do tronco nas três distâncias em análise.

Tabela 13 - Efeito do aumento da distância do objeto no deslocamento do tronco. Análise de variância.

	Distância do objeto			
	60	100	140	F (2,38)
Deslocamento do tronco (mm)	205,17a	499,63b	727,14c	25,70***

Diferença entre os gêneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

As letras diferentes correspondem, em cada linha, a médias significativamente diferentes.
* $p \leq 0.05$; ** $p \leq 0.01$; *** $p \leq 0.001$

Pela análise da tabela 13 constatou-se que o deslocamento do tronco é significativamente diferente nas três distâncias, sendo de 205,17mm na distância de 60%, 499,63mm na distância de 100% e de 727,14mm na distância de 140% (todas as diferenças significativas segundo o teste LSD, $p < 0.01$), verificando-se assim um aumento do deslocamento do tronco.

Porém, não existem evidências estatísticas [$F(2,38)=0,597$; $p=0,554$], para afirmar que a interação entre os fatores é significativa, ou seja, que o deslocamento do tronco nas três distâncias em análise é dependente do gênero.

2.4 Ângulos

2.4.1 Ângulo do Ombro no Plano Sagital

As fases em que se verificaram um ângulo mais elevado do ombro no plano sagital foram na fase T1 e na fase T4 nas três distâncias em estudo (anexo III, tabela 4).

Tabela 14 - Diferenças estatísticas no ângulo máximo do ombro no plano sagital entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.

Variável cinemática	Distância do objeto		Mediana ± Desvio Interquartil	Média ± Desvio Padrão	Valor p	Valor da estatística
Ângulo máximo de flexão do ombro (°)	60	Feminino	107,06±22,76		0,202	1,224
		Masculino	109,10±19,50			
	100	Feminino		96,27±6,57	0,614	0,508
		Masculino		94,67±10,26		
	140	Feminino		108,47±8,11	0,000***	25,57
		Masculino		103,60±31,07		

*p≤0.05; ** p≤0.01; *** p≤0.001

Através da análise dos dados estatísticos expressos na tabela 14 é possível constatar que existem diferenças estatisticamente significativas no ângulo máximo de flexão do ombro na distância de 140% entre os grupos em estudo, sendo o grupo feminino que apresenta o maior deslocamento angular (108,47°). No que concerne às restantes distâncias em análise não se verificaram diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 15 - Efeito do aumento da distância do objeto no ângulo máximo de flexão do ombro. Análise de variância.

	Distância do objeto			F (1,294;36,238)
	60	100	140	
Ângulo máximo de flexão do ombro (°)	61,71 ^a	95,47 ^b	103,33 ^b	754,47***

As letras diferentes correspondem, em cada linha, a médias significativamente diferentes.

*p≤0.05; ** p≤0.01; *** p≤0.001

Através da análise dos dados resumidos na tabela 15 constata-se que o ângulo máximo de flexão do ombro é significativamente diferentes na distância de 60% para 100%,

sendo 61,71° na distância de 60%, 95,47° na distância de 100% (todas as diferenças significativas segundo o teste LSD, $p < 0.01$).

É possível também constatar que o ângulo máximo de flexão do ombro nas três distâncias em análise não é dependente do sexo pois não existem evidências estatísticas [$F(1,294;36,238)=0,348$; $p=0,832$] para afirmar que a interação entre os fatores ângulo máximo de flexão do ombro e gênero é significativa.

2.4.2 Ângulo do Ombro no Plano Frontal

A fase em que se verificou um maior ângulo máximo do ombro no plano frontal foi na fase T2 nas três distâncias em estudo.

O ângulo máximo na distância de 60% foi de 28,81°, na distância de 100% foi de 32,53° e na de 140% de 26,87° (anexo III, tabela 5).

Tabela 16 - Diferenças estatísticas no ângulo máximo de abdução do ombro entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.

Variável cinemática	Distância do objeto	Grupo	Média ± Desvio Padrão	Valor p	Valor da estatística
Ângulo máximo de abdução do ombro (°)	60	Feminino	20,54±15,18	0,508	0,615
		Masculino	28,81±13,98		
	100	Feminino	18,67±25,98	0,160	1,442
		Masculino	32,53±26,68		
	140	Feminino	1,80±19,50	0,741	0,334
		Masculino	3,27±55,50		

Pela análise dos dados estatísticos é possível constatar que não existem diferenças estatisticamente significativas (valor $p > 0,05$) entre o grupo do gênero feminino e o grupo do gênero masculino no ângulo máximo de abdução do ombro nas três distâncias em análise.

Ao longo das três distâncias em estudo o ângulo máximo de abdução do ombro é sempre igual [$F(1,415;39,610)=1,886$; $p=0,174$]. Para além disto, é possível também constatar que o ângulo máximo de abdução do ombro nas três distâncias em análise não é dependente do sexo pois não existem evidências estatísticas [$F(1,415;39,610)=5,658$; $p=0,180$] para afirmar que a interação entre os fatores ângulo máximo de abdução do ombro e gênero é significativa.

2.4.3 Ângulo do Cotovelo no Plano Sagital

É na fase T2 que se verifica um maior ângulo máximo de flexão do cotovelo na distância de 60% (78,74°) e na fase T3 nas distâncias de 100% (75,99°) e 140% (76,11°).

O ângulo máximo na distância de 60% foi de 28,81°, na distância de 100% foi de 32,53° e na de 140% de 26,87° (anexo III, tabela 6).

Tabela 17 - Diferenças estatísticas no ângulo máximo de flexão do cotovelo entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.

Variável cinemática	Distância do objeto		Mediana ± Desvio Interquartil	Média ± Desvio Padrão	p	Valor da estatística
Ângulo máximo de flexão do cotovelo (°)	60	Feminino	94,00±11		0,638	12,826
		Masculino	95,00±13,00			
	100	Feminino		75,99±8,17	0,000***	1,887
		Masculino		69,59 ±43,19		
	140	Feminino	110,00±11,00		0,000***	1,224
		Masculino	109,00±20,00			

*p≤0.05; ** p≤0.01; *** p≤0.001

Através da análise dos dados estatísticos expressos na tabela 17 é possível constatar que existem diferenças estatisticamente significativas no ângulo máximo de flexão do cotovelo na distância de 100 e 140% entre os grupos em estudo, sendo o grupo feminino que apresenta o maior ângulo máximo de flexão do cotovelo.

Ao longo das três distâncias em estudo o ângulo máximo de flexão do cotovelo é sempre igual [F(1,471;41,189)=0,848; p=0,404]. Para além disto, é possível também constatar que o ângulo máximo de flexão do cotovelo nas três distâncias em análise não é dependente do sexo pois não existem evidências estatísticas [F(1,471;41,189)=0,848; p=0,832] para afirmar que a interação entre os fatores ângulo máximo de flexão do cotovelo e género é significativa.

2.4.4 Ângulo do Punho no Plano Frontal

Na distância de 60% o grupo feminino apresentou um maior ângulo do punho na fase T2 (38,44°) e o grupo masculino na fase T3 (6,90°). Na distância de 100% tal verificou-se em ambos os grupos na fase T2. Na distância de 140% no grupo feminino o ângulo máximo do punho ocorreu na fase T3 e no grupo masculino na fase T4 (anexo III, tabela 7).

Tabela 18 - Diferenças estatísticas no ângulo máximo de desvio cubital do punho entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.

Variável cinemática	Distância do objeto		Mediana ± Desvio Interquartil	Média ± Desvio Padrão	p	Valor da estatística
Ângulo máximo de desvio cubital do punho (°)	60	Feminino	13,19±84,47		0,967	0,106
		Masculino	12,60±30,40			
	100	Feminino		27,50±47,21	0,747	0,326
		Masculino		21,33±56,20		
	140	Feminino	29,80±87,62		0,233	0,214
		Masculino	20,00±26,00			

Pela análise dos dados estatísticos é possível constatar que não existem diferenças estatisticamente significativas (valor $p > 0,05$) entre o grupo do gênero feminino e o grupo do gênero masculino no ângulo máximo do desvio cubital do punho nas três distâncias em análise.

Ao longo das três distâncias em estudo o ângulo máximo do desvio cubital do punho é sempre igual [$F(1,634;45,759)=1,122$; $p=0,325$]. Para além disto, é possível também constatar que o ângulo máximo do desvio cubital do punho nas três distâncias em análise não é dependente do sexo pois não existem evidências estatísticas [$F(1,634;45,759)=0,316$; $p=0,687$] para afirmar que a interação entre os fatores ângulo máximo do desvio cubital do punho e gênero é significativa.

2.5 Índice de Curvatura do Movimento

Na distância de 60 e 100% o grupo do gênero feminino apresentou melhores resultados (0,90 mm; 0,97mm) na fase T3 e o grupo masculino na fase T2 (0,98 mm; 0,94 mm). Na distância de 140% o grupo masculino obteve um melhor ICM na fase T4 (0,97 mm) e o gênero feminino na fase T1 (0,87 mm) (Anexo III, Tabela 8)

Tabela 19 - Diferenças estatísticas no índice de curvatura entre os grupos femininos e masculino pela análise do valor prova (p) na distância de 60,100 e 140% da atividade de beber.

