Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2014

Análise cinemática e atividade
muscular do membro superior durante a
execução de tarefas funcionais

PPGRDF
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
REABILITAÇÃO E DESEMPENHO FUNCIONAL
FMRP-USP

Flávia Pessoni F. M. Ricci
Dissertação

FLÁVIA PESSONI FALEIROS MACEDO RICCI

**ANÁLISE CINEMÁTICA E ATIVIDADE MUSCULAR DO MEMBRO SUPERIOR
DURANTE A EXECUÇÃO DE TAREFAS FUNCIONAIS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Reabilitação e
Desempenho Funcional.

Área de concentração: Reabilitação

Orientadora: Profa. Dra. Marisa de Cássia Registro Fonseca

Co-orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago

RIBEIRÃO PRETO

2014

Autorizo a reprodução e divulgação parcial ou total deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada à fonte.

Catálogo da Publicação

Serviço de Documentação Ortopédica e Traumatológica e Reabilitação do Aparelho Locomotor. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP

Ricci, Flávia Pessoni Faleiros Macedo

Análise cinemática e atividade muscular do membro superior durante a execução de tarefas funcionais. / Ricci, Flávia Pessoni Faleiros Macedo; orientadora: Fonseca, Marisa de Cássia Registro - Ribeirão Preto, 2014.

64 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Universidade de São Paulo, 2014.

1. Membro Superior, 2.Avaliação, 3. Eletromiografia, 4.Análise Cinemática, 5. Funcionalidade

FOLHA DE APROVAÇÃO

RICCI, F.P.F.M. Análise cinemática e atividade muscular do membro superior durante a execução de tarefas funcionais. Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Reabilitação e Desempenho Funcional.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ **Assinatura:** _____

Prof. Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ **Assinatura:** _____

Prof. Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ **Assinatura:** _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, que me deram a vida;
Ao Christiano, que a transformou.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Profa. Marisa, por acreditar e confiar em mim;

À Profa. Valéria, por me acolher como mãe;

Ao Prof. Paulo, por sua disponibilidade.

AGRADECIMENTOS

A Deus pelo dom da vida, pela vocação da minha profissão e por ter colocado os anjos certos, nas horas certas ao longo da minha caminhada até aqui.

À minha **família**:

À minha mãe, Eliane, que me ensinou que vale a pena buscar ser correto nas atitudes e trabalhar para conseguir seus objetivos.

Ao meu pai, Taufic, meu primeiro e maior incentivador da prática esportiva, o que me levou à minha profissão e aos melhores amigos que já fiz.

À minha irmã, Beatriz, que me ensinou a primeira grande lição da minha vida: dividir, para assim multiplicar.

À Martha, Nathalia e Thadeu, por me acolherem em seu núcleo e celebrarem cada vitória da minha vida como sendo sua também.

Ao vovô Alfeu, por me deixar cuidar de você enquanto ainda estava começando a descobrir o que é ser Fisioterapeuta.

Às queridas avós pela oração constante, vovó Inez rezando da terra, e vovó Mariana rezando do céu.

Ao meu **amor**:

Christiano, por me dar asas e ser meu maior incentivador desde os primeiros passos na caminhada profissional. Obrigada pelo carinho, apoio e paciência.

Aos **mestres**:

À Profa. Dra. Marisa de Cássia Registro Fonseca, por confiar mesmo à distância, sem saber o que estaria por vir. Obrigada por acreditar em mim, e principalmente obrigada por todos os ensinamentos profissionais e pessoais que nossa convivência me proporciona.

À Profa. Dra. Valéria Elui, por me aceitar em seu ambulatório e dividir seu espaço e conhecimentos comigo. Foi um período de aprendizado muito rico, que foi fundamental para a continuidade da minha trajetória.

Ao Prof. Paulo Santiago, por aceitar a parceria e possibilitar a realização deste trabalho.

À Profa. Ada Gastaldi, que juntamente com a Ft. Joana Tambascio, permitiram que a minha IC fosse literalmente uma “iniciação científica”, despertando assim meu interesse pela pesquisa.

Ao Prof. Rinaldo Guirro, pelas importantes orientações que me deu ao longo da elaboração deste trabalho.

Aos amigos:

À Ana Carolinne e Alice, que me fizeram entender o que significa a expressão “melhor amiga”. Obrigada pelo apoio constante, companhia e por todos os momentos juntas.

À Livia, colega de aprimoramento, madrinha de coração, afilhada de papel. Obrigada pela ajuda durante a realização deste trabalho e por estar sempre presente de forma tão especial.

À aluna Ana Carolina Zampar, pela parceria e comprometimento desde quando tudo parecia sem solução. Este trabalho não teria sido o mesmo sem você.

Às minhas amigas do time de futsal, pelos momentos de descontração, títulos, pela amizade e por me ensinarem que ser a mais velha não significa ser a mais experiente.

Às terapeutas Raquel Sugano e Daniela Goia, pela parceria no dia-a-dia, trocas de experiências e companhia nos congressos.

À Ft. Patrícia Mazzer, pela oportunidade que nunca será esquecida e pela confiança em meu trabalho.

Agradeço também:

A todos os alunos, voluntários e colegas de laboratório que colaboraram para elaboração e realização deste trabalho.

A todos os supervisores que passaram por meu caminho, contribuindo de maneira especial para a minha formação profissional.

Ao Núcleo de Apoio à Pesquisa em Doenças Crônico-Degenerativas da FMRP – USP

Por fim, agradeço especialmente aos pacientes, que me permitiram crescer profissional e pessoalmente, e são a principal razão de ser de qualquer pesquisa em reabilitação.

RESUMO

RICCI, F.P.F.M. **Análise cinemática e atividade muscular do membro superior durante a execução de uma tarefa funcional.** 2014. 65 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

Introdução: O membro superior é um arranjo de segmentos e articulações que atuam de forma sincronizada para a execução das atividades de vida diária. Sua estabilidade ocorre por meio de componentes estáticos e dinâmicos envolvendo os músculos. Ferramentas como a eletromiografia e a análise cinemática tem sido amplamente utilizadas para avaliações quantitativas e objetivas do membro superior. O objetivo deste estudo foi avaliar as estratégias de controle motor utilizadas pelo membro superior durante a execução de uma tarefa funcional relacionada à alimentação. **Método:** Foram incluídos no estudo 25 voluntários destros saudáveis sem história prévia de disfunções musculoesqueléticas nos membros superiores. Para a coleta dos dados eletromiográficos foi utilizado o equipamento da marca Delsys® (Trigno® Wireless Systems). A preparação da pele seguiu as recomendações do Projeto SENIAM. Os eletrodos foram posicionados nos músculos trapézio superior, deltoides anterior, médio e posterior, bíceps braquial e tríceps braquial, peitoral maior, serrátil anterior, extensor radial longo e curto do carpo, extensor ulnar do carpo, flexor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos. Para a análise cinemática foi utilizado o sistema para análise de imagens 3D (Vicon Motion Systems Ltd®), composto por 8 câmeras infravermelho, que captam o movimento por meio do rastreamento de 16 marcadores reflexivos passivos. A partir da análise cinemática foram construídos sistemas de coordenadas locais do tronco, braço, antebraço e mão seguindo as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica. Os dados eletromiográficos e cinemáticos foram adquiridos de forma sincronizada e simultânea por meio do Vicon Nexus Software® e o processamento dos sinais foi realizado off-line em programas personalizados no software Matlab® (versão R2014a, 2014). A confiabilidade dos ângulos obtidos foi confirmada por meio de movimentos reais mensurados com goniômetro. Foi selecionada a tarefa “Despejar Água” pertencente ao Teste Funcional do Membro Superior Elui – Teste Elui. Para a análise dos dados a tarefa foi dividida em 3 fases de acordo com a demanda do movimento: Alcance, Deslocamento e Liberação. Foi utilizada análise de variância (ANOVA) e pos hoc de Bonferroni ($p \leq 0.05$). **Resultados:** O tempo de execução da tarefa foi em média $14,6 \pm 3,5$ segundos. A ADM foi

significativamente maior durante a fase de Deslocamento para todos os movimentos avaliados, com exceção de flexão/extensão do punho. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as fases de alcance e liberação, exceto abdução/adução de ombro, que apresentou o maior ADM na fase de Alcance. Na fase de Alcance houve significativa atividade de serrátil anterior, deltoides anterior e médio e tríceps braquial, enquanto na fase de Deslocamento atividade muscular significativa principalmente para trapézio superior, serrátil anterior e tríceps braquial. Durante a fase de Liberação, apenas o músculo tríceps braquial apresentou diferença significativa na atividade muscular. **Conclusão:** Nossos resultados sugerem que atividades diárias que requerem deslocamento da extremidade superior no espaço tridimensional, com tarefas de alcance, exigem mais movimento da articulação do ombro. Por outro lado, durante sustentação de carga que necessitem de estabilidade o cotovelo e punho são as articulações mais requisitadas. O músculo tríceps braquial parece desempenhar um papel importante na função da extremidade superior independentemente da demanda da tarefa.

Palavras chave: mão, análise de movimento, avaliação, eletromiografia, funcionalidade.

ABSTRACT

RICCI, F.P.F.M. **Kinematic analysis and muscle activity of the upper extremity while performing a functional task.** 2014. 65 f. Dissertation (Masters) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

Introduction: The upper extremity is an arrangement of threads and joints that act in a synchronized form to carry out the activities of daily life. Its stability occurs through static and dynamic components involving the muscles. Tools like the electromyography and kinematics analysis has been widely used for quantitative and objective assessments of the upper extremity. The aim of this study was to evaluate the motor control strategies used by upper extremity during the execution of a functional food-related task. **Method:** 25 healthy volunteers, right-handed, without previous history of upper extremity musculoskeletal disorders, were included in this study. For electromyographic data collection the udes equipment was Delsys ® (Trigno ® Wireless Systems). The preparation of skin followed the recommendations of SENIAM Project. The electrodes were positioned in the upper trapezius, anterior, middle and posterior deltoids, biceps brachii and triceps brachii, pectoralis major, serratus anterior, extensor carpi radialis brevis, and long extensor Carpi ulnaris muscle, flexor Carpi ulnaris muscle and superficial flexor Digitorum. For kinematic analysis a motion system for 3D image analysis (Vicon Motion Systems Ltd ®), composed of 8 infrared cameras, which capture the movement through 16 reflexive markers trace liabilities, was used. From the kinematic analysis, local coordinates systems were built from the trunk, arm, forearm and hand following the recommendations of the international society of biomechanics. Kinematic and electromyographic data were acquired synchronized and simultaneously via Vicon Nexus ® Software and signal processing was performed offline in custom programs in Matlab® (version R2014a, 2014) software. The reliability of angles obtained was confirmed by actual movements measured with a goniometer. The task "Pour Water" belonging to the functional test of the upper extremity Elui was selected. For data analysis the task was divided into 3 phases according to specific demand of movement: reach, transport and release. Statistical analysis was performed by means of analysis of variance (ANOVA) and post hoc Bonferroni ($p \leq 0.05$). **Results:** Task execution time was on average 14.6 ± 3.5 seconds. ROM was significantly higher during the transport phase for all movements assessed, with the exception of wrist flexion/extension. No significant difference was found between the phases of reach and release, except abduction/adduction of shoulder, which presented the highest average ROM. In the reach phase there was significant activity of serratus anterior, anterior and middle deltoids and triceps brachii, while in transport phase significant muscle activity phase primarily for upper trapezius, serratus anterior and triceps

brachii. During the release phase, only the triceps brachii muscle showed significant difference in muscle activity. **Conclusion:** our results suggest that daily activities that require displacement in three-dimensional space, as reaching tasks, require more shoulder movement. On the other hand, during load support requiring stability, elbow and wrist joints are more required. The triceps brachii muscle seems to play an important role in the function of upper extremity regardless of task demand.