Variável cinemática	Distância do objeto	Grupo	Mediana ± Desvio Interquartil	p	Valor estatística
Índice de curvatura de movimento (mm)	60	Feminino	0,94±0,03	0,744	0,353
		Masculino	0,86±0,16		
	100	Feminino	0,96±0,04	0,935	0,104
		Masculino	0,92±0,11		
	140	Feminino	0,97±0,03	0,902	0,145
		Masculino	0,91±0,14		

Pela análise dos dados estatísticos é possível constatar que não existem diferenças estatisticamente significativas (valor $p > 0,05$) entre o grupo do gênero feminino e o grupo do gênero masculino no índice de curvatura ótimo nas três distâncias em análise.

Ao longo das três distâncias em estudo o ICM é sempre igual [F(1,548;43,348)=0,387; $p=0,628$]. Para além disto, é possível também constatar que o ICM nas três distâncias em análise não é dependente do sexo pois não existem evidências estatísticas [F(1,548;43,348)=0,474; $p=0,577$] para afirmar que a interação entre os fatores ICM e gênero é significativa.

2.6 Unidades motoras

Nas três distâncias em análise ambos os grupos apresentaram sempre uma unidade motora em cada uma das fases do movimento.

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

CAPITULO IV

DISCUSSÃO

Neste capítulo pretendemos realizar a discussão dos resultados obtidos realizando uma confrontação dos mesmos com os estudos mais recentes acerca da temática em estudo.

O presente estudo forneceu uma análise eletromiográfica e cinemática detalhada da atividade de beber em dois grupos distintos formados por jovens adultos saudáveis. Para tal, foi delineado um protocolo de avaliação desta atividade em três distâncias distintas e obtidos dados eletromiográficos de tempo e percentagem de ativação ao longo da atividade mencionada e dados cinemáticos como, tempo total de movimento, velocidades máximas, deslocamento do tronco, ângulos de flexão e abdução do ombro, flexão do cotovelo e desvio cubital do punho, Índice de Curvatura de Movimento e Unidades Motoras. Estes dados foram comparados entre si, através de meios estatísticos, de forma a inferir sobre possíveis diferenças entre os grupos estudados.

A nossa amostra, como previamente referido, foi constituída por dois grupos, um grupo feminino formado por 15 participantes, com uma média de idades de 23 anos e um grupo masculino também ele formado por 15 participantes, com uma média de idades de 25 anos. A grande maioria dos participantes apresentava um curso superior e outros eram estudantes universitários. Nenhum dos participantes era praticante de desporto de alta competição.

No primeiro objetivo delineado tentou-se verificar se existiam diferenças entre os grupos feminino e masculino nos parâmetros eletromiográficos e cinemáticos estudados durante a atividade diária de beber. Assim, no que se refere aos dados eletromiográficos, mais propriamente aos tempos de ativação muscular, constatou-se que não foram obtidos resultados estatisticamente significativos que comprovem a existência de diferenças entre o grupo feminino e o grupo masculino. Todavia no nosso estudo observaram-se tempos de ativação muscular médios inferiores no grupo masculino comparativamente ao grupo feminino, tal como observado por um trabalho de investigação desenvolvido por Heise, Bohne e Bressel (2002), verificando-se apenas pré ativação de todos os músculos no grupo masculino na distância de 60%. Estudos relatam ativações musculares antes do inicio do movimento de alcançar (Heise et al, 1997; Wagner et al, 2007; Tyler & Karst, 2004). Porém, a maioria dos estudos focam-se essencialmente na musculatura do tronco e membro inferior e os que descrevem o comportamento dos músculos do membro superior não apresentam condições de análise semelhantes às deste estudo.

Quando se analisaram as diferenças entre os grupos na percentagem de ativação muscular ao longo da atividade, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os gêneros, em que o grupo feminino apresenta, em todas as condições, valores superiores ao grupo masculino. Vários estudos têm constatado a existência de alterações na composição e morfologia das fibras musculares entre os gêneros, uma vez que as mulheres, via de regra, possuem menor diferença na proporção entre fibras do tipo I e do tipo II (Fukuda et al, 2010; Wust et al, 2008). As fibras do Tipo I tendem a ser em maior número no gênero feminino (Staron et. al., 2000), já o gênero masculino apresenta uma maior quantidade de fibras Tipo II (Krishnan et al.,2008). As fibras do tipo I, também conhecidas como fibras lentas, apresentam diâmetros menores, menor velocidade de contração e maior resistência à fadiga, enquanto que as fibras tipo II, ou fibras rápidas, apresentam diâmetros maiores, maior velocidade de contração e menor resistência à fadiga (Widmaier, Raff e Strang, 2004). Sabe-se ainda que a amplitude do potencial de ação pelas fibras musculares é proporcional ao diâmetro das mesmas. Logo, como consequência as fibras rápidas são capazes de gerar potenciais de ação maiores que as fibras lentas. Isto pode então explicar o porquê da atividade muscular ser superior nos homens (Krishnan et al., 2008; Cowan et al., 2009) e da capacidade de resistir à fadiga ser superior nas mulheres (Hostler et al, 2001; Doyle & Towse, 2002; Russ & Towse, 2003; Salvador et al, 2005; Albert et al, 2006). Tal não vai de encontro aos resultados obtidos, visto que seria de esperar que os indivíduos do grupo masculino apresentassem maior percentagem de ativação muscular. Contudo, há também que salientar que os estudos citados anteriormente debruçaram-se na sua grande maioria na investigação da musculatura do membro inferior, existindo escassa bibliografia que dê enfoque ao mesmo tipo de estudo aos músculos do membro superior.

Wagner e colaboradores (2007) reportaram percentagens entre 1-2% de CVIM no movimento de alcançar num grupo de indivíduos saudáveis com uma média de idades de 58.4 ± 13.1 . Estes valores encontram-se abaixo dos obtidos no nosso estudo. Contudo, há que referir que tanto a media de idades como as condições de análise do estudo referido anteriormente são distintas das adotadas por este estudo, não sendo possível realizar comparações. Para além disto, nenhum estudo do nosso conhecimento, realizou uma caracterização da percentagem de CVIM nos movimentos de alcançar e transportar na atividade diária de beber, tal como feito por este trabalho.

Num estudo realizado por Rozzi e colaboradores (1999^a) em atletas de ambos os gêneros foi constatado que as atletas do gênero feminino apresentavam maior laxidez

ligamentar e em simultâneo ativações musculares mais elevadas quando comparados com os atletas do género masculino. A razão pela qual os autores apontam para justificar estes resultados é o facto das atletas do género feminino adotarem um ativação muscular compensatória de forma a poderem atingir uma estabilização mais funcional das articulações. Esta explicação poderá então justificar os resultados obtidos neste estudo, ou seja, a laxidez ligamentar evidenciada nos indivíduos do género feminino (Rozzi et al., 1999b), levou a uma necessidade de ativação muscular compensatória resultando numa maior percentagem de ativação muscular no grupo feminino.

Relativamente aos parâmetros cinemáticos apenas se constataram diferenças significativas entre os grupos nos ângulos de flexão do ombro e de flexão do cotovelo, apresentando o grupo feminino valores angulares mais elevados. Este facto, pode mais uma vez, estar relacionado com a laxidez ligamentar evidenciada no género feminino, conduzindo a maiores ângulos articulares (Kapandji, 2000). Vários estudos têm-se debruçado sobre as diferenças entre os géneros nos ângulos constatando-se que indivíduos do género feminino tendem a apresentar ângulos mais elevados em algumas articulações como anca e ombro e ângulos menores nas articulações de joelho e cotovelo (Lephart et al, 2002; Decker et al, 2003; Ferber & Williams, 2003; Hurd et al, 2004; McLean et al, 2005; Schmitz et al, 2007; Chen et al, 2011). Porém, há que salientar que a amostra de todos estes estudos foi constituída por homens e mulheres desportistas e as condições de avaliação foram diferentes das utilizadas no nosso estudo. Não se tendo assim, encontrado estudos semelhantes de forma a realizar comparações mais efetivas.

No segundo objetivo deste trabalho pretendeu-se perceber se os valores da eletromiografia e da cinemática do membro superior são dependentes do género à medida que a distância do objeto é alterada.

Segundo a hipótese *evolucionária caçador coletor* seria de esperar que os indivíduos do género masculino obtivessem melhores desempenhos na execução dos movimentos aquando da utilização dos músculos proximais do membro superior e numa maior distância (Silverman & Eals, 1992; Sanders & Perez, 2007). Ao invés disso, indivíduos do género feminino deveriam obter melhores desempenhos na execução dos movimentos do membro superior com a utilização dos músculos distais e numa menor distância. Contudo, no nosso estudo apenas a percentagem de ativação muscular do músculo Deltoide Anterior se mostrou dependente do género nas três diferentes distâncias, sendo o grupo feminino a revelar valores

superiores. Perante isto, tanto este resultado, como o facto de neste estudo mais nenhum dos parâmetros eletromiográficos e cinemáticos avaliados apresentaram-se dependentes do género ao longo das três distâncias, não vão de encontro a um estudo realizado por Sanders, Sinclair & Walsh (2007), não confirmando assim, que os pressupostos supracitados da *hipótese evolucionária caçador coletor* não se verificaram aquando da análise da atividade diária de beber.

No terceiro objetivo deste trabalho propôs-se realizar uma análise completa do movimento de alcançar, agarrar e transportar na atividade diária de beber em três momentos distintos em ambos os grupos, de forma a caracterizar parâmetros eletromiográficos e cinemáticos dos movimentos em população adulta saudável.

Desta forma, e iniciando pelos parâmetros eletromiográficos, verifica-se que em ambos os grupos estudados o músculo ECD ou o músculo FSD tendem a ser os primeiros a serem ativados seguidos pelo B, DA e por último o T. Num estudo realizado por Wagner, Dromerick, Sahmann e Lang (2007) constata-se que aquando do movimento de alcançar o primeiro músculo a ativar é o B (-0,083s), seguido do DA (-0,077s), ECD (-0,058s), T (-0,053s) e por último FSD (-0,029s). Quando comparados estes valores com os obtidos neste estudo verificam-se diferenças na ativação dos primeiros músculos. Uma das possíveis razões para que no nosso estudo os músculos ECD e FSD sejam os primeiros a ser ativados poderá estar relacionada com posição inicial da extremidade distal do membro superior (metacarpos sobre a mesa) adotada visto que os dedos dos participantes poderão estar tanto em flexão como em extensão.

Relativamente à percentagem de ativação muscular observamos evidências estatísticas de que a percentagem de ativação muscular dos músculos Deltoide Anterior e Tricipite são significativamente diferentes nas três distâncias, evidenciando-se um aumento deste parâmetro com um aumento da distância. Tal vai de encontro ao descrito na bibliografia, ou seja, um aumento da distância de alcance do objeto corresponde a um aumento do valor da força muscular (Bonney et al, 2008).

Constatamos ainda que foram os músculos DA e ECD os que apresentaram, em ambos os grupos, valores médios mais elevados ao longo da atividade de beber nas três distâncias em estudo. Holzbaur, Murray, Gold e Delp (2007) realizaram um estudo com jovens adultos onde caracterizaram o volume ocupado por cada músculo constituinte do membro superior ao longo deste segmento. Desta forma, centrando-nos nos músculos

estudados, verificara-se que o músculo Dêltoide Anterior é o que apresenta um maior volume de ocupação (380,5cm³), seguido do Tricipite (372,1 cm³), Bicipite (143,7 cm³), Flexor Superficial dos Dedos (74,2 cm³) e por último, o Extensor Comum dos Dedos (28,6 cm³). Segundo, Widmaier, Raff e Strang, (2004) a tensão produzida pela contração do músculo depende da quantidade de tensão desenvolvida por cada fibra e do número de fibras ativas no músculo. Os músculos apresentam diferentes dimensões sendo que músculos com menores dimensões apresentam um menor número de fibras por unidade motora enquanto que grandes músculos apresentam unidades motoras muito maiores. Desta forma, quanto maior o músculo, maior serão o número de fibras ativas no mesmo e assim, maior será a tensão produzida pela contração muscular. Posto isto, e de acordo com o descrito anteriormente, os músculos que deveriam apresentar uma maior percentagem de ativação muscular deveriam ter sido o DA e o T, seguido do B, FSD e ECD. Assim, no que concerne ao DA parece ir ao encontro ao relatado na bibliografia (Widmaier, Raff e Strang, 2004; Holzbaur, Murray, Gold e Delp, 2007). Contudo, seria de esperar que o ECD fosse o músculo com menor percentagem de ativação muscular média e tal não aconteceu. Para além disto, e ao contrário do previsto o músculo T apresenta os valores mais baixos de percentagem de ativação muscular média (Widmaier, Raff e Strang, 2004; Holzbaur, Murray, Gold e Delp, 2007).

Por último, e no que concerne às percentagens de ativação musculares médias ao longo das diferentes fases da atividade de beber Rueda et al, (2011) constataram que o músculo DA apresenta maior atuação nas fases de levar o copo à boca e retorno do copo à mesa; o músculo bicípite na fase em que o copo é levado à boca; o músculo tricípite nas fases abandonar o copo na mesa regressando à posição inicial; os músculos extensores do punho atuaram aquando da fase de alcançar o copo e na fase de retorno do copo à mesa; e os músculos flexores do punho na fase de transporte do copo à boca. No nosso estudo, no que concerne aos músculos DA, B e T foram obtidos os mesmos resultados, constatando-se assim estar de acordo com o preconizado na bibliografia (Rueda et al, 2011; Massie et al, 2012). Relativamente ao músculo FSD, no nosso estudo, este apresentou maior atuação no grupo feminino na fase T3 enquanto no grupo masculino o mesmo se verifica na fase T4. Assim, sabendo que o músculo FSD tem como funções a flexão das metacarpo-falângicas e interfalângicas proximais dos quatro últimos dedos seria de esperar que tivesse sido obtida maior percentagem de ativação muscular na fase de agarrar a garrafa (T1) (Blake, 2000). Também os resultados do ECD não vão de encontro ao esperado (Rueda et al, 2011) uma

vez que este músculo tendo como ação a extensão das metacarpo falângicas e interfalângicas dos dedos e extensão do punho, deveria atuar na fase de abandonar a garrafa na mesa (T3), ao invés do observado ou seja, maior atuação na fase T2 (levar garrafa à boca).

Posto isto, os resultados encontrados para o músculo FSD no grupo masculino poderá estar relacionado com a posição final de apoio da mão sobre a mesa com os dedos ainda em flexão adotada por estes participantes. Já os resultados encontrados para este músculo no grupo feminino e para o músculo ECD poderão ser explicados pela ação de antagonismo-sinergia que os músculos ECD e FSD apresentam (Kapandji, 2000). Isto é, a eficácia máxima do músculo FSD é conseguida quando a primeira falange está em extensão pela contração do ECD. No caso do músculo ECD, este apenas atua sobre as segundas e terceiras falanges se os dedos estiverem em flexão (Kapandji, 2000). Desta forma, estes resultados levam-nos a considerar que a atividade eletromiográfica registada por ambos os músculos serão consequência das suas ações de sinergia onde realizam igualmente contração ou das suas ações antagonistas através de um trabalho excêntrico de co-contração.

Explorando agora os parâmetros cinemáticos da atividade de beber, mais concretamente, o tempo total de movimento constatou-se que existem evidências estatísticas que comprovam que este parâmetro aumenta com a alteração da distância de alcance indo de encontro ao descrito na bibliografia (Dean et al, 1999).

No que concerne à velocidade máxima obtiveram-se evidências estatísticas que a alteração da distância não corresponde a um aumento da velocidade máxima. Todavia, pela análise das velocidades máximas médias, como realizado por alguns autores (Murphy et al, 2006; Dean et al, 1999), verifica-se um aumento das velocidades máximas á medida que existe um aumento da distância do objeto. Contudo, os valores médios encontrados neste trabalho estão de acordo com os encontrados em estudos similares (Wagner et al, 2007; Murphy et al, 2006; McCrea et al, 2005; Dean et al, 1999^a; Dean et al, 1999^b;))

Estudos realizados ao movimento de alcançar verificaram que o movimento do tronco atua como estabilizador e também como componente integrante em posicionar a mão de forma a alcançar o alvo (Murphy et al, 2006; Kaminski, 1995).

No nosso estudo obtivemos evidências estatísticas que o contributo do tronco aumenta significativamente com o aumento da distância o que vai de encontro ao descrito na bibliografia (Kaminski, 1995; Dean et al, 1999; Murphy et al, 2006; Wang and Stelmach, 2011; Rand et al, 2012). Verificou-se também, através da análise das médias, um ligeiro envolvimento do tronco na distância de 60%. Esta situação não seria de esperar, uma vez

que numa distância inferior ao comprimento do braço não se verifica contributo do tronco, na medida em que o transporte da mão até ao objeto ser realizado principalmente pela flexão do cotovelo e posteriormente, em menor dimensão, pela flexão do ombro (Kaminski, 1995; Dean et al 1999). Apenas nas distâncias de 100 e 140% é que se verifica, em simultâneo com o ombro e cotovelo, o deslocamento do tronco pelo contributo da articulação da anca, aumentando desta forma o alcance ao objeto (Dean et al, 1999). Uma das possíveis razões pode dever-se ao facto de termos utilizado um marcador refletor colocado sobre o esterno como forma de mensurar o contributo do tronco, sendo neste caso, o ângulo de flexão do tronco expresso em milímetros (Michaelson et al, 2001; Rand et al, 2012; Rueda et al, 2012) o que nem sempre é considerado em outros estudos (Kaminski, 1995; Dean et al 1999).

Como citado anteriormente, o movimento de flexão do ombro e de flexão do cotovelo são fundamentais para a execução da atividade de beber. Desta forma, constatamos que se verifica um aumento estatisticamente significativo do ângulo de flexão do ombro da distância de 60 para 100%, não se observando o mesmo da distância de 100 para 140%. Estas evidências vão ao encontro do preconizado na bibliografia, uma vez que aquando da distância de 140% o contributo do tronco e membros inferiores é maior, diminuindo a necessidade do transporte do membro superior pela flexão do ombro (Dean, 1999). Quanto ao ângulo de flexão do cotovelo comprovou-se estatisticamente que se mantém igual em todas as distâncias. Contudo, apesar de não ser espetável uma extensão máxima do cotovelo nas distâncias de 100 e 140% seria esperado um comportamento similar ao ângulo de flexão do ombro (Dean, 1999). Porém, à que salientar que o contributo do cotovelo diminui há medida que se verifica maior envolvimento do tronco. Assim, como no nosso estudo se assistiu a um ligeiro deslocamento do tronco na distância de 60% poderá explicar o comportamento do cotovelo ao longo da atividade de beber nas três distâncias. O ângulo de abdução do ombro e o ângulo de desvio cubital do punho mantiveram-se também iguais nas três distâncias.

Assim, ao longo da atividade de beber observaram-se ângulos de flexão do ombro e extensão do cotovelo mais elevados aquando da fase de alcançar a garrafa. Por sua vez a abdução máxima do ombro e a flexão máxima do cotovelo foi alcançada no momento do transporte da garrafa à boca tal como descrito na bibliografia (Murphy et al, 2006).