Keywords: hand, motion analysis, evaluation, electromyography, functionality.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Equipamento utilizado para o registro dos dados eletromiográficos_____	36
Figura 2 – Fita dupla-face utilizada para fixar os sensores na pele dos voluntários _____	36
Figura 3 – Posicionamento dos sensores_____	37
Figura 4 – Posicionamento dos marcadores reflexivos _____	38
Figura 5 – Posicionamento dos marcadores reflexivos em punho e mão_____	39
Figura 6 – Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor, onde foram realizadas as coletas _____	40
Figura 7 – Esquema ilustrativo referente ao posicionamento das câmeras infravermelho na parte superior das paredes no espaço do laboratório onde foram realizadas as coletas_____	40
Figura 8 – Ilustração dos materiais utilizados para a execução da tarefa_____	43
Figura 9 – Posicionamento das jarras plásticas e demarcação com fita vermelha indicando o posicionamento inicial e final da mão _____	43
Figura 10 – Posição inicial e execução da tarefa despejar água_____	44
Figura 11 – Representação gráfica no computador das imagens coletadas_____	45
Figura 12 – Ilustração dos gráficos utilizados para a determinação da Fase de Alcance_____	46
Figura 13 – Ilustração dos gráficos utilizados para a determinação da Fase de Deslocamento_____	46
Figura 14 – Ilustração dos gráficos utilizados para a determinação da Fase de Liberação_____	47
Figura 15 – Diferentes demandas identificadas dentro de cada fase da tarefa_____	49
Gráfico 1 – Média de ADM para as três fases_____	50
Gráfico 2 – Valores médios da iEMG para as três fases_____	51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados referentes aos voluntários que participaram do estudo_____35

Tabela 2 – Referências anatômicas utilizadas para o posicionamento dos marcadores_____39

Tabela 3 – Tempo total e tempo por fase (segundos) de cada voluntário _____48

Tabela 4 – ADM média (graus) entre os sujeitos para as três fases_____50

Tabela 5 – Valores médios da atividade muscular representada pela iEMG (μ V) de cada músculo_____51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2-D – Bidimensional

3-D – Tridimensional

ADM - Amplitude de Movimento

ANOVA – Análise de Variância

AVDs – Atividades de Vida Diária

BTEWS – The Baltimore Therapeutic Equipment Work Simulator

EEFERP – Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto

EMG – Sinal Eletromiográfico

FMRP – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

HCFMRP – Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

iEMG – Integral do envoltório linear do sinal eletromiográfico

IPAQ – Questionário Internacional de Atividade Física

ISB – Sociedade Internacional de Biomecânica

LaBioCom – Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor da

LabMão – Laboratório de Pesquisa Clínica da Mão e Membro Superior

SNC – Sistema Nervoso Central

PA – Potencial de Ação

PAUM – Potencial de Ação da Unidade Motora

RMS – *root mean square*

SBTM - Sociedade Brasileira dos Terapeutas da Mão e Membro Superior

SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

SGC – Sistema Global de Coordenadas

SLC – Sistema Local de Coordenadas

USP – Universidade de São Paulo

LISTA DE SIMBOLOS E UNIDADES

® - Marca Registrada

% - Porcentagem

Kg – Quilogramas

m- Metros

Hz – Hertz

cm – Centímetro

μV - Microvolts

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	18
2. OBJETIVOS	30
3. METODOLOGIA	31
3.1. Local.....	31
3.2. Cálculo Amostral.....	31
3.3. Sujeitos	31
3.4. Eletromiografia de Superfície	33
3.5. Análise Cinemática	34
3.6. Processamento dos Sinais.....	37
3.7. Tarefa	38
3.8. Procedimentos e Análise dos Dados	40
3.9. Análise Estatística	43
4. RESULTADOS	44
5. DISCUSSÃO.....	49
6. CONCLUSÃO	52
REFERÊNCIAS	53
APÊNDICE 1 – TCLE	57
APÊNDICE 2 – Ficha de Avaliação Inicial	58
ANEXO 1 – Parecer do CEP.....	61

1. INTRODUÇÃO

Todos os aspectos envolvidos na sobrevivência do ser humano estão diretamente relacionados ao movimento. A capacidade de locomoção, cuidados pessoais, alimentação, trabalho, realização de atividades de lazer e a interação com o meio ambiente e com diferentes indivíduos são exemplos de como o movimento está essencialmente presente na vida diária (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2002). Sendo assim, entender a natureza do movimento e a forma como ele é controlado é fundamental para os profissionais de saúde que atuam no campo da reabilitação física.

A capacidade de regular ou orientar os mecanismos essenciais para o movimento é denominada controle motor e envolve diferentes aspectos, como por exemplo, a forma com que o sistema nervoso central organiza os numerosos músculos e articulações e a utilização das informações sensoriais do ambiente e do corpo para selecionar e controlar diferentes movimentos (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2002).

O controle motor é determinado pela interação de processos múltiplos associados à percepção, cognição e ação. Percepção é a integração de impressões sensoriais e informações psicologicamente significativas, como por exemplo, a posição do corpo no espaço. A cognição envolve a atenção, motivação e aspectos emocionais que são determinantes para o estabelecimento de uma intenção ou objetivo. A ação pode ser descrita como a execução de atividades específicas, sendo este o aspecto do controle motor predominantemente estudado no campo da biomecânica (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2002). Conhecer o controle da ação significa compreender o resultado motor do sistema nervoso para os sistemas efetores do organismo, ou sistema musculoesquelético. A grande quantidade de músculos e articulações precisa ser controlada durante a execução do movimento coordenado e funcional.

Com relação ao membro superior especificamente, sabe-se que sua função é a base das capacidades motoras finas, as quais são fundamentais para a execução das atividades de vida diária (AVDs) como alimentação, vestuário e higiene pessoal. O membro superior é um arranjo de segmentos e articulações que atuam de forma sincronizada, composto pelo complexo articular do ombro, que engloba as articulações esternoclavicular, acromioclavicular e glenoumeral, e pelas articulações do cotovelo, punho e mão.

O ombro é a articulação proximal do membro superior, permite o posicionamento do braço e da mão no espaço tridimensional e é a articulação mais móvel de todas as articulações do corpo humano. Apresenta três graus de liberdade que permitem a movimentação nos três

planos do espaço em quatro eixos diferentes: no eixo transversal acontecem os movimentos de flexão e extensão no plano sagital; no eixo antero-posterior acontecem os movimentos de abdução e adução no plano frontal; no eixo vertical acontecem os movimentos de flexão e extensão no plano horizontal; no eixo longitudinal do úmero acontecem a rotação lateral e rotação medial do braço. (KAPANDJI, 2007; ARWET et al, 1997) A amplitude de movimento de flexão e abdução do ombro pode variar de 0 a 180 graus, a de rotação medial e lateral de 0 a 90 graus, a de extensão de 0 a 45 graus e a amplitude de adução pode variar de 0 a 40 (MARQUES, 2014).

A estabilidade desta articulação acontece por meio de componentes estáticos e dinâmicos. São considerados estabilizadores estáticos as estruturas ósseas e cartilaginosas, cápsulas e ligamentos, enquanto os estabilizadores dinâmicos correspondem à musculatura ao redor do ombro. A estabilidade dinâmica é resultado do controle neuromuscular entre musculatura escapulotorácica e os músculos do “manguito rotador”, ou seja, músculos supraespinhoso, redondo menor, infraespinhoso e subescapular, os quais exercem principalmente a função de acoplamento da cabeça do úmero durante os movimentos. (LUGO et al, 2008).

Os músculos latíssimo do dorso, serrátil anterior, peitoral maior e deltoide, pertencentes à musculatura escapulotorácica, também atuam na estabilização e podem gerar grandes torques sobre a articulação devido à sua anatomia transversal e à distância em que se encontram do centro de rotação da articulação. A escápula é a origem ou ponto de inserção de 17 músculos, sendo os mais relevantes para o movimento escapulotorácico os músculos trapézio, elevador da escápula, os romboides, serrátil anterior, peitoral menor e subclávio. Entre estes, os mais importantes são serrátil anterior, que mantém o ângulo medial da escápula contra a caixa torácica, e o trapézio, que ajuda a rodar e elevar a escápula em sincronia com o movimento glenoumeral (LUGO et al, 2008).

O músculo deltoide é innervado pelo nervo axilar (raízes C5 e C6) e tem sua inserção na tuberosidade deltoidea do úmero. Sua origem pode ser dividida em três feixes diferentes, sendo que as fibras anteriores se originam na borda anterior, superfície superior e terço lateral da clavícula; as fibras médias se originam na margem lateral e superfície superior do acrômio; e as fibras posteriores se originam no lábio inferior da borda posterior da espinha da escápula. (KENDALL, 2005). Sua ação principal é a abdução da articulação do ombro, efetuada principalmente pelas fibras médias. Além disso, as fibras anteriores flexionam e rodam

medialmente a articulação do ombro, e as fibras posteriores estendem e rodam lateralmente (KENDALL, 2005).

O músculo peitoral maior é dividido em fibras superiores e fibras inferiores. As fibras superiores são inervadas pelo nervo peitoral lateral (raízes C5, C6 e C7), se originam na superfície anterior da metade esternal da clavícula e se inserem na crista do tubérculo maior do úmero. As fibras inferiores são inervadas pelos nervos peitoral lateral e medial (raízes C6, C7, C8 e T1), se originam na superfície anterior do esterno, cartilagens das primeiras seis ou sete costelas e aponeurose do oblíquo externo, e se inserem no mesmo local que as fibras superiores. A ação do músculo peitoral maior como um todo é aduzir e rodar medialmente o úmero (KENDALL, 2005).