A abdução pura, descrita unicamente no plano frontal, é um movimento pouco comum do membro superior. Pelo contrário, a abdução associada a uma flexão determinada, isto é, a elevação do braço no plano da omoplata, formando um ângulo de 30° em sentido

anterior com relação ao plano frontal, é o movimento mais utilizado, principalmente para levar a mão até à nuca ou à boca. Desta forma, os valores de amplitude de movimento da abdução encontrados neste estudo variam entre os 0° e 30° e a flexão entre os 10° e os 108° (Kapandji, 2000). O mesmo foi verificado nas amplitudes de movimento do cotovelo (0°-76°) e do punho (0°-40°) (Kapandji, 2000; Brigstocke, Hearnden & Holt, 2012).

Michaelsen et al, (2001) sugerem que as articulações tendem a não realizar amplitudes de movimento extremas, visto tais amplitudes pressuporem um uso excessivo de energia e diminuam a eficácia do movimento. Neste estudo nenhuma das articulações atingiu o seu máximo de amplitudes de movimento, o que vai de encontro ao mencionado por estes autores Rosenbaum et al (1992); van Ingen Schenau et al (1992); Rosenbaum et al (1993); Cruse et al (1993); Rosenbaum et al (1995).

Relativamente ao ângulo do punho, e apesar das amplitudes de movimento variarem dentro dos valores esperados como supracitado, os resultados obtidos apresentam bastantes oscilações como constatado anteriormente, sendo difícil descrever um padrão do movimento articular do punho ao longo da atividade de beber, nas três condições em análise. De forma a mensurar a amplitude de movimento do desvio cubital do punho foi avaliado o ângulo formado entre as marcas refletoras posicionadas no dedo indicador e o epicôndilo lateral do úmero (Michaelsen et al, 2001; Rand et al, 2012). Num estudo realizado por Brigstocke, Hearnden & Holt^a (2012), utilizaram uma marca colocada no antebraço em vez da selecionada para este estudo. Para além disto, em todos os estudos realizados para a avaliação da cinemática do punho o número de câmaras utilizadas para capturar o movimento variou entre as seis e as dez (Gilmour, Richardas, Redfern (2011); Ping & Parasuraman, (2012); Brigstocke, Hearnden & Holt, (2012^a); Brigstocke, Hearnden & Holt, (2012^b). Neste estudo foram utilizadas quatro câmaras. Assim, o facto de se ter utilizado uma referência anatómica diferente bem como um número mais restrito de câmaras poderá ser a causa de se terem encontrados valores diferentes, não sendo possível realizar uma comparação entre o nosso estudo e os apresentados.

De forma a classificar a qualidade da trajetória do movimento utilizou-se o ICM. Como referido anteriormente, valores próximos do 1 são os valores ótimos esperados deste parâmetro cinemático (Wagner et al, (2008); Richards et al, (2010). Assim, os valores médios obtidos de ICM variaram entre os 0,83mm e os 2,40mm. Num estudo realizado por Michaelsen et al (2001) foi também avaliado o ICM em população normal em dois movimentos de alcançar em duas distâncias diferentes. A primeira distância correspondia a

metade do comprimento do membro superior e a segunda correspondia ao comprimento do membro superior. Desta forma, estes autores obtiveram valores de ICM que variaram entre os 1,20mm e 1,54mm encontrando-se estes valores ligeiramente diferentes dos obtidos no nosso estudo. Contudo, há que referir que a forma como estes autores realizaram a medição do comprimento do braço (desde o bordo medial da axila até ao punho) foi diferente da medição adotada neste trabalho, não permitindo tal a realização de uma comparação efetiva entre os valores por nós obtidos e os valores obtidos pelos autores supracitados.

O número de UM evidenciada neste estudo, tanto no grupo masculino como no grupo feminino foi de uma em cada fase do movimento, o que vai de encontro ao preconizado na bibliografia, ou seja, o movimento de alcançar é caracterizado por uma UM, sendo tal indicativo da presença de um adequado planeamento motor (Hadders-Algra et al, 2007; Cacho et al, 2011).

CONCLUSÕES

Com este estudo foi possível constatar diferenças entre os géneros ao nível das percentagens de ativação musculares e nos ângulos de flexão do ombro e flexão do cotovelo, nos movimentos do membro superior necessário à execução de uma atividade diária de beber, demonstrando o grupo feminino sempre valores superiores. Todos os restantes parâmetros eletromiográficos e cinemáticos não demonstraram diferenças entre ambos os géneros.

Verificou-se de igual forma, que ao longo das três distâncias em estudo, o género apenas influenciou a percentagem do músculo Deltoide Anterior, sendo novamente o grupo feminino a apresentar valores superiores. Tais constatações não corroboram os pressupostos da *hipótese evolucionária caçador coletor*.

Para além disto, evidenciamos o envolvimento do tronco aquando do movimento de alcançar numa distância inferior ao comprimento do braço.

Segundo a AOTA (2008), só quando se termina a análise de uma atividade, é que se percebem as suas exigências, podendo-se a partir daí fazer a comparação com as competências e habilidades específicas da pessoa. Assim, este estudo permitiu realizar uma análise mais precisa, objetiva e fundamentada da eletromiografia e cinemática dos movimentos necessário para a execução de uma atividade diária de beber em indivíduos jovens de ambos os géneros. Tais dados são de extrema importância para a prática do Terapeuta Ocupacional, uma vez que lhe fornece informação dos componentes motores dos movimentos de alcançar e transportar em população saudável, podendo assim, realizar a extrapolação para populações com patologia aprimorando o processo de reabilitação.

Face ao exposto concluímos que todos os objetivos propostos para este trabalho foram alcançados.

Este estudo apresenta como principal limitação o tamanho reduzido da amostra visto tal não permitir que os resultados obtidos sejam generalizados para a população adulta saudável. Podemos também salientar que a nossa amostra apresentava pouca heterogeneidade uma vez que a maioria dos participantes era estudante universitário ou licenciado na área da saúde.

Por último, importa salientar a importância do desenvolvimento de mais investigações em torno desta temática. Assim, sugerimos o aumento da amostra de forma a

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

serem encontrados valores generalizáveis. Para além disto, propõe-se a realização de um estudo semelhante com indivíduos em outras faixas etárias e com indivíduos com problemas e disfunções do membro superior, como afeções neurológicas ou músculo-esqueléticas.

BIBLIOGRAFIA

- Albert, W., Wrigley, A., McLean, R., Sleivert, G. (2006). Sex differences in the rate of fatigue development and recovery. *Dynamic Medicine*, 5:2.
- Amadio, A., and R Araujo. (1999). *Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano: Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica.
- Amadio, A. C., and M. Duarte. (1996). Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento. São Paulo: Laboratório de Biomecânica.
- Amiel-Tison, C., & Grenier, A. (1983). Expression of liberated motor activity (LMA) following manual immobilization of the head. Neurologic evaluation of the newborn and the infant. USA: Masson. pp. 87–109.
- Amorim, C. (2003). Estudo eletromiográfico de força de preensão de indivíduos sadios. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica. Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento. Universidade do Vale do Paraíba.
- Basmajian, J., De Luca, C. (1985). *Muscles Alive, Their Function Revealed by Electromyography*. 5th. USA: Williams e Wilkins.
- Biopac Systems, (s.d). acessado em 31 de março de 2013 em <http://www.biopac.com/>
- Blake, D. (2000). Antebraço e Mão. Provas Funcionais Musculares, cap. 4 Editora Manole: São Paulo, p.61-120.
- Bohnen, C. (2011). Outcome Measure Use in Occupational Therapy for Upper Extremity Rehabilitation: Results of a Survey of Therapist Clinical Practices. *Master of Arts in Occupational Therapy Theses*. Paper 1. http://sophia.stkate.edu/ma_osot/1
- Bonnefoy, A., Louis, N., & Gorce, P. (2009). Muscle activation during a reach-to-grasp movement in sitting position: Influence of the distance. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 269-275.
- Brito, P. (2008). O efeito dos marcadores externos na marcha de indivíduos com doença de Parkinson. Dissertação em Ciências da Reabilitação. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Universidade Federal de Minas Gerais.
- Brigstocke, G., Hearnden, A., Holt, C., Whatling, G. (2012^a). The functional range of movement of the human wrist. *Journal of Hand Surgery Eur*.
- Brigstocke, G., Hearnden, A., Holt, C., Whatling, G. (2012^b). In-vivo confirmation of the use of the dart thrower's motion during activities of daily living. *Journal of Hand Surgery Eur*.
- Broeks, J., Lankhorst, G., Rumping, K., Prevo, A. (1999). The long-term outcome of arm function after stroke: results of a follow-up study. *Disabil Rehabil*, 21(8):357-364.
- Brown, L. Weir, J. (2001). Asep procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Official journal of the American society of exercise physiologists*, 4(3), p. 1-21.
- Cacho, E., Oliveira, R., Ortolan, R., Varoto, R., Cliquet, A. (2011). Upper limb assessment in tetraplegia: clinical, functional and kinematic correlations. Faculty of Health Sciences at Trairi, Federal University of Rio Grande do Norte, Santa Cruz-Rio Grande do Norte, Brazil.

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

- Chen, P., Huang, F., Ming Shih, S. (2011). Differences in 3D Kinematics between genders during volleyball spike. Department of Physical Education National, Taiwan Normal University Taipei, Taiwan.
- Correia, P., Santos, P., Veloso, A. (1993). *Electromiografia: Fundamentação Fisiológica. Métodos de Recolha e Processamento. Aplicações Cinesiológicas*. Lisboa, Portugal: Faculdade de Motricidade Humana/Serviço de Edições - Universidade Técnica de Lisboa.
- Correia, P., Mil-Homens, P. (2004). *A Eletromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Lisboa, Portugal: Faculdade de Motricidade Humana Edições.
- Corraza, S., Mundermann, L., Chaudhari, M., Dermattio, T., Cobelli, C., Andriacchi, P.(2006). Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull Computer Vision and Image Understanding. *Anal. of Biomedical Engineering*, 34(6), 1019-1029.
- Cowan, S., Crossley, K.(2009). Does gender influence neuromotor control of the knee and hip? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2):276-82.
- Cruse. H., Bruwer, M., Dean, J. (1993). Control of three- and four-joint arm movement: Strategies for a manipulator with redundant degrees of freedom. *J Mot Beh*, 25:131-9.
- Dean, C., Sheperd, R., & Adams, R. (1999^a). Sitting balance I: trunk-arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait and Posture*, 10, 135-146.
- Dean, C., Sheperd, R., & Adams, R. (1999^b). Sitting balance II: reach direction and thigh support affect the contribution of the lower limbs when reaching beyond arm's length in sitting. *Gait and Posture*, 10 (2), 147-153.
- Decker, M., Torry, M., Wyland, D. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech*. 18(7), 662-669.
- Doya, K. (2000). Complementary roles of basal ganglia and cerebellum in learning and motor control. *Current Opinion in Neurobiology*;10:732-739.
- Doyle, J., Towse, T. (2002). Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise, *Appl Physiol*, 93:1813-1823.
- Duarte, C., Bérzin, F., Alves, C. (2010) Clinical evaluation of masticatory muscles activity during habitual mastication: a study about normalization of electromyographic data. *Rev Odontol UNESP*, 39(3), 157-162.
- Ferber, R., Davis, I., Williams, D. (2003) Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech*. 18(4), 350-357.
- Fukuda, T., Echeimberg, J., Pompeu, J., Lucareli, P., Garbelotti, S., Gimenes, R., Apolinário, A. (2010). Root Mean Square Value of the Electromyographic Signal in the Isometric Torque of the Quadriceps, Hamstrings and Brachial Biceps Muscles in Female Subjects. *The Journal of Applied Research*.10(1).
- Gabel, C., Michener, L., Burkett, B., & Neller, A. (2006). The Upper Limb Functional Index: Development and determination of reliability, validity, and responsiveness. *Journal Of Hand Therapy*, d19(3). MEDLINE database.
- Geres, G., Filho, R., Azevedo, F., Carvalho, A., Jassi, F. (s/d). Início de ativação muscular de estabilizadores primários e a capacidade física para avaliar a estabilização lombo – pélvica. Faculdade de Ciências e Tecnologia.

- Ghez, C., Gordon, J., Ghilardi, M. (1995). Impairments of reaching movements in patients without proprioception. II effects of visual information on accuracy. *J Neurophysiol.* 73, 361–370.
- Gilmour, A., Richardas, J., Redfern, D. (2011). Investigation of 3D planar wrist movements during activities of daily living. *British Editorial Society of Bone & Joint Surgery.*
- Gravila, D., Davis, L. (1996). 3-D Model-Based Tracking of Human in Action: a Multi-View Approach, Proc. Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 73-82.
- Grossi, J. A., Maitra, K. K., & Rice, M. S. (2007). Semantic priming of motor task performance in young adults: Implications for occupational therapy. *American Journal of Occupational Therapy*, 61, 311–320.
- Gutman, S. A., Mortera, M. H., Hinojosa, J., & Kramer, P. (2007). Revision of the occupational therapy practice framework. *American Journal of Occupational Therapy*, 61, 119–126.
- Hadders-Algra, M., van der Heide, J., Fock, J., Stremmelaar, E., van Eykern, L., Otten, B. (2007). Effect of seat surface inclination on postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Phys Ther.* 87(7), 861-71.
- Hagabarth, K. (1987). Gamma loop contribution to maximal voluntary contractions in man. *Journal of Physiology*, 389, 729-759.
- Hall, J, Kimura, D.(1995). Sexual orientation and performance on sexually dimorphic motor tasks. *Arch. Sex. Behav.* 24, 395–407.
- Halpern, D.F., 1997. Sex differences in intelligence. Implications for education. *Am. Psychol.* 52 (10), 1091–1102.
- Hikosaka, O., Nakamura, K., Sakai, K., Nakahara, H.(2002).Central mechanisms of motor skill learning. *Current Opinion in Neurobiology.*12,217-222.
- Hostler, D., Schwirian, C., Campos, G., Toma, K., Crill, M., Hagerman, G. (2001). Skeletal muscle adaptations in elastic resistance-trained young men and women. *Eur J Appl Physiol.*86,112-8.
- Holzbaur, K.,Murray, W., Gold, G., Delp, S. (2007). Upper limb muscle volumes in adult subjects. *Journal of Biomechanics*, 40, 742–749.
- Hurd, W., Chmielewski, T., Axe, M. (2004). Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin Biomech.* 19(5), 465-472.
- Jeannerod M. (1984). The timing of natural prehension movements. *J Motor Behav.* 16, 199–208.
- Kandel, E., Schwartz, J., Jessell, T. (2000). In:Principles of neural Science 4th ed., New York: McGraw-Hill.
- Kaminski, T., Bock, C., Gentile, A. (1995). The coordination between the trunk and arm motion during pointing movements. *Exp Brain Res*,106:457–66
- King, A., Paulson, D. (2007). Motion Capture Moves into New Realms. IEEE Computer Society.
- Kimura, D. (1999).Sex and Cognition. Massachusetts: MIT Press.
- Kimura, D. (2004). Human sex differences in cognition, fact, not predicament. *Sex Evol Gen.* 6,45-53.
- Kimura, D. (2006). Upper and lower limb reciprocal tapping: evidence for gender biases. *J Mot Behav.* 38(1),15-7.
- Kirkwood, R., Resende, R., Magalhães, C., Gomes, H., Mingotis, S., Sampaio, R. (2011). Aplicação da análise de componentes principais na cinemática da marcha de idosos com osteoartrite de joelho. *Rev Bras Fisioter.*15(1), 52-8.

Diferença entre os gêneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

- Konin, J. (2006). *Cinesiologia Prática para Fisioterapeutas*. 1ª. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.
- Kuhtz-Buschbeck, J., Stolze, H., Johnk, K., Boczek-Funcke, A., Illert, M. (1998) Development of prehension movements in children: a kinematic study. *Exp Brain Res*. 122, 424–432.
- Krishnan, C., Huston, K., Amendola, A., Willians, G. (2008). Quadriceps and hamstrings muscle control in athletic males and females. *Journal of Orthopaedic Research*, 26,800 – 808.
- Lehman, G., McGill, S. (1999). The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography: A Proof of Principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22 (7), 369-370.
- Leporace, G., Praxedes, J., Pereira, G., Chagas, D., Pinto, S., Batista, L. (2011). Ativação Muscular do Quadril e do Joelho em Duas Aterrissagens Realizadas por Atletas do Sexo Masculino. *Rev Bras Med Esporte*. 17(5).
- Lephart, S., Ferris, C., Riemann, B., Myers, J., Fu, F. (2002) Gender Differences in Strength and Lower Extremity Kinematics During Landing. *Clinical Orthopaedics and Related Research Number*. 401, 162–169.
- Lissek, S., Hausmann, M., Knossalla, F., Peters, S., Nicolas, V., Güntürkün, O., Tegenthoff, M. (2007). Sex differences in cortical and subcortical recruitment during simple and complex motor control: An fMRI study. *NeuroImage*. 37, 912–926.
- Lin H., Hsu A., Chang J., Chien C., Chang G. (2008). Comparison of EMG activity between maximal manual muscle testing and cyber maximal isometric testing. *J Formos Med Assoc*, 107, 175-80.
- Ludewig, P., Cook, T. (2000). Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With Symptoms of Shoulder Impingement. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 80, 276-291.
- McCrea, P., Janice, J., Hodgson, A. (2005). Saturated muscle activation contributes to compensatory reaching strategies following stroke. *J Neurophysiol*. 94(5), 2999–3008.
- McLean, S., Walker, K., van den Bogert, A. (2005). Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: an integrated analysis of three sports movements. *Journal Sci Med Sport*. 8(4), 411-422.
- Maitra, K. K., Curry, D., Gamble, C., Martin, M., Phelps, J., Santisteban, M. E., et al. (2003). Using speech sounds to enhance occupational performance in young and older adults. *OTJR: Occupation, Participation, and Health*, 23, 35–44.
- Massie, C., Matthew, P., Malcolm, D., Raymond, B., Browning, C. (2012). Kinematic Motion Analysis and Muscle Activation Patterns of Continuous Reaching in Survivors of Stroke. *Journal of Motor Behavior*. 44(3), 213-222.
- Marchetti, P., Duarte, M. (2006). *Instrumentação em Eletromiografia*. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.
- Merletti, R. (1997). Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 1-2.
- Miall, C. (2002). Modular motor learning. *Trends in Cognitive Sciences*. 6(1), 1-3.