O músculo trapézio é inervado pela porção espinal do nervo craniano XI (acessório) e ramo ventral das raízes de C2, C3 e C4. É subdividido em fibras superiores (trapézio superior), fibras médias (trapézio médio) e fibras inferiores (trapézio inferior). As fibras superiores se originam na protuberância occipital externa, terço medial da linha nuchal superior, ligamento nuchal e processo espinhoso de C7, e se inserem no terço lateral da clavícula e processo do acrômio da escápula. As fibras médias se originam nos processos espinhosos de T1 a T5, e se inserem na margem medial do acrômio e lábio superior da espinha da escápula. As fibras inferiores se originam nos processos espinhosos de T6 a T12 e se inserem no tubérculo no ápice da espinha da escápula. O músculo trapézio atua na adução da escápula, efetuada principalmente pelas fibras médias, e na rotação da escápula de tal modo que a cavidade glenóide se direciona cranialmente, efetuada principalmente pelas fibras superiores e inferiores. Além disso, as fibras superiores elevam e as fibras inferiores deprimem a escápula (KENDALL, 2005).

O músculo serrátil anterior é inervado pelo nervo torácico longo (raízes C5, C6, C7 e C8), tem sua origem nas superfícies externas e bordas superiores das oito ou nove costelas superiores, e se insere na superfície costal da borda medial da escápula. Este músculo atua na abdução da escápula, na rotação lateral do ângulo inferior, na rotação cranial da cavidade glenóide, e na manutenção da borda medial da escápula firmemente de encontro ao tórax. Além disso, as fibras inferiores podem deprimir a escápula e as fibras superiores podem elevá-la ligeiramente (KENDALL, 2005).

Distalmente ao complexo articular do ombro, se encontra o cotovelo, que é a articulação intermediária do membro superior e realiza a conexão mecânica entre braço e antebraço. Juntamente com o ombro, o cotovelo atua para posicionar a mão no espaço

(KAPANDJI, 2005; BRYCE & ARMSTRONG, 2008). Anatomicamente, o cotovelo representa apenas uma articulação, no entanto, em termos fisiológicos existem duas funções separadas: a flexão-extensão, que exige a ação das articulações umeroulnar e umerorradial, e a prono-supinação, que envolve a articulação radioulnar proximal. A amplitude de movimento de flexão e extensão do cotovelo pode variar de 0 a 145 graus, sendo que o movimento de extensão é considerado o retorno da flexão, e a amplitude de pronação e supinação pode variar de 0 a 90 graus (MARQUES, 2014).

Assim como o ombro, a estabilidade do cotovelo depende de componentes estáticos e dinâmicos. As superfícies altamente congruentes da ulna proximal e da tróclea, associadas aos complexos ligamentares lateral e medial são os principais estabilizadores estáticos. Os músculos que cruzam a articulação do cotovelo proporcionam a estabilidade dinâmica e protegem os componentes estáticos (BRYCE; ARMSTRONG, 2008). Os seguintes grupos musculares cruzam a articulação do cotovelo: flexores do cotovelo, extensores do cotovelo, flexores-pronadores do antebraço, e extensores do antebraço. Todos estes músculos aplicam forças compressivas estabilizadoras na articulação, mas apenas alguns destes músculos atuam efetivamente no movimento articular.

Os músculos bíceps braquial, braquial e braquiorradial são responsáveis pela flexão do cotovelo. Este movimento permite que o ser humano leve os alimentos à boca, de modo que o bíceps braquial pode ser considerado com o músculo da alimentação. Além disso o bíceps também é o principal supinador do antebraço. Este músculo é innervado pelo nervo musculocutâneo (raízes C5 e C6), se insere na tuberosidade do rádio e aponeurose do bíceps braquial, e sua origem se divide em cabeça curta, localizada no ápice do processo coracóide da escápula, e cabeça longa, localizada no tubérculo supraglenóide da escápula. O músculo tríceps braquial é o principal extensor do cotovelo, que é discretamente auxiliada pelo músculo ancônio. O tríceps é innervado pelo nervo radial (raízes C6, C7, C8 e T1), se insere na superfície posterior do processo do olecrano da ulna e fáscia antebraquial, e sua origem se divide em cabeça longa, localizada no tubérculo infraglenóide da escápula, cabeça lateral, localizada nas superfícies lateral e posterior da metade proximal do úmero e septo intermuscular lateral, e cabeça medial, localizada dois terços distais das superfícies medial e posterior do úmero abaixo do sulco radial e septo intermuscular medial (KAPANDJI, 2005; BRYCE; ARMSTRONG, 2008; KENDALL, 2005).

Abaixo do cotovelo se encontra o punho, que é a articulação distal do membro superior. Esta articulação permite que a mão, segmento efetuator, se apresente na posição

ideal para a preensão. O punho permite não apenas os movimentos clássicos de flexão-extensão e desvios ulnar e radial, mas também rotações longitudinais, movimentos combinados e rotações independentes do antebraço. Para que seja possível realizar força de preensão o punho precisa estar estável para impedir a dissipação de forças de flexores e extensores durante a movimentação dos tendões sobre o carpo. O arranjo ósseo associado a uma complexa rede ligamentar e aos estabilizadores dinâmicos, representados principalmente pela ação sinérgica dos músculos extensores e flexores de punho e dedos, proporcionam a devida estabilidade articular (KAPANDJI, 2005; BERGER, 1996; DUNCAN, 2013).

A amplitude de movimento articular do punho varia de 0 a 90 graus para flexão, 0 a 70 graus para extensão, 0 a 20 graus para desvio radial e de 0 a 45 graus para desvio ulnar (MARQUES, 2014). A extensão discreta do punho a 45 graus associada a um discreto desvio ulnar de 15 graus é denominada posição funcional do punho, e corresponde à amplitude de eficácia máxima dos dedos, sobretudo dos flexores (KAPANDJI, 2005).

Entre os músculos do antebraço que atuam na flexão do punho, podemos citar o músculo flexor superficial dos dedos, que é innervado pelo nervo mediano (raízes C7, C8 e T1), se insere por meio de quatro tendões nos lados das falanges intermediárias do segundo até o quinto dedo e sua origem se divide em cabeça umeral, que corresponde ao tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero, ligamento colateral ulnar da articulação do cotovelo e fáscia antebraquial profunda; cabeça ulnar, que corresponde ao lado medial do processo coronóide; e cabeça radial, que corresponde à linha oblíqua do rádio. Sua ação é flexionar as articulações interfalangeanas proximais do segundo até o quinto dedo, auxilia a flexão das articulações metacarpofalangeanas e na flexão do punho (KENDALL, 2005). O músculo flexor profundo dos dedos também é innervado pelo nervo mediano e tem a função de flexão das interfalangeanas distais, por inserção distal na base da falange distal dos dedos. O músculo flexor ulnar do carpo tem a função de flexionar e aduzir o punho, é innervado pelo nervo ulnar (raízes C7, C8 e T1), se insere no osso pisiforme e sua origem é dividida em cabeça umeral, que corresponde ao tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero, e cabeça ulnar, que corresponde à origem por aponeurose a partir da margem medial do olecrano, dois terços proximais da borda posterior da ulna e da fáscia antebraquial profunda (KENDALL, 2005).

Com relação aos músculos extensores, podemos citar o músculo extensor radial longo do carpo, que se origina no terço distal da crista supracondilar lateral do úmero e septo intermuscular lateral, e se insere na superfície dorsal da base do segundo metacarpo no lado

radial. É innervado pelo nervo radial (raízes C5, C6, C7 e C8) e sua ação é estender e abduzir o punho. O músculo extensor radial curto do carpo possui ação e innervação semelhantes, mas se origina no tendão extensor comum a partir do epicôndilo lateral do úmero, ligamento colateral radial da articulação do cotovelo e fáscia antebraquial profunda, e se insere na superfície dorsal da base do terceiro metacarpo (KENDALL, 2005). O músculo extensor ulnar do carpo é innervado pelo nervo radial (raízes C6, C7 e C8) e sua função é estender e aduzir o punho. Este músculo se origina no tendão extensor comum a partir do epicôndilo lateral do úmero, por aponeurose a partir da borda posterior da ulna e fáscia antebraquial profunda; e se insere na base do quinto metacarpo, lado ulnar (KENDALL, 2005). Por fim, além dos extensores do carpo podemos citar o grupo muscular dos extensores dos dedos, que é composto pelos músculos extensor comum dos dedos, extensor do indicador e extensor do dedo mínimo. Estes músculos também são innervados pelo nervo radial, raízes C6, C7 e C8 (KENDALL, 2005). Além dos músculos flexores e extensores do carpo e dos dedos, a função da mão também é dependente de um grupo muscular intrínseco, composto pelos músculos interósseos e lumbricais, e pela musculatura específica do polegar (KAPANDJI, 2005).

As lesões ou traumas que acometem os membros superiores, afetando qualquer destes mecanismos e estruturas previamente descritos, frequentemente geram incapacidades funcionais para o indivíduo (FONSECA, 2006). Para que possam ser definidas propostas adequadas de reabilitação de acordo com as alterações funcionais, faz-se necessária a realização de uma avaliação físico-funcional que permita ao terapeuta identificar as incapacidades em cada disfunção. Esta deve ser conduzida de maneira que englobe todos os aspectos referentes à função, força muscular, amplitude articular, sensibilidade, coordenação, destreza e capacidade funcional (McPHEE, 1987; TEIXEIRA, 2003; ARAÚJO, 2006; SEFTCHICK et al, 2011).

Medidas objetivas como força muscular, amplitude de movimento e sensibilidade são de extrema importância para se determinar a condição física do indivíduo, no entanto, isoladamente não refletem sua realidade funcional. Além disso, movimentos de músculos isolados são raros, portanto quando se avalia condições relacionadas à mão deve-se levar em consideração o membro superior como um todo e sua integração com o restante do corpo (MACDONALD, 1998). Dessa forma, também é importante que sejam realizados testes funcionais específicos que avaliem desempenho e que possam testar aspectos como a destreza, coordenação ou tipos de preensão.

A avaliação funcional pode ser realizada por meio de questionários ou testes de desempenho, a fim de se obter dados precisos visando proporcionar a fundamentação para a reabilitação da mão, baseada em instrumentos padronizados e confiáveis, que avaliem força, sensibilidade e habilidades ao realizar as atividades do dia-a-dia. Os testes de desempenho funcional podem variar em termos de padronização e propriedades psicométricas (BEATTIE, 2001; FESS, 2011; MACDERMID, 2011).