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

- Michaelsen, S., Luta, A., Roby-Brami, A., Levin, M. (2001). Effect of Trunk Restraint on the Recovery of Reaching Movements in Hemiparetic Patients. *Stroke Journal of the American Heart Association*. 32,1875-1883
- Munderman, L., Corazza, S., Andreiacchi, P. (2006). The Evolution Methods for the Capture of Human Movement Leading to Markerless Motion Capture for Biomechanical Applications. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 3(6).
- Murphy, M., Sunnerhagen, K., Johnels, Bo., and Willén, C. (2006). Three dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 3(19), 1-11.
- Murray, M., Drought, A., Kory, R. (1964). Walking patterns of normal men. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 46, 335-360.
- Murray, M., Kory, R., Sepic, S. (1970). Walking Patterns of Normal Women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51,637-650.
- Nicholson, K., Kimura, D. (1996). Sex differences for speech and manual skill. *Percept. Mot. Skills* 82, 3–13.
- Norkin, C., Levangie, K. (1992). Joint Structure and Function. A Comprehensive Analysis. 2nd. EUA:Library of Congress.
- Ping, U., Parasuraman, S.(2012). Modeling of Wrist and Hand Motion while Performing Functional Task. *Advanced Materials Researc*. 433 – 440.
- Pux Wireless Biosignals, (s.d). acessado a 31 de março de 2013 em <http://www.physioplux.com/index.php/pt/system/body-sensors>
- Qualisys Track Manager: User Manual (2010). Acessado a 11 de Julho de 2012 em:http://www.qualisys.com/wp-content/uploads/2011/10/pi_qtm1.pdf.
- Rand, M., Arend, W., Gemmert, V., Hossain, B., Shimansky, Y., Stelmach, G. (2012). Control of aperture closure initiation during trunk-assisted reach-to-grasp movements. *Exp Brain Res*. 219, 293–304.
- Reaz, M., Hussain, M., Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG Sinal Analysis: Detecting, Processing, Classifications and Applications. *Biology Proceedings*, 8(1), 8-35.
- Rice, M. S., Alaimo, A. J., & Cook, J. A. (1999). Movement dynamics and occupational embeddedness in a grasping and placing task. *Occupational Therapy International*, 6,298–310.
- Richards, L., Senesac, C., McGuirk, T., Woodbury, M., Howland, D., Davis, S., & Patterson, S.(2010). Response to Intensive Upper Extremity Therapy by Individuals with Ataxia from Stroke, *International Journal of Rehabilitation Research*. 0,0.
- Rosenbaum, D., Jorgensen, M. (1992). Planning macroscopic aspects of manual control. *Hum Movt Sci*.11,61–9.
- Rosenbaum, D., Engelbrecht, S., Bushe, M., Loukopoulos, L.(1993).Knowledge model for selecting and producing reaching movements. *J Mot Beh*. 25,217–27.
- Rosenbaum, D., Loukopoulos, L., Meulenbroek, R.,Vaughan, J., Engelbrecht, S. (1995). Planning reaches by evaluating stored postures. *Psych Ver*. 102,28–67.
- Rozzi, S., Gear, R., Fu, F.(1999a). Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes, *J Athl Train*. 34, 106-14

Diferença entre os gêneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

- Rozzi, S., Gear, R., Fu, F.(1999b). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am J Sports Med.* 27(3), 12-9.
- Rueda, M., Montero,F., Torres, M., Diego, I., Sánchez, A., Page, J. (2012). Análisis del movimiento de la extremidad superior hemiparética en pacientes con accidente cerebrovascular: estudio piloto. *Neurología.* 27, 343-347.
- Russ, D., Kent-Braun, J. (2003). Sex differences in human skeletal muscle fatigue are eliminated under ischemic conditions. *Appl Physiol.* 94, 2414-2422.
- Salerno, D.F., Copley-Merriman, C., Taylor, T.N., Shinogle, J., & Schulz, R.M. (2002). A review of functional status measures for workers with upper extremity disorders. *Occupational and Environmental Medicine,* 59, 664-670.
- Sanders, G., & Perez, M. (2007). Sex Differences in Performance with the Hand and Arm in Near and Far Space: A Possible Effect of Tool Use. *Evolutionary Psychology* – ISSN 1474-7049 – Volume 5(4).
- Sanders, G., Sinclair, K. and Walsh, T. (2007). Testing predictions from the hunter-gatherer hypothesis – 2: Sex differences in the visual processing of far and near space. *Evolutionary Psychology,* 5, 666-679.
- Sanders, G. and Walsh, T. (2007). Testing predictions from the hunter-gatherer hypothesis– 1: Sex differences in the motor control of hand and arm. *Evolutionary Psychology.* 5, 653-665.
- Salvador,E., Cyrino, E., Gurjão, A., Dias, R., Nakamura, F., Oliveira, A. (2005). Comparação entre o desempenho motor de homens e mulheres em séries múltiplas de exercícios com pesos. *Rev Bras Med Esporte,* 11(5).
- Schneiberg, S., Mckinley, P. Gisel, E., Sveistrup, H., Mayo, N., Levin, M. (2010). The efectiveness of task-oriented intervention and trunk restraint on upper limb movement quality in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology.* 52(11), 245-253.
- Spencer, J. P., Vereijken, B., Diedrich, F. J., & Thelen, E.(2000). Posture and the emergence of manual skills. *Developmental Science,* 3(2), 216–233.
- Schmitz, R., Kulas, A., Perrin, D., Riemann, B., Shultz, S. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics.* 22, 681–688.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Reach, grasp and manipulation. In: Shumway-Cook, A., Wollacott, M., (2001). Motor control, theory and practical application. *Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins.* 447–496.
- Silverman, I., and Eals, M. (1992). Sex differences in spatial abilities: Evolutionary theory and data. In J.H. Barkow, L. Cosmides, and J. Tooby (Eds.), *The Adapted Mind: Evolutionary Psychology and the Generation of Culture* (pp. 533-549). New York: Oxford University Press.
- Soderberg, G.(1992).Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives. Department of Health and Human Services.
- Staron, R., Hagerman, F., Hikida, R., Murray, T., Hostler, D., Crill, M., Ragg, K., Toma. K. (2000). Fiber Type Composition of the Vastus Lateralis Muscle of young Men and Women. *The Journal of Histochemistry & Cytochemistry.* 48 (5), 623-629.
- Tebben, A. B., & Thomas, J. J. (2004). Trowels labeled ergonomic versus standard design: Preferences and effects on wrist range of motion during a gardening occupation. *American Journal of Occupational Therapy,* 58, 317–323.

Diferença entre os gêneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

- Teixeira, M., Silva, D.(2009).Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior durante movimentos de extensão da perna em pacientes com lesão do ligamento cruzado anterior. *Revista do Núcleo Interdisciplinar de Pesquisa e Extensão do UNIPAM (ISSN 1806-6399)*, (6), 107-117.
- Turker, K.(1993). Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. *Physical Therapy*, 73(10), 57-69.
- Tyler, A., Karst, G. (2004). Timing of muscle activity during reaching while standing: systematic changes with target distance. *Gait & Posture*, 20 (2), 126–133.
- Umphred, D. (1994). *Fisioterapia Neurológica*. São Paulo Editora Manole.
- van Ingen Schenau, G., Boots, P., De Groot, G., Snackers, R.(1992).The constrained control of force and position in multijoint movements. *Neurosci.* 46, 197–207.
- Vandenbergh, A., Levin, O., Schutter, J. D., Swinnen, S., & Jonkers, I. (2010). Three-dimensional reaching tasks: Effect of reaching height and width on upper limb kinematics and muscle activity. *Gait and Posture*, 32, 500-507.
- Veber, M., Bajd, T., Munih, M. (2007). Assessment of hand kinematics and its control in dexterous manipulation. 982-985.
- von Hofsten, C., & Lindhagen, K. (1979). Observations on the development of reaching for moving objects. *Journal of Experimental Child Psychology*, 28, 158–173.
- Wang, Xuguang. 1999. Three-dimensional kinematic analysis of influence of hand orientation and joint limits on the control of arm postures and movements. *Biological Cybernetics*. 80,449-463.
- Wang, J., Stelmach, G. (2001) Spatial and temporal control of trunkassisted prehensile actions. *Exp Brain Res*. 136,231–240.
- Wagner, J., Dromerick, A, Sahrman, S., Lang, C. (2007). Upper Extremity Muscle Activation during Recovery of Reaching in Subjects with Post-stroke Hemiparesis. *Clin Neurophysiol*. 118 (1), 164-176.
- Wagner, J., Rhodes, J., Patten, C. (2008). Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. *Phys Ther*. 88,652–663.
- Westcott, S. L., & Burtner, P. (2004). Postural control in children: Implications for pediatric practice. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, 24(1/2), 5–55.
- Widmaier, E., Raff, H., Strang, K. (2004). *Vander’s Human Physiology – The mechanisms of body function*. 9^{ed}. Mc Graw-Hill.
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis: An Introduction*. 4th. USA: Elsevier.
- Wüst, R., Morse, C., Haan, A., Jones, D., Degens, H. (2008). Sex differences in contractile properties and fatigue resistance of human skeletal muscle. *Exp Physiol*. 93(7), 843–850.
- Yun-Huei, Ju., You, Y., Cherng, R.(2010). Effect of task constraint on reaching performance in children with spastic diplegic cerebral palsy. 31(5), 1076–1082.
- Zhou, H., Hu, H.(2004). *Human Movement Tracking and Stroke Rehabilitation*. University of Essex.

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

ANEXOS

Anexo I

Questionário para seleção e caracterização de amostra do estudo:

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

Nº de

Data

<p>1. Nome: _____</p> <p>2. Idade: _____</p> <p>3. Sexo: Feminino <input type="checkbox"/> Masculino <input type="checkbox"/></p> <p>4. Membro Superior Dominante Esquerdo <input type="checkbox"/> Direito <input type="checkbox"/></p>	<p>5. Altura: _____ m</p> <p>6. Peso: _____ Kg</p> <p>7. Índice de massa corporal: _____</p> <p>8. Comp. Do Braço: _____ cm</p> <p>9. 60% _____ cm</p> <p>10. 140% _____ cm</p>
--	---

11. Apresenta qualquer tipo de doença/patologia no membro superior dominante (omoplata, ombro, braço, antebraço, punho e mão)?

Sim Não

Se sim qual? _____

Desde há quanto tempo? _____

12. Tem dor na realização de qualquer atividade que implique o uso dos braços (principalmente no dominante)?

Sim Não

Se sim. Na última semana sentiu essa dor? Sim Não

13. Teve ou tem algum problema no sistema nervoso? (Ex: AVC, traumatismo craniano, Parkinson, etc):

Sim Não

Se sim, qual? _____

14. Já foi operado alguma vez?

Sim Não

Se respondeu sim, refira a quê: _____

15. Tem problemas visuais?

Sim Não

Se sim, o problema visual encontra-se corrigido? Sim Não

16. Tem problemas auditivos?

Sim Não

Se sim, o problema auditivo encontra-se corrigido? Sim Não

Agradeço a sua disponibilidade

Ana Pereira

Declaração de Consentimento

Considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial

Diferença entre os géneros na análise cinemática e eletromiográfica do membro superior durante uma atividade diária de beber

Eu, abaixo assinado (nome completo) _____

_____,
compreendi a informação que me foi transmitida verbalmente, da investigação que se tenciona realizar, para a qual é pedida a minha participação. Foi-me dada a oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e para todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com a Declaração de Helsínquia, a informação que me foi prestada versou os objetivos, métodos, benefícios, riscos potenciais e o eventual desconforto. Além disso foi-me afirmado que tenho o direito de decidir livremente aceitar ou recusar a todo o tempo a minha participação no estudo. Sei que se recusar não haverá qualquer prejuízo para mim.

Foi-me dado todo o tempo que necessitei para refletir sobre a proposta de participação. Nestas circunstâncias, decido livremente aceitar participar neste projeto de investigação, tal como me foi apresentado pelo investigador.

Data: ___/_____/2013

Assinatura do(a) participante:

A Investigadora responsável:

Nome: _____

Assinatura: _____

Anexo II

Protocolo

Este protocolo foi elaborado com o objetivo de realizar uma análise cinemática e análise eletromiográfica da atividade de beber em jovens adultos saudáveis.

A tarefa consiste em alcançar um objeto (garrafa de água com diâmetro 5 cm e altura 18 cm e peso 400gramas, cheia com 33cl), inicia-se movendo o membro superior a partir da posição inicial de repouso alcançando e agarrando o objeto, direcionando-o até boca e posteriormente voltar a coloca-lo sobre a mesa. O movimento é executado no plano sagital e frontal e corresponde a uma preensão palmar cilíndrica (Vandenbergh, 2010). Esta tarefa será realizada em três momentos, correspondente a três distâncias distintas do objeto.

Todos os participantes deverão utilizar uma indumentária que exponha o membro superior dominante.

PARTE

A. Preparar o participante:

1. Certificar-se que o participante apresenta a indumentária adequada e livre de acessórios no membro superior dominante.
2. Preparar a pele para a colocação dos elétrodos sobre os seguintes músculos (Bonney, 2009; Dean, 1999; Vandenbergh, 2010):
 - Deltóide anterior (canal 1)
 - Bicipite (canal 2)
 - Tricipete (canal 3)
 - Flexor superficial dos dedos (canal 4);
 - Extensor comum dos dedos (canal 5);

- Colocar o elétrodo Terra no esterno G.

Precauções: A pele deve estar livre de pilosidades, deve ser suavemente esfoliada e limpa com álcool. Os sensores inter-eléctodos devem estar a uma distância mínima de 20 mm e aplicados no ventre muscular na direção das fibras, seguindo o protocolo SENIAM.

3. Colocar os marcadores refletivos (11) no membro superior dominante nas seguintes referências anatômicas (Dean, 1999):

- Ombro – Acrómio direito (Acrómio D);
- Ombro – Acrómio esquerdo (Acrómio E);
- Cotovelo - Epicôndilo lateral do úmero (cotovelo L);
- Cotovelo - Epicôndilo medial do úmero (cotovelo M);
- Punho - Processo estilóide do cúbito (cúbito);
- Punho - Processo estilóide do rádio (rádio);
- Mão - cabeça do 3º metacarpo (mão);
- Dedo indicador - articulação interfalângica distal (dedo);
- Tórax - região superior do esterno (esterno);
- Crista ilíaca direita (crista D)
- Crista ilíaca esquerda (crista E)
- No objeto a ser alcançado (garrafa).

Tirar uma fotografia aos participantes após o término da preparação do mesmo.

B. Preparar os instrumentos:

4. Posicionar as 4 câmaras.
5. Ligar as câmaras, plataformas (luzes verdes), computador qualisys e computador eletromiografia.
6. No computador abrir sistema de calibração (New – Calibration – sinal sonoro) todas as câmaras têm de estar com um valor satisfatório (0.06).
7. Calibrar todas as câmaras.

8. Perceber se todas as marcas são visíveis pelas quatro câmaras.
9. Gravar o modelo estático do participante como “participante X_estático_1”.
10. Realizar a avaliação do sinal EMG solicitando a contração voluntário máxima.

C. Preparar o contexto e a posição:

11. A distância do assento à mesa será medida na seguinte posição:
 - O participante deverá estar com os cotovelos apoiados sobre os braços da cadeira, em 90° de flexão, apoiando as mãos sobre a mesa (ponto de contacto: cabeça dos metacarpos).
12. No assento o participante deverá posicionar-se com 90° de flexão do joelho e com 2/3 da coxa sobre o assento.

D. Recolher os Dados:

13. Sincronizar os dados cinemáticos e eletromiográficos.
14. Explicar a tarefa ao participante. O movimento deve ser realizado à sua velocidade normal e quando escutar o comando verbal “vai”. Este passo deve ser realizado 3 vezes de forma a monitorizar dados cinemáticos.
15. Ajustar o posicionamento do objeto a uma distância de 60% do comprimento do braço¹.
16. Realizar a tarefa à sua velocidade normal, quando escutar o comando verbal “vai”. Este passo deve ser realizado 3 vezes de forma monitorizar dados cinemáticos.
17. Ajustar o posicionamento do objeto a uma distância de 100% do comprimento do braço. (Dean, 1999).
18. Realizar a tarefa à sua velocidade normal, quando escutar o comando verbal “vai”. Este passo deve ser realizado 3 vezes de forma monitorizar dados cinemáticos.
19. Ajustar o posicionamento do objeto a uma distância de 140% do comprimento do braço. (Dean, 1999).
20. Realizar a tarefa à sua velocidade normal, quando escutar o comando verbal “vai”. Este passo deve ser realizado 3 vezes de forma monitorizar dados cinemáticos.

Anexo III

Tabela 1 – Média e desvio padrão da variável cinemática tempo de movimento nas quatro fases da atividade de beber nas distâncias de 60, 100 e 140% em ambos os grupos.

Variável cinemática	Distância do objeto	Fases do movimento	Grupo	Média ± Desvio Padrão	
Tempo de movimento (segundos)	60%	Alcançar	Feminino	1,34±0,40	
			Masculino	1,35±0,38	
		Transporte à boca	Feminino	1,50±0,48	
			Masculino	1,74±0,68	
		Transporte à mesa	Feminino	1,96±0,62	
			Masculino	2,32±1,14	
		Regresso	Feminino	1,46±0,27	
			Masculino	1,36±0,34	
		Movimento total	Feminino	6,27±1,34	
			Masculino	6,77±1,85	
		100%	Alcançar	Feminino	1,39±0,34
				Masculino	1,70±0,72
	Transporte à boca		Feminino	1,48±0,42	
			Masculino	1,95±0,81	
	Transporte à mesa		Feminino	1,93±0,54	
			Masculino	2,21±0,95	
	Regresso		Feminino	1,56±0,34	
			Masculino	1,58±0,35	
	Movimento total		Feminino	6,36±1,22	
			Masculino	7,29±2,04	
	140%		Alcançar	Feminino	1,90±0,41
				Masculino	1,81±0,30
		Transporte à boca	Feminino	1,62±0,51	
			Masculino	2,26±0,92	
Transporte à mesa		Feminino	1,95±0,73		
		Masculino	2,42±0,77		
Regresso		Feminino	2,07±0,51		
		Masculino	1,80±0,39		
Movimento total		Feminino	7,54±1,67		
		Masculino	8,29±1,98		

Tabela 2 – Média e desvio padrão da variável cinemática da Velocidade Máxima nas quatro fases da atividade de beber nas distâncias de 60,100 e 140% em

Variável cinemática	Distância do objeto	Fases do movimento	Grupo	Média ± Desvio Padrão
Velocidade máxima (mm/s)	60%	Alcançar	Feminino	540,07±933,73
			Masculino	820,60±20,82
		Transporte à boca	Feminino	624,19±1121,81
			Masculino	318,46±860,51
		Transporte à mesa	Feminino	289,75±794,32
			Masculino	762,64±1388,62
	Regresso	Feminino	308,19±632,35	
		Masculino	443,57±915,05	
	100%	Alcançar	Feminino	541,73±907,69
			Masculino	461,81±937,70
		Transporte à boca	Feminino	767,86±1133,96
			Masculino	782,04±1391,24
Transporte à mesa		Feminino	402,66±787,04	
		Masculino	772,65±1348,05	
Regresso	Feminino	420,72±825,42		
	Masculino	646,58±1018,18		
140%	Alcançar	Feminino	126,69±234,82	
		Masculino	744,98±1085,48	
	Transporte à boca	Feminino	978,46±1281,06	
		Masculino	1245,02±1460,18	
	Transporte à mesa	Feminino	942,80±1207,85	
		Masculino	918,86±1371,88	
Regresso	Feminino	110,49±39,22		
	Masculino	668,40±943,45		

Tabela 3 – Média e desvio padrão da variável cinemática Deslocamento do Tronco nas quatro fases da atividade de beber nas distâncias de 60,100 e 140% em ambos os grupos.