Os testes funcionais avaliam um amplo espectro da função da mão e membro superior, incluindo a habilidade motora de manipulação grossa e fina, a destreza manual, o desempenho de AVDs, e atividades laborativas, as atividades uni e bimanuais, entre outras. Entre os testes de desempenho padronizados existem diversas categorias, que variam de acordo com os objetivos da avaliação, sejam simulações de situações no trabalho ou das atividades da vida diária (FESS, 2011; ELUI e FONSECA, 2005; RALLON, 2008; YANCOSEK, 2009; SKIRVEN et al, 2011). Os chamados simuladores de trabalho são testes realizados para a obtenção de medidas quantitativas da habilidade do indivíduo para realizar tarefas relacionadas ao trabalho, como o Valpar Work Sample® e o The Baltimore Therapeutic Equipment Work Simulator (BTEWS)® (SKIRVEN et al, 2011). Alguns testes avaliam a habilidade de manipular ferramentas específicas, como o Crawford Small Parts Dexterity Test® e o O'Connor Peg Board Test® (SKIRVEN et al, 2011). Para a avaliação da coordenação motora fina, são descritos os testes como o Purdue Pegboard Test® que utiliza pequenas peças como pinos, arruelas e colares para a sua execução (FESS, 2011).

Outros testes avaliam atividades que demandam atividades da vida diária ou trabalho como o Minnesota Rate of Manipulation Test® (SKIRVEN et al, 2011) e o Jebsen Taylor Hand Function Test® (JEBSEN et al, 1969). Este é um teste de baixo custo e fácil aplicação e anotação dos dados. É composto por sete tarefas que avaliam a habilidade do paciente em escrever, virar cartas, manipular pequenos objetos, usar talheres, manipular pequenos discos e pegar latas vazias (leves) e cheias (pesadas). Suas normas são categorizadas de acordo com o tempo máximo em realizar as tarefas, a dominância, a idade e o sexo. No Brasil, foi desenvolvido o Teste Funcional do Membro Superior Elui – Teste Elui (ELUI, 2001). Este teste foi elaborado com base nos testes padronizados de Jebsen – modificado (1969) e de Carazatto (1978) e foi criado a partir da busca de um teste que avaliasse o uso das preensões mais utilizadas no dia a dia. É um teste funcional de fácil aplicação, acessível financeiramente e que permite testar a função de indivíduos acometidos por diversas disfunções musculoesqueléticas da mão e membro superior.

Além dos instrumentos de avaliação comumente utilizados na prática clínica, ferramentas como a eletromiografia e a análise cinemática também têm sido amplamente utilizadas para avaliações objetivas e quantitativas do aparelho locomotor como um todo, bem como do membro superior.

Eletromiografia é o estudo da atividade elétrica do músculo e é capaz de fornecer informações sobre o controle e a execução de movimentos voluntários e reflexos (KAMEN, 2014). Para produzir força, as fibras musculares devem receber um impulso de um motoneurônio. Quando um motoneurônio é ativado pelo sistema nervoso central (SNC), um impulso elétrico se propaga até o final de cada placa motora e então acontecem eventos iônicos que resultam na geração do potencial de ação (PA) da fibra muscular. O PA pode ser definido com uma rápida alteração do potencial de membrana que se propaga com grande velocidade. Cada potencial de ação começa por uma alteração súbita do potencial de membrana normal negativo para um potencial positivo, terminando com o retorno quase tão rápido para o potencial negativo (KAMEN, 2014; GUYTON e HALL, 2006).

No caso da contração muscular especificamente, os potenciais de ação cursam pelo nervo motor até suas terminações nas fibras musculares, onde é secretada uma pequena quantidade da substância neurotransmissora acetilcolina. Esta substância age em uma área local da membrana para abrir múltiplos canais, o que permite a difusão de grande quantidade de íons sódio para o lado interno das membranas das fibras musculares, que por sua vez desencadeia o PA da membrana. Este PA despolariza a membrana muscular e grande parte da eletricidade flui pelo centro da fibra muscular, fazendo com que o retículo sarcoplasmático libere grande quantidade de íons cálcio que estavam armazenados. Estes íons ativam as forças atrativas entre os filamentos de miosina e actina, fazendo com que eles deslizem ao lado um do outro, que é o processo contrátil (GUYTON e HALL, 2006).

Cada motoneurônio que sai da medula espinhal inerva múltiplas fibras musculares, e essa quantidade depende do tipo de músculo. Todas as fibras musculares inervadas por uma só fibra nervosa formam uma unidade motora. Durante uma contração muscular muito suave, uma única unidade motora pode estar ativada. Isto é registrado na superfície como Potencial de Ação da Unidade Motora (PAUM), seguido por um silêncio elétrico até o próximo disparo. Conforme a necessidade de força aumenta, outras unidades motoras podem ser recrutadas. O sinal eletromiográfico (EMG) é um composto elétrico da soma de todas as unidades motoras ativas (GUYTON e HALL, 2006; KAMEN, 2014) e tem componentes negativos e positivos.

Quando cruza a linha de base a fase positiva de um PAUM é balanceado pela fase negativa de outros PAUMs. A amplitude do sinal é variável e aumenta conforme a intensidade da contração muscular aumenta. No entanto, a relação entre aumento da amplitude do EMG e força é frequentemente não-linear (KAMEN, 2014).

A captação do EMG é feita por meio de eletrodos com um arranjo de registro monopolar ou bipolar, sendo este último consideravelmente mais comum. No arranjo bipolar, dois eletrodos são posicionados sobre o músculo e um terceiro eletrodo neutro é posicionado em algum lugar eletricamente neutro. Esta configuração utiliza amplificadores diferenciais que registram a diferença elétrica entre os dois eletrodos de registro, de modo que qualquer sinal comum é atenuado (KAMEN, 2014). Existem diversos tipos de eletrodos, com diferentes formatos e materiais, e eles podem de ser de agulha ou de superfície. A reunião de eletrodos com arranjo de registro pré-definido e pré-amplificadores integrados é definida como “sensor”. Os sensores de superfície são preferencialmente utilizados para estudos relacionados ao movimento humano, pois os sensores com eletrodos de agulha podem lacerar o tecido muscular durante o movimento e por ser uma técnica invasiva deve ser realizada por profissionais médicos (HERMENS, 2000; HUG, 2011).

O EMG pode sofrer influências de variados fatores como tipo de eletrodo, fluxo sanguíneo, tecido adiposo, comprimento muscular, profundidade do músculo e *crosstalk*, que é a captação de atividade elétrica proveniente de outro músculo que não o músculo alvo (HUG, 2011; DE LUCA, 1997; KAMEN, 2014). Na tentativa de uniformizar a utilização da eletromiografia de superfície e minimizar a influência dos diversos fatores, o projeto SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) definiu recomendações a respeito dos sensores a serem utilizados com relação à fabricação, bem como o posicionamento sobre o músculo e fixação dos sensores na pele (HERMENS, 2000).

Para analisar e interpretar o EMG é preciso levar em consideração duas importantes características, que são a amplitude e a frequência do sinal. A amplitude é um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumentos do número de unidades motoras ativas e da frequência de ativação, ou taxa de disparo. Entre as variáveis mais comumente utilizadas para definir a amplitude do EMG podemos citar o *root mean square* (RMS) e o envelope linear (KAMEN, 2014). O RMS utiliza o valor do EMG a cada instante e incorpora o valor da raiz quadrada do sinal original, de modo que não necessita retificação. Como o EMG varia com o tempo e tem média zero, o sinal a cada instante não é indicador da magnitude global de sua atividade. Uma estimativa do volume de atividade pode

ser obtida utilizando-se a variável envelope linear, que é computada por meio de um filtro passa-baixa sobre o sinal retificado (KAMEN, 2014).

Enquanto a eletromiografia avalia a parte muscular do sistema musculoesquelético, a análise cinemática avalia o movimento realizado sem levar em consideração as suas causas. Por meio deste tipo de análise é possível descrever e quantificar posições lineares e angulares dos corpos e suas derivadas temporais. A cinemática é a ferramenta analítica preferencialmente utilizada para a determinação de velocidade angular, amplitude de movimento articular e avaliação de diferentes padrões de movimento (ROBERTSON e CALDWELL, 2014). Para a descrição quantitativa da posição de um ponto ou corpo no espaço, um sistema de coordenadas Cartesiano é utilizado, dentro do qual são estabelecidos um ou mais planos de referência. Este tipo de sistema de referências é construído a partir de eixos estacionários que são fixados em sua orientação de forma que o eixo-X é paralelo ao solo. O sistema de coordenadas é definido por uma origem definida por coordenadas bidimensionais (2-D) ou tridimensionais (3-D) e dois ou três eixos mutuamente ortogonais que passam através da origem. A Sociedade Internacional de Biomecânica determinou recomendações padronizadas para a definição destes sistemas de coordenadas articulares, com o objetivo de facilitar a comunicação entre os pesquisadores (ROBERTSON e CALDWELL, 2014; WU et al, 2005).

Uma vez definido o primeiro sistema de coordenadas, para que seja possível descrever a posição de um corpo rígido ou segmento corporal, é necessário determinar a posição de um ponto deste corpo. Para tanto, um segundo plano de referência é estabelecido, com seus próprios eixos e origem. Sendo assim, o sistema de coordenadas estabelecido para o espaço onde o movimento será captado é definido como Sistema Global de Coordenadas (SGC), enquanto o sistema de coordenadas definido para cada segmento corporal é definido como Sistema Local de Coordenadas (SLC) (ROBERTSON e CALDWELL, 2014; HAMILL et al, 2014). A orientação do SLC com relação ao SCG define a orientação do corpo ou segmento corporal no SGC, e muda conforme este se movimenta no espaço 3-D. A derivação de um ângulo de um segmento corporal pode ser estendida à derivação de um ângulo articular, que seria o equivalente à rotação do SLC de um segmento sobre o SLC de outro segmento. Dessa forma, a amplitude de movimento articular pode ser descrita. O movimento articular é frequentemente definido como a orientação de um segmento distal relativo a um segmento proximal (HAMILL et al, 2014).

O método mais comum para se realizar a coleta de dados cinemáticos é a utilização de um sistema de captura de movimentos para gravar o movimento de marcadores fixados a um sujeito em movimento, seguido de uma digitalização automática para se obter as coordenadas dos marcadores. Essas coordenadas são então processadas para se obter as variáveis cinemáticas que descrevem os movimentos articulares. Estes sistemas utilizam luz ambiente ou luz refletida pelos marcadores fixos ao corpo. As câmeras possuem sua própria luz e os marcadores apresentam fitas reflexivas que amplificam o brilho do marcador com relação à pele, às roupas ou ao plano de fundo. Alguns sistemas de vídeo possuem câmeras infravermelho para identificar a localização dos marcadores (ROBERTSON e CALDWELL, 2014).

Um estudo conduzido por Gottlieb (1998) utilizou análise cinemática e eletromiografia para avaliar padrões de ativação muscular durante movimentos voluntários da articulação do cotovelo. Seus resultados sugerem que o sistema nervoso central planeja os movimentos diretamente em termos de padrões de ativação muscular, e que estes padrões podem ser codificados a partir da demanda da tarefa, como por exemplo, distância, velocidade e carga (GOTTLIEB, 1998). Em 2005, Ervilha et al demonstraram, também por meio dessas ferramentas, mudanças na estratégia de controle motor no membro superior para realizar o mesmo movimento com e sem presença de dor. Indivíduos saudáveis deveriam realizar movimentos cíclicos de flexão e extensão do cotovelo por 2 minutos antes e após injeção de uma solução salina hipertônica dolorosa no músculo bíceps braquial. Os autores observaram por meio de um eletrogoniômetro, uma ferramenta de análise cinemática 2-D, que a angulação da articulação não foi alterada, no entanto, a atividade eletromiográfica nos músculos bíceps braquial e braquiorradial foi menor na condição de dor, juntamente com um aumento da atividade do músculo trapézio superior, o que sugere estratégias compensatórias (ERVILHA et al, 2005).

Um estudo francês de 2009 utilizou análise cinemática 3-D para avaliar o membro superior durante a tarefa de agarrar um objeto cilíndrico sobre uma mesa com e sem obstáculos de diferentes alturas. Foi observado que durante a ultrapassagem dos obstáculos houve maior flexibilidade angular, sugerindo variação na sinergia das articulações (JACQUIER-BRET et al, 2009). Em 2012, Fernandes e Barros realizaram um estudo para avaliar a diferença entre os padrões de preensão e coordenação dos dedos entre pianistas e não-pianistas, utilizando tarefas manuais não relacionadas à prática de piano. Coordenadas 3-D foram reconstruídas utilizando-se um sistema de análise cinemática e os ângulos de flexão e

extensão das articulações metacarpofalangeanas foram calculados. Os pianistas apresentaram melhor reprodutibilidade e regularidade no padrão de preensão palmar, bem como movimentos dos dedos mais coordenados durante a execução de diferentes tarefas manuais. (FERNANDES e BARROS, 2012).

Conforme descrito anteriormente, diversos estudos têm sido realizados no campo da biomecânica com o intuito de avaliar e descrever estratégias de controle motor. Porém, poucos estudos têm sido desenvolvidos visando analisar os movimentos funcionais, simulando atividades da vida diária com ênfase na análise cinemática e eletromiográfica simultâneas do membro superior, que possam servir de modelo cinemático para análise das alterações funcionais após uma doença ou trauma, ou avaliar os efeitos das órteses na função do membro superior.

Sendo assim, conhecer as estratégias de controle motor, bem como o sinergismo presente durante o trabalho muscular em atividades cotidianas simuladas por meio de um estudo cinemático, permitirá descrever as alterações decorrentes de doenças e traumas, além de proporcionar subsídios para a elaboração de protocolos de tratamento, bem como para a análise dos efeitos da reabilitação do membro superior.

2. OBJETIVOS

Objetivo Geral

O objetivo deste estudo foi avaliar as estratégias biomecânicas utilizadas pelo membro superior durante a execução de uma tarefa funcional relacionada a atividades de vida diária e especificamente relacionada à alimentação.

Objetivos Específicos

Este estudo teve como objetivos específicos:

- Avaliar e descrever a ativação muscular por meio da atividade eletromiográfica dos músculos trapézio superior, serrátil anterior, deltoide anterior, deltoide médio, deltoide posterior, peitoral maior, bíceps braquial, tríceps braquial, extensor radial do carpo, extensor ulnar do carpo, flexor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos durante a execução da tarefa funcional.
- Avaliar e descrever a amplitude de movimento por meio da análise cinemática das articulações do ombro, cotovelo e punho durante a execução da tarefa funcional.

3. METODOLOGIA

Este estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP – USP) e foi aprovado em 15/09/2014, de acordo com o parecer nº 777.193 (ANEXO 1). Todos os sujeitos que participaram do estudo assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1).

3.1.Local

Foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (LaBioCom – EEFERP – USP), em parceria com o Laboratório de Pesquisa Clínica da Mão e Membro Superior da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (LabMão – FMRP – USP), ambos vinculados ao Programa de Pós- Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional.

3.2.Cálculo Amostral

O cálculo amostral foi realizado por meio do software GraphPad StatMate®, utilizando-se o desvio padrão dos valores (μV) de atividade eletromiográfica do músculo extensor radial do carpo durante a realização de uma tarefa de preensão. Este músculo foi escolhido porque apresenta papel importante para a estabilização do punho necessária para o uso funcional da mão. Os dados foram obtidos em um estudo piloto realizado com 16 voluntários. O resultado foi n de 25 voluntários para uma amostra com poder de 90%.

3.3.Sujeitos

Participaram deste estudo 25 sujeitos saudáveis, estudantes universitários do curso de graduação de Fisioterapia da FMRP-USP, sem história prévia de trauma ou disfunções musculoesqueléticas em membros superiores. Foram 20 mulheres e 5 homens, com idade média de $19,8 \pm 1,7$ anos, peso médio de $63,3 \pm 9,9$ kg e altura média de $1,67 \pm 0,1$ metros. Todos os voluntários apresentavam dominância à direita e tiveram sua preferência lateral confirmada pelo Inventário de Dominância Lateral de Edimburgo (OLDFIELD, 1971). Os voluntários também tiveram seu nível de aptidão física calculado por meio do Questionário Internacional

de Atividade Física – IPAQ, versão longa (PARDINI, 2001). Ambos os questionários estavam na Ficha Inicial de Avaliação (APÊNDICE 2) que os voluntários preencheram antes da realização da coleta. Os dados completos dos sujeitos que participaram deste estudo se encontram listados na Tabela 1.

Tabela 1. Dados referentes aos voluntários que participaram do estudo.

N	IDADE	SEXO	MASSA (Kg)	ALTURA (m)	IMC	IPAC
1	19	F	60,4	1,67	21,66	MA
2	19	F	67,8	1,655	24,74	A
3	19	M	68,3	1,76	22,03	MA
4	19	F	68,6	1,62	26,18	A
5	19	M	82,3	1,92	22,36	A
6	20	F	63,9	1,625	24,2	A
7	19	F	51,1	1,64	19,07	IA
8	27	M	80,5	1,785	25,23	IA
9	20	M	73,4	1,89	20,56	A
10	21	F	72	1,74	23,76	A
11	20	F	75,6	1,67	27,1	A
12	19	F	50	1,63	18,8	A
13	22	F	60	1,605	23,26	IA
14	19	F	69,3	1,675	24,66	A
15	20	F	46,7	1,595	18,39	IA
16	20	F	52,2	1,695	18,19	A
17	21	F	56,5	1,72	19,09	IA
18	20	M	76,9	1,83	22,95	IA
19	21	F	54,7	1,5	24,31	A
20	19	F	54,8	1,59	21,66	A
21	20	F	65,1	1,625	24,66	A
22	18	F	62,6	1,66	22,76	A
23	19	F	61,2	1,58	24,48	IA
24	18	F	53	1,6	20,7	A
25	19	F	57,1	1,56	23,5	A
MÉDIA	19,8	-	63,3	1,67	22,5	-
DP	1,7	-	9,9	0,1	2,5	-

N= número do voluntário; DP = desvio padrão; IMC= índice de massa corpórea; IPAQ= questionário internacional de atividade física; MA= muito ativo; A= ativo; IA= irregularmente ativo; F= feminino; M= masculino.

3.4. Eletromiografia de Superfície

Para a coleta dos dados do EMG foi utilizado o equipamento da marca Delsys® (Trigno® Wireless Systems), com 16 canais, sensores com o desenho de barras paralelas fixas (Figura 1) e frequência de amostragem de 2000 Hz para cada canal. Os eletrodos são de prata, posicionados a 5 mm de distância entre si. Os sensores medem 27 x 37 x 15 mm, apresentam ruído <0.5mV RMS e ganho de 909 V/V $\pm$ 5%.

Figura 1. Equipamento utilizado para o registro dos dados eletromiográficos.
A= eletromiógrafo; B= sensor.

A preparação da pele anterior ao teste foi realizada de acordo com as recomendações do Projeto SENIAM (HERMENS et al, 2000), ou seja, por depilação e limpeza local com álcool. Os sensores foram fixados na pele dos voluntários por meio de uma fita dupla-face fornecida pelo próprio fabricante do equipamento (Figura 2) e posicionados de forma que as barras paralelas ficassem alinhadas de forma perpendicular às fibras musculares, segundo recomendação de De Luca (1997).

Figura 2: Fita dupla-face utilizada para fixar os sensores na pele dos voluntários.

O posicionamento dos sensores nos músculos trapézio superior, deltoide anterior, deltoide médio, deltoide posterior, bíceps braquial e tríceps braquial (cabeça longa) foram

realizados de acordo com o Projeto SENIAM (HERMENS et al, 2000). No entanto, os sensores localizados nos músculos peitoral maior, serrátil anterior, extensor radial longo e curto do carpo, extensor ulnar do carpo, flexor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos foram posicionados segundo *Anatomical Guide for the Electromyographer* (PEROTTO, 2011). Existem outros músculos atuantes nos movimentos de flexão e extensão do punho, no entanto, os músculos selecionados para a avaliação com eletromiografia de superfície se encontram mais superficiais do ponto de vista do plano transversal do antebraço (PEROTTO, 2011). O posicionamento de todos os sensores se encontra ilustrado na Figura 3.

Figura 3. Posicionamento dos sensores. A= vista anterior; B= vista lateral; C= vista posterior.

3.5. Análise Cinemática

Os dados da análise cinemática foram coletados a 200Hz, por meio de um sistema para análise de imagens 3D (Nexus, Vicon Motion Systems Ltd®, versão 1.8.5) composto por 8 câmeras infravermelho, que captam o movimento por meio do rastreamento de 16 marcadores reflexivos passivos, os quais foram fixados na pele por fita dupla-face (Figura 4).

O protocolo de posicionamento dos marcadores foi definido a partir de um estudo piloto prévio e a localização dos marcadores em tronco, ombro e cotovelo foi baseada no protocolo descrito por Murgia (2010), enquanto a localização no punho e dedos foi adaptada de Carpinella (2006) (Figura 5). Originalmente, os marcadores eram posicionados no dorso da mão, no entanto, foi feita uma adaptação para que o mesmo protocolo de posicionamento possa ser utilizado em estudos futuros com a utilização de órteses. A descrição das referências anatômicas utilizadas para o posicionamento dos marcadores se encontram descritas na Tabela 2. Além dos marcadores posicionados no voluntário, também foram colocados 3 marcadores na primeira jarra, a fim de rastrear seu deslocamento durante a execução da tarefa. Estes foram nomeados como 2A, 2B, e 2C e sua determinação foi feita por uma fita que ficou permanentemente fixa na mesma posição durante todo o período de coleta.