Variável cinemática	Distância do objeto	Fases do movimento	Grupo	Média ± Desvio Padrão
Deslocamento do tronco (mm)	60%	Alcançar	Feminino	121,99±50,17
			Masculino	151,90±417,19
		Transporte à boca	Feminino	104,23±42,20
			Masculino	166,30±404,51
		Transporte à mesa	Feminino	108,71±44,72
			Masculino	154,98±399,46
	Regresso	Feminino	184,24±252,33	
		Masculino	226,11±228,21	
	100%	Alcançar	Feminino	350,48±98,48
			Masculino	319,03±383,40
		Transporte à boca	Feminino	317,83±133,29
			Masculino	416,74±186,80
		Transporte à mesa	Feminino	322,56±132,40
			Masculino	450,08±248,99
	Regresso	Feminino	537,78±679,55	
		Masculino	388,27±416,97	
	140%	Alcançar	Feminino	668,24±82,80
			Masculino	765,26±195,80
Transporte à boca		Feminino	397,93±250,42	
		Masculino	704,96±306,88	
Transporte à mesa		Feminino	399,16±244,25	
		Masculino	661,11±243,44	
Regresso	Feminino	689,57±87,47		
	Masculino	730,54±106,29		

Tabela 4 – Média e desvio padrão do ângulo (°) da flexão (valores positivos) e extensão (valores negativos) do ombro no plano sagital nas quatro fases da atividade de beber nas distâncias de 60,100 e 140% em ambos os grupos.

Variável cinemática	Distância do objeto	Fases do movimento	Grupo	Média ± Desvio Padrão
Ângulo do ombro no plano sagital (°)	60%	Alcançar	Feminino	62,13±6,22
			Masculino	58,60±14,22
		Transporte à boca	Feminino	-25,83±31,46
			Masculino	-10,13±8,91
		Transporte à mesa	Feminino	27,05±31,23
			Masculino	9,53±10,54
	Regresso	Feminino	-63,23±4,50	
		Masculino	-60,20±12,77	
	100%	Alcançar	Feminino	96,27±6,57
			Masculino	94,67±10,26
		Transporte à boca	Feminino	-38,47±23,31
			Masculino	-40,93±25,72
		Transporte à mesa	Feminino	38,20±21,98
			Masculino	40,73±24,08
	Regresso	Feminino	-92,67±8,23	
		Masculino	-92,07±9,73	
	140%	Alcançar	Feminino	108,47±8,11
			Masculino	98,20±43,26
Transporte à boca		Feminino	-52,53±28,10	
		Masculino	-43,00±45,81	
Transporte à mesa		Feminino	38,20±41,04	
		Masculino	52,73±37,93	
Regresso	Feminino	-90,53±37,31		
	Masculino	-103,60±31,07		

Tabela 5 – Média e desvio padrão do ângulo (°) de abdução (valores positivos) e adução (valores negativos) do ombro no plano sagital nas quatro fases da atividade nas distâncias de 60,100 e 140%, em ambos os grupos.

Variável cinemática	Distância do objeto	Fases do movimento	Grupo	Média ± Desvio Padrão
Ângulo do ombro no plano frontal (°)	60	Alcançar	Feminino	-2,95±6,46
			Masculino	-2,26±9,31
		Transporte à boca	Feminino	20,54±15,19
			Masculino	28,81±13,98
		Transporte à mesa	Feminino	-17,80±14,47
			Masculino	-27,04±15,70
	Regresso	Feminino	0,36±5,57	
		Masculino	3,40±7,78	
	100%	Alcançar	Feminino	7,53±13,08
			Masculino	1,08±15,40
		Transporte à boca	Feminino	18,67±25,98
			Masculino	32,53±26,68
		Transporte à mesa	Feminino	-17,67±24,36
			Masculino	-31,40±24,24
	Regresso	Feminino	-6,67±10,25	
		Masculino	-1,00±13,11	
	140%	Alcançar	Feminino	-1,80±19,50
			Masculino	23,47±45,82
Transporte à boca		Feminino	26,87±21,67	
		Masculino	3,27±55,50	
Transporte à mesa		Feminino	-26,53±26,98	
		Masculino	-14,47±52,68	
Regresso	Feminino	3,00±21,90		
	Masculino	-10,45±40,57		

Tabela 6 – Média e desvio padrão do ângulo (°) da flexão (valores positivos) e extensão (valores negativos) do cotovelo no plano sagital nas quatro fases da atividade de beber nas distâncias de 60,100 e 140% em ambos os grupos.

Variável cinemática	Distância do objeto	Fases do movimento	Grupo	Média ± Desvio Padrão	
Ângulo do cotovelo no plano sagital (°)	60%	Alcançar	Feminino	50,56±28,07	
			Masculino	63,70±46,33	
		Transporte à boca	Feminino	-78,74±40,78	
			Masculino	-74,00±14,67	
		Transporte à mesa	Feminino	74,55±36,84	
			Masculino	61,47±38,73	
		Regresso	Feminino	-43,31±23,01	
			Masculino	-30,06±35,75	
		100%	Alcançar	Feminino	55,66±21,59
				Masculino	60,14±29,37
			Transporte à boca	Feminino	-69,59±43,19
				Masculino	-73,67±12,67
	Transporte à mesa		Feminino	67,01±40,48	
			Masculino	75,99±8,17	
	Regresso		Feminino	-47,06±18,75	
			Masculino	-48,56±16,62	
	140%		Alcançar	Feminino	56,50±42,07
				Masculino	37,12±47,84
			Transporte à boca	Feminino	-63,79±42,37
				Masculino	-64,68±60,59
		Transporte à mesa	Feminino	32,68±62,74	
			Masculino	76,11±41,29	
		Regresso	Feminino	-16,59±44,46	
			Masculino	-36,30±29,91	

Tabela 7 – Média e desvio padrão do ângulo (°) de desvio cubital (valores positivos) e desvio radial (valores negativos) do punho no plano sagital nas quatro fases da atividade de beber nas distâncias de 60,100 e 140% em ambos os grupos.

Variável cinemática	Distância do objeto	Fases do movimento	Grupo	Média ± Desvio Padrão	
Ângulo do punho no plano frontal (°)	60%	Alcançar	Feminino	19,64±44,35	
			Masculino	-6,01±77,07	
		Transporte à boca	Feminino	-38,44±52,76	
			Masculino	-2,93±68,75	
		Transporte à mesa	Feminino	28,78±47,67	
			Masculino	6,90±62,22	
		Regresso	Feminino	-6,94±59,70	
			Masculino	22,31±73,77	
		100%	Alcançar	Feminino	6,30±49,73
				Masculino	-16,40±57,39
			Transporte à boca	Feminino	-27,50±47,21
				Masculino	-21,33±56,20
	Transporte à mesa		Feminino	22,77±37,84	
			Masculino	15,93±28,40	
	Regresso		Feminino	3,04±35,73	
			Masculino	19,27±38,16	
	140%		Alcançar	Feminino	-9,36±41,72
				Masculino	-28,06±53,76
			Transporte à boca	Feminino	-34,23±77,70
				Masculino	-8,93±58,76
		Transporte à mesa	Feminino	45,01±56,26	
			Masculino	3,13±61,29	
		Regresso	Feminino	-3,55±27,91	
			Masculino	29,47±43,60	

Tabela 8 – Variável cinemática Índice de Curvatura nas quatro fases da atividade de beber nas distâncias de 60,100 e 140% em ambos os grupos.

Variável cinemática	Distância do objeto	Fases do movimento	Grupo	Média ± Desvio Padrão
Índice de Curvatura de Movimento (mm)	60%	Alcançar	Feminino	2,18±3,42
			Masculino	0,88±0,28
		Transporte à boca	Feminino	0,88±0,27
			Masculino	0,98±0,04
		Transporte à mesa	Feminino	0,90±0,19
			Masculino	2,23±3,43
	Regresso	Feminino	2,33±3,15	
		Masculino	1,16±0,79	
	100%	Alcançar	Feminino	2,07±3,20
			Masculino	0,92±0,23
		Transporte à boca	Feminino	0,85±0,27
			Masculino	0,94±0,18
		Transporte à mesa	Feminino	0,97±0,19
			Masculino	2,40±3,72
	Regresso	Feminino	1,29±1,53	
		Masculino	1,71±2,18	
	140%	Alcançar	Feminino	0,87±0,19
			Masculino	0,88±0,29
Transporte à boca		Feminino	0,83±0,32	
		Masculino	1,60±1,69	
Transporte à mesa		Feminino	0,84±0,37	
		Masculino	1,70±1,78	
Regresso	Feminino	1,22±1,51		
	Masculino	0,97±0,27		