Figura 4. Posicionamento dos marcadores reflexivos. A= vista anterior; B= vista lateral; C= vista posterior.

Figura 5. Posicionamento dos marcadores reflexivos em punho e mão, adaptado de Carpinella (2006).

Tabela 2. Referências anatômicas utilizadas para o posicionamento dos marcadores.

Nome	Descrição
CLAV	Imediatamente abaixo da incisura jugular do esterno
LSHO	Articulação acrômio-clavicular esquerda
RSHO	Articulação acrômio-clavicular direita
RELBL	Epicôndilo lateral direito
RELBM	Epicôndilo medial direito
RWRM	Linha média do antebraço na direção do processo estiloide da ulna
RWRL	Linha média do antebraço na direção do processo estiloide do rádio
MF1	Face dorsal da articulação metacarpofalangeana do polegar
IFP1	Face dorsal da articulação interfalangeana proximal do polegar
IFD1	Extremidade distal do polegar
MF2	Linha média da face radial do 2º dedo sobre articulação metacarpofalangeana
IFP2	Linha média da face radial do 2º dedo sobre articulação interfalangeana proximal
IFD2	Linha média da face radial do 2º dedo sobre articulação interfalangeana distal
MF3	Linha média da face ulnar do 5º dedo sobre articulação metacarpofalangeana
IFP3	Linha média da face ulnar do 5º dedo sobre articulação interfalangeana proximal
IFD3	Linha média da face ulnar do 5º dedo sobre articulação interfalangeana distal

Para garantir o adequado rastreamento dos marcadores durante a execução do movimento, as câmeras do sistema de captação foram dispostas ao redor de todo o campo de coleta, na parte superior das paredes (Figuras 6 e 7). Dessa forma, todos os marcadores puderam ser rastreados independentemente dos utensílios utilizados para a execução do teste funcional dinâmico do membro superior, ou da mudança do posicionamento do mesmo nos diferentes planos de movimentos, durante a tarefa a ser analisada.

Figura 6. Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor, onde foram realizadas as coletas.

Figura 7 – Esquema ilustrativo referente ao posicionamento das câmeras infravermelho na parte superior das paredes no espaço do laboratório onde foram realizadas as coletas

A partir da análise cinemática, pudemos obter as amplitudes de movimento (ADM) articular de flexão/extensão do ombro, abdução/adução do ombro, rotação interna/externa do ombro, flexão/extensão do cotovelo, prono/supinação do cotovelo, flexão/extensão do punho e desvio ulnar/radial do punho.

3.6.Processamento dos Sinais

O sistema *Trigno® Wireless* permite uma integração com o *Vicon Motion Capture System®*, de forma que tanto os dados eletromiográficos como os dados cinemáticos puderam ser adquiridos de forma sincronizada e simultânea por meio do *Vicon Nexus Software®* (versão 1.8.5). Após um pré-processamento realizado neste mesmo software para adequar o formato dos dados exportados, o processamento dos sinais foi realizado off-line em programas personalizados no software *Matlab®* (The MathWorks, Inc.; versão R2014a, 2014).

Para o cálculo da integral do envoltório linear (iEMG) o tratamento do sinal bruto foi realizado por meio da aplicação de um filtro *Butterworth* de 4ª ordem de passa-banda de 10 a 500 Hz. Para a obtenção dos envoltórios lineares, foi realizado um novo processamento por meio da retificação do sinal e uma nova filtragem de passa-baixa de 15 Hz. Para possibilitar a comparação entre os diferentes sujeitos e músculos os dados foram normalizados pelo pico do EMG de cada músculo (ERVILHA et al,1998).

Para análise cinemática, os dados foram filtrados por meio da aplicação de um filtro *Butterworth* de 4ª ordem e frequência de corte de 5Hz. Posteriormente, foram construídos sistemas de coordenadas locais do tronco, braço, antebraço e mão a partir dos 16 marcadores

pré-definidos e seguindo as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica – ISB (WU et al, 2005). Para a obtenção dos ângulos articulares foi utilizada a convenção dos ângulos de Euler, segundo a ordem rotacional X-Y-Z.

3.7.Tarefa

Foi selecionada a tarefa “Despejar Água” pertencente ao Teste Elui (ELUI, 2001). Este teste apresenta os seguintes subitens: Simular Escrita, Virar Chave, Pegar Pequenos Objetos, Simular Alimentação, Despejar Água, Abrir Potes, Cortar com a Faca, Simular Vestuário, Pegar Objetos Grandes e Leves e Pegar Objetos Grandes e Pesados. Em um estudo realizado para avaliar as propriedades psicométricas de medida deste teste, a tarefa “Despejar Água” apresentou excelente confiabilidade interexaminadores ($ICC = 0,98$) e para o teste-reteste ($ICC = 0,98$), o que demonstra uma alta concordância de medida e excelente repetitividade das medidas (ELUI et al, 2014). Estes achados associados à demanda de movimento exigida determinaram a escolha da tarefa a ser utilizada no presente estudo.

Os materiais utilizados para a tarefa foram: duas jarras plásticas de 1 litro, ambas com alça lateral, medindo aproximadamente 13 cm de altura, a boca com 13 cm de raio e bico para derramar; 1 litro de água; uma cadeira sem apoio para os braços e de altura regulável; uma mesa com estrutura de aço e chapa de madeira MDP, com demarcações referentes ao posicionamento das jarras e posição inicial e final da mão (Figura8). As duas jarras foram colocadas na lateral da mesa, do lado contrário à mão testada, sendo que a jarra mais distante do indivíduo iniciava o teste com um litro de água (Figura 9). A cadeira ficou regulada de forma que o sujeito estivesse com os dois pés apoiados no chão, com flexão de 90° de joelho e quadril.

Figura 8. Ilustração dos materiais utilizados para a execução da tarefa.

Figura 9. Posicionamento das jarras plásticas e demarcação com fita vermelha indicando o posicionamento inicial e final da mão.

Para realização da tarefa, o voluntário foi posicionado sentado, com a mão a ser testada sobre a mesa, no lugar indicado e a outra mão permaneceu o tempo todo sobre a coxa esquerda. Após o comando “vai”, realizou a sequência de movimentos composta por: pegar a jarra de plástico cheia, dar a volta na mesa, voltar e derramar a água na outra jarra, e por fim colocar a jarra vazia no local em que estava antes de começar a tarefa (Figura 10).

Figura10. Posição inicial e execução da tarefa despejar água.

3.8.Procedimentos e Análise dos Dados

As coletas foram agendadas de acordo com a disponibilidade dos voluntários. Os participantes foram orientados a realizar a tarefa previamente à coleta para que pudessem se familiarizar com os movimentos a serem executados. Em seguida, foram orientados a retirar qualquer vestimenta que pudesse dificultar ou impedir a colocação dos eletrodos e marcadores, sendo que as voluntárias mulheres puderam optar por permanecer com roupa para ginástica. Após a captação dos movimentos pelas câmeras foi gerada uma representação gráfica no computador, de forma que em nenhum momento houve exposição da imagem dos voluntários (Figura 11).

Figura 11. Representação gráfica no computador das imagens coletadas.

Foi realizada a preparação da pele e colocação de eletrodos e marcadores conforme descrito anteriormente. Os participantes foram então posicionados sentados com os pés apoiados no chão, na cadeira sem apoio para braços e de altura ajustável, de frente à mesa onde foi realizada a tarefa.

A tarefa foi realizada 3 vezes, com intervalo de descanso de 1 minuto entre cada tentativa. O voluntário foi orientado a executar cada tentativa o mais naturalmente possível, simulando de fato a realização da atividade na sua vida diária. No caso do presente estudo, o tempo foi cronometrado pelo mesmo software utilizado para a captação dos dados (*Vicon Nexus Software*®). Segundo a padronização do Teste Elui (ELUI, 2001), análises observacionais realizadas durante a aplicação do teste demonstraram que a aprendizagem motora foi um fator influenciador no tempo de execução, em que se verificou maior lentidão para a realização do item em sua primeira tentativa. Por este motivo, a 3ª tentativa foi considerada para as análises.

Para a análise dos dados a tarefa foi dividida em 3 fases de acordo com a demanda do movimento. Foram definidas as seguintes fases: Alcance, Deslocamento e Liberação. Essa divisão foi feita durante o pré-processamento no *Vicon Nexus Software*® (versão 1.8.5), por meio da observação do gráfico de deslocamento de determinados marcadores nos três eixos de movimento e seguiu os seguintes critérios:

- *Fase de Alcance*: se inicia quando o marcador RWRL (punho) começa a se deslocar simultaneamente nos três eixos de movimento e termina quando o marcador 2A da jarra começa a se deslocar simultaneamente nos três eixos de movimento (Figura 12). Esta fase envolve principalmente alcance e preensão do objeto.

Figura 12. Ilustração dos gráficos utilizados para a determinação da Fase de Alcance. A linha azul que atravessa os três eixos corresponde ao quadro em que cada evento acontece. A= gráfico correspondente ao marcador RWRL; B= gráfico correspondente ao marcador 2A.

- *Fase de Deslocamento*: se inicia quando o marcador 2A da jarra começa a se deslocar simultaneamente nos três eixos de movimento e termina quando o marcador 2A da jarra para de se deslocar simultaneamente nos três eixos de movimento (Figura13). Esta fase envolve principalmente a sustentação e o deslocamento de carga, que no caso desta tarefa se equivale a 1kg.

Figura 13. Ilustração dos gráficos utilizados para a determinação da Fase de Deslocamento. A linha azul que atravessa os três eixos corresponde ao quadro em que cada evento acontece. A e B= gráficos correspondentes ao marcador 2A.

- *Fase de Liberação*: se inicia quando o marcador 2A da jarra para de se deslocar simultaneamente nos três eixos de movimento e termina quando o marcador RWRL (punho) para de se deslocar simultaneamente nos três eixos de movimento (Figura 14). Esta fase envolve principalmente a liberação da preensão do objeto e retorno à posição inicial.

Figura 14. Ilustração dos gráficos utilizados para a determinação da Fase de Liberação. A linha azul que atravessa os três eixos corresponde ao quadro em que cada evento acontece. A= gráfico correspondente ao marcador 2A; B= gráfico correspondente ao marcador RWRL.

3.9. Análise Estatística

Para avaliar a diferença entre as médias das amplitudes de cada movimento entre as fases, e a diferença entre os valores da iEMG em cada fase foi aplicado o Método de Análise de Variância (ANOVA) de Medidas Repetidas. Quando necessário, foi aplicado o teste *post hoc* de Bonferroni. Foi adotado como nível de significância $p \leq 0,05$.

4. RESULTADOS

O tempo de execução da tarefa foi em média $14,6 \pm 3,5$ segundos, sendo que a *Fase de Alcance* correspondeu a 11,64% do ciclo total, a *Fase de Deslocamento* a 78,21% e a *Fase de Liberação* correspondeu a 10,15% do ciclo total da tarefa. O tempo total e tempo por fase de cada voluntário se encontram descritos na Tabela 3. A Figura 15 ilustra e descreve as diferentes demandas identificadas dentro de cada fase da tarefa.

Tabela 3. Tempo total e tempo por fase (segundos) de cada voluntário.

N	ALCANCE	DESLOCAMENTO	LIBERAÇÃO	TOTAL
1	1,4795	10,1545	1,2895	12,9235
2	1,5145	9,1045	1,4545	12,0735
3	3,1445	19,1445	1,9045	24,1935
4	2,1095	14,2895	2,3195	18,7185
5	1,5095	9,7545	1,7445	13,0085
6	1,3545	9,1795	1,1695	11,7035
7	1,8295	20,6595	1,5245	24,0135
8	1,6095	9,0845	1,2945	11,9885
9	1,2595	9,1595	0,9545	11,3735
10	1,5595	8,7795	1,4395	11,7785
11	1,2095	9,0795	1,4745	11,7635
12	1,5545	9,0095	1,4445	12,0085
13	1,6495	11,7795	1,5495	14,9785
14	1,3495	7,2595	1,2345	9,8435
15	1,7295	13,0245	1,4245	16,1785
16	1,6845	12,1095	1,7045	15,4985
17	1,4445	11,2295	1,5295	14,2035
18	2,5845	10,1895	1,6895	14,4635
19	1,6945	9,6995	1,3695	12,7635
20	1,3595	10,9595	1,1745	13,4935
21	1,6995	10,4145	1,3945	13,5085
22	2,0045	13,2645	1,6445	16,9135
23	2,0145	13,0445	1,3895	16,4485
24	1,3145	11,5095	1,4095	14,2335
25	1,8445	13,7545	1,4295	17,0285
MÉDIA	1,70	11,42	1,48	14,6
DP	0,43	3,13	0,27	3,5

N= número do voluntário; DP = desvio padrão.

FASE 1	ALCANCE				
IMAGEM
PRINCIPAIS ATIVIDADES	<ul style="list-style-type: none"> -Fase livre de carga -Flexão, adução e rotação externa de ombro -Extensão e supinação de cotovelo -Extensão e desvio ulnar de punho -Preensão para segurar a jarra 				
FASE 2	DESLOCAMENTO				
IMAGEM
PRINCIPAIS ATIVIDADES	<ul style="list-style-type: none"> -Fase com sustentação de carga (1L, que é o equivalente a 1kg) -Abdução e extensão de ombro (volta na mesa), seguidas de adução e rotação interna (despejar a água) -Flexão de cotovelo (volta na mesa), pronação (despejar a água) e extensão com supinação (posicionar a jarra de volta) -Extensão de punho e desvio radial mantidos -Despejar a água na jarra vazia 				
FASE 3	LIBERAÇÃO				
IMAGEM
PRINCIPAIS ATIVIDADES	<ul style="list-style-type: none"> -Fase livre de carga -Extensão, abdução e rotação interna de ombro -Flexão e pronação de cotovelo -Punho em posição neutra de flexo-extensão e desvio ulnar -Retorno da mão à posição inicial 				

Figura 15. Diferentes demandas identificadas dentro de cada fase da tarefa.

Todos os valores médios de ADM estão resumidos na Tabela 4. A ADM foi significativamente maior durante a fase de Deslocamento para todos os movimentos avaliados, com exceção de flexão/extensão do punho. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as fases de alcance e liberação, exceto abdução/adução de ombro, que apresentou o maior ADM na fase de Alcance. A Figura 16 ilustra as diferenças de ADM encontrada entre as fases.

Tabela 4. ADM média (graus) entre os sujeitos para as três fases.

FASE	ALCANCE				DESLOCAMENTO				LIBERAÇÃO			
MOVIMENTO	MIN	MAX	MÉDIA	DP	MIN	MAX	MÉDIA	DP	MIN	MAX	MÉDIA	DP
FEO	38,14	62,45	54,20	7,03	40,11	135,45	76,43	23,47	40,25	67,37	53,44	6,76
AAO	5,52	28,86	16,70	6,47	15,13	45,81	30,58	7,73	3,94	27,47	12,38	5,48
RIEO	3,19	33,02	15,58	9,49	14,44	89,81	45,30	22,59	2,56	31,34	14,23	7,95
FEC	47,50	111,92	81,82	15,97	80,05	179,99	150,35	34,07	58,95	118,19	84,59	12,76
PSC	81,93	148,64	110,42	21,12	82,57	179,97	161,60	26,80	85,88	135,90	111,22	17,48
FEP	11,34	48,84	29,50	9,96	13,79	44,84	30,33	7,92	8,06	44,60	27,57	10,07
DURP	4,67	19,74	8,98	3,98	14,70	42,03	26,71	7,34	4,34	20,79	10,09	3,65

FEO = flexão/extensão do ombro; AAO = abdução/adução do ombro; RIEO = rotação interna/externa do ombro; FEC = flexão/extensão do cotovelo; PSC = prono/supinação do cotovelo; FEP = flexão/extensão do punho; DURP = desvio ulnar/radial do punho; MIN = valor médio mínimo encontrado entre os sujeitos; MAX = valor médio máximo encontrado entre os sujeitos, DP = desvio padrão.

Gráfico 1. Média de ADM para as três fases. As diferenças estatisticamente significativas (Bonferroni) estão indicadas. * $p < 0,001$ (deslocamento > alcance/liberação), # $p = 0,01$ (alcance > liberação). FEO = flexão/extensão do ombro; AAO = abdução/adução do ombro; RIEO = rotação interna/externa do ombro; FEC = flexão/extensão do cotovelo; PSC = prono/supinação do cotovelo; FEP = flexão/extensão do punho; DURP = desvio ulnar/radial do punho.

Os valores médios da atividade muscular representada pela iEMG de cada músculo estão listados na Tabela 5. Na fase de Alcance houve significativa atividade de serrátil anterior, deltoide anterior, deltoide médio e tríceps braquial, enquanto na fase de Deslocamento atividade muscular significativa foi encontrada principalmente para trapézio superior, serrátil anterior e tríceps braquial. Durante a fase de Liberação, apenas o músculo tríceps braquial apresentou diferença significativa na atividade muscular. A Figura 17 ilustra as diferenças da iEMG entre os músculos em cada fase e sua significância estatística.

Tabela 5. Valores da atividade muscular representada pela iEMG (μ V) de cada músculo.

FASE	ALCANCE				DESLOCAMENTO				LIBERAÇÃO			
MÚSCULO	MIN	MAX	MÉDIA	DP	MIN	MAX	MÉDIA	DP	MIN	MAX	MÉDIA	DP
TS	35,91	117,14	63,92	21,22	316,02	969,70	509,27	144,32	32,10	146,44	66,89	23,57
S.A	59,52	135,51	91,20	22,74	304,05	842,78	501,16	132,92	23,20	130,28	72,49	21,52
PM	25,28	167,85	80,94	26,86	31,76	565,27	337,47	134,46	30,29	115,63	60,91	19,04
DA	26,78	177,42	93,84	27,87	36,77	804,54	466,25	165,66	20,61	119,79	62,14	21,33
DM	47,22	151,37	88,89	24,52	243,28	1043,09	514,38	171,19	32,74	161,53	69,81	23,16
DP	41,80	166,32	76,17	24,71	293,69	979,14	463,79	162,76	39,78	125,90	69,73	18,48
BCP	38,40	128,82	68,31	18,43	178,39	591,94	349,94	117,09	38,83	98,56	64,26	15,41
TCP	47,13	182,78	90,94	28,04	265,28	930,49	502,75	159,63	48,44	130,06	78,81	16,59
ERC	26,29	97,71	50,08	14,43	103,83	853,11	411,55	164,81	42,74	111,53	69,61	18,07
EUC	31,11	110,16	63,69	18,59	250,22	779,80	493,94	154,28	42,39	106,93	68,96	16,21
FSD	18,74	92,80	52,38	16,34	175,49	855,92	383,35	147,44	29,07	108,11	60,95	19,04
FUC	32,75	104,78	60,07	20,94	153,79	767,40	443,86	142,13	32,46	101,87	64,09	18,22

TS = trapézio superior, S.A = serrátil anterior, DA = deltoide anterior, DM = deltoide médio, DP = deltoide posterior, PM = peitoral maior, BCP = bíceps braquial, TCP = tríceps braquial, ERC = extensor radial do carpo, EUC = extensor ulnar do carpo, FSD = flexor superficial dos dedos, FUC = flexor ulnar do carpo, MIN = valor médio mínimo encontrado entre os sujeitos, MAX = valor médio máximo encontrado entre os sujeitos, DP = desvio padrão.

Gráfico 2. Valores médios da iEMG para as três fases. Diferenças estatisticamente significativas entre os músculos (Bonferroni) estão indicadas ao lado de cada gráfico. # $p < 0,001$. TS = trapézio superior, S.A = serrátil anterior, DA = deltoide anterior, DM = deltoide médio, DP = deltoide posterior, PM = peitoral maior, BCP = bíceps braquial, TCP = tríceps braquial, ERC = extensor radial do carpo, EUC = extensor ulnar do carpo, FSD = flexor superficial dos dedos, FUC = flexor ulnar do carpo.

5. DISCUSSÃO

Este trabalho teve como objetivo principal avaliar as estratégias de controle motor utilizadas pelo membro superior durante a execução de uma tarefa funcional relacionada a atividades de vida diária e especificamente relacionada à alimentação. Por meio de análise cinemática e do EMG, pudemos evidenciar diferenças na ADM ativa do membro superior e sua respectiva atividade muscular de acordo com demandas específicas identificadas dentro da tarefa funcional de “Despejar Água”, pertencente ao Teste Funcional do Membro Superior Elui.

Vários estudos têm apresentado dados sobre ângulos articulares durante AVDs (CHEN et al., 2010; FERNANDES; BARROS, 2012; ARTILHEIRO et al., 2014; MURGIA; KYBERD; BARNHILL, 2010; AIZAWA et al., 2013). No entanto, diferentes demandas podem existir dentro de uma única tarefa. Além disso, poucos estudos têm investigado simultaneamente a atividade muscular subjacente ao movimento articular (LEVIN et al, 2008; FLEMING; DONNE; FLETCHER, 2012; VANDENBERGHE et al, 2010; SZETO; LIN, 2011).

Durante a fase de Alcance, observamos principalmente o movimento de flexão do ombro associado à extensão do cotovelo. Estes movimentos estiveram associados à atividade muscular significativa de serrátil anterior, deltoide anterior e deltoide médio. Este parece ser um achado padrão para tarefas que simulam o movimento alcance do membro superior (LEVIN et al, 2008; FLEMING; DONNE; FLETCHER, 2012; MURGIA; KYBERD; BARNHILL, 2010; VANDENBERGHE et al, 2010). Levin et al. (2008) realizaram um estudo a fim de explorar o controle por trás de movimentos cíclicos de desenho do braço, variando a orientação, amplitude e frequência de desenho. Durante a orientação diagonal esquerda, que tem exigências similares do movimento a nossa fase de Alcance, os autores encontraram o músculo deltoide anterior com sendo o principal músculo ativado. Além disso, os autores afirmam que o controle do ombro se baseia em níveis elevados de co-contratação entre o deltoide anterior e posterior, e que o deslocamento efetuator é assistido por atividade fásica dos músculos deltoides. Esses achados também são semelhantes aos nossos.

Ao investigar os efeitos de altura e largura em uma tarefa de alcance, Vandenberghe et al. (2010) descobriram que durante a chegada do braço ao alvo de referência, o movimento dependia principalmente de maior elevação do ombro e extensão do cotovelo, com o músculo deltoide anterior sendo identificado como o principal contribuinte para o movimento.

Conclusões semelhantes foram mostradas no grupo controle de Murgia et al. (2010), em que a fase de alcance da tarefa de virar cartas caracterizou-se pela rotação no sentido anti-horário do tórax, flexão e rotação interna do ombro e extensão do cotovelo. Estes autores utilizaram a análise cinemática para avaliar a falta de movimento e compensações em pacientes com fratura do rádio distal. Foram encontradas maior rotação externa do ombro e manipulação da carta durante o seu transporte no ar para compensar a limitada supinação do cotovelo. Em nosso estudo, uma maior ADM foi encontrada para rotação interna e externa do ombro e para prono-supinação do cotovelo durante a fase de Deslocamento, que envolveu o ato de despejar a água na jarra vazia. A associação destes achados destaca a importância de se avaliar com precisão tais movimentos, uma vez que eles podem ser responsáveis por perda funcional em condições de lesão.

Com relação à articulação do punho, diferenças muito pequenas foram encontradas na ADM entre as três fases. No entanto, embora não estatisticamente significativo, houve um aumento na ativação dos músculos do antebraço. Szeto e Lin (2011) também não encontraram diferenças estatísticas na análise cinemática e EMG do punho. Foi realizada uma pesquisa sobre controle motor do punho, com o objetivo de avaliar a demanda de velocidade e precisão de uma tarefa relacionada ao uso do computador. Estes autores utilizaram para a colocação dos sensores de EMG no antebraço a mesma diretriz do presente estudo. Ausência de diferenças entre os movimentos do punho também foi encontrada por Fleming, Donne e Fletche (2012) durante a análise de um gesto esportivo. Estes autores conduziram uma pesquisa sobre análise cinemática e EMG da extremidade superior durante uma simulação dos movimentos de canoístas, com aumento de carga progressivo. Os autores concluíram que a manutenção da ADM do punho foi uma estratégia para manter a posição ideal da mão para realizar adequadamente o gesto esportivo.

A maioria dos estudos acima mencionados apontaram o pequeno tamanho da amostra como limitação (LEVIN et al, 2008; FLEMING; DONNE; FLETCHER, 2012; BERGSMA et al., 2014; MURGIA; KYBERD; BARNHILL, 2010; VANDENBERGHE et al, 2010; SZETO; LIN, 2011). No presente estudo, a determinação da amostra foi realizada com um poder de 90% (GraphPad Statmate TM, versão 2.0), proporcionando confiabilidade aos dados apresentados. No entanto, alguns aspectos metodológicos podem ser considerados como limitações deste estudo. Em primeiro lugar, os valores médios de ADM do cotovelo durante a fase de Deslocamento se apresentaram bastante anormais. Provavelmente isto aconteceu devido ao fenômeno de suspensão (DOORENBOSCH, 2003), ou *gimbal-lock effect*, que

acontece quando tanto o ângulo de rotação axial e o ângulo horizontal da parte superior do braço flutuam muito, dando origem a valores extremos. Este pode ser um problema quando se usa a definição de ângulos de Euler/Cardan. Outro aspecto que também deve ser levado em consideração é a presença de *crosstalk*. Apesar de extremamente relevante para a estabilização escapular, o músculo serrátil anterior se localiza profundamente ao músculo grande dorsal (PEROTTO, 2011) que executa adução e rotação interna do braço. Isto pode prejudicar a aquisição do EMG de superfície. Sendo assim, parte da atividade elétrica apresentada neste estudo como ativação de serrátil anterior provavelmente pertence a este outro músculo.

6. CONCLUSÃO

Como conclusão, nossos resultados sugerem que atividades diárias básicas que requerem o deslocamento da extremidade superior no espaço tridimensional, com tarefas de alcance, por exemplo, exigem mais movimento da articulação do ombro. Por outro lado, durante sustentação de carga ou tarefas manipulativas que necessitem de estabilidade, o cotovelo e punho são as articulações mais requisitadas. Além disso, o músculo tríceps braquial parece desempenhar um papel importante na função da extremidade superior independentemente da demanda da tarefa. Estes são achados clinicamente relevantes, uma vez que colaboram para uma avaliação e posterior intervenção mais específicas na reabilitação da extremidade superior. Futuros estudos são necessários para avaliar como esses parâmetros se comportariam em condições de lesão.

REFERÊNCIAS

- AIZAWA, J. et al. Ranges of active joint motion for the shoulder, elbow, and wrist in healthy adults. **Disabil Rehabil.** v.35(16), p.1342-9, 2013.
- ARAÚJO, P.M.P. Avaliação Funcional. In: FREITAS, P.P., editor. Reabilitação da Mão. São Paulo. Atheneu; 2006. Cap.3.
- ARWET, H.J. et al. Electromyography of shoulder muscles in relation to force direction. **J Shoulder Elbow Surg.** v. 6, p.360-70, 1997.
- BEATTIE, P. Measurements of health outcomes in the clinical setting: applications to physiotherapy. **Physiother Theory and Pract.** v.17, p.173-185, 2001.
- BERGER, R.A. The anatomy and basic biomechanics of the wrist joint. **J Hand Ther.** v.9(2), p.84-93, 1996.
- BERGSMA, A. et al. Upper extremity kinematics and muscle activation patterns in subjects with facioscapulohumeral dystrophy. **Arch Phys Med Rehabil.** v.95(9), p.1731-41, 2014.
- BRYCE, C. D.; ARMSTRONG, A.D. Anatomy and Biomechanics of the Elbow. **Orthop Clin N Am.** v.39, p.141-154, 2008.
- BUKOWSKI, E. Análise Muscular de Atividades Diárias. 1ª Ed. Manole, 2002.
- CARPINELLA, I. et al. Experimental protocol for the kinematic analysis of the hand: Definition and repeatability. **Gait & Posture.** v.23, p.445-454, 2006.
- CARAZZATO, J.G. Teste de função motora da mão pesquisa em 200 pessoas normais. Dissertação (mestrado) - Faculdade Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1978.
- CHEN, W. et al. Kinematic analysis and dexterity evaluation of upper extremity in activities of daily living. **Gait Posture.** v.32(4), p.475-81, 2010.
- DOORENBOSCH, C. A.; HARLAAR, J.; VEEGER, D.H. The globe system: an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements. **Journal of Rehabilitation Research and Development.** v.40(2), p147-155, 2003.
- DUNCAN, S.F.; SARACEVIC, C.E.; KAKINOKI, R. Biomechanics of the hand. **Hand Clin.** v.29(4), p.483-92, 2013.
- ELUI, V.M.C. Comparação da função de duas órteses na reabilitação da mão em garra móvel de hansenianos. Tese (Doutorado) - Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2001.
- ELUI, VMC; GOIA, DN; RICCI, FPFM; FONSECA, MCR. Confiabilidade de um Teste Funcional de desempenho do membro superior: Teste Elui. **Acta Fisiátrica**, 2014. No prelo.

ELUI, VMC; FONSECA, MCR. Destreza. In: Recomendações para avaliação do membro superior. 2a. ed. São Paulo: Sociedade Brasileira de Terapeutas da Mão e membro Superior, 2005. Cap 11: 98-110.

ERVILHA, U.F.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Estudo Sobre Procedimentos de Normalização do Sinal Eletromiográfico Durante o Movimento Humano. **Rev. Bras. Fisiot.** v.3(1), p.15-20, 1998.

ERVILHA, U. F.; FARINA, D.; ARENDT-NIELSEN, L.; GRAVEN-NIELSEN, T. Experimental muscle pain changes motor control strategies in dynamic contractions. **Exp Brain Res.** v.164, p.215–224, 2005.

FERNANDES, L.F.; de BARROS, R.M. Grip pattern and finger coordination differences between pianists and non-pianists. **J Electromyogr Kinesiol.** v.22(3), p.412-8, 2012.

FLEMING, N.; DONNE, B.; FLETCHER, D. Effect of kayak ergometer elastic tension on upper limb EMG activity and 3D kinematics. **Journal of Sports Science and Medicine.** v.11, p.430-7, 2012.

FONSECA, M.C.R. et al. Traumas da mão: estudo retrospectivo. **Rev Bras Ortop.** v.41(5), p.181-6, 2006.

FESS, EE. Functional Tests. In: SKIRVEN, T.M.; OSTERMAN, L.A.; FEDORCZYK, J.M.; AMADIO, P.C., editors. Rehabilitation of the hand and upper extremity. 6th. ed. St. Louis: Mosby, 2011. Chap. 6, p.152-162.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. Tratado de Fisiologia Médica. 11^a ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2006.

HAMILL, J.; SELBIE, W.S.; KEPPLER, T.M. Three-Dimensional Kinematics. . In: ROBERTSON, D.G.E. et al, editors. Research Methods in Biomechanics. 2a ed. USA: Human Kinetics, 2014. Cap. 8.

HERMENS, H.J.; et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol.** v10(5), p.361-74, 2000.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? **J Electromyogr Kinesiol.** v.21(1), p.1-12, 2011.

JACQUIER-BRET, J.; REZZOUG, N.; GORCE, P. Adaptation of Joint Flexibility During a Reach-to-Grasp Movement. **Motor Control**, v.13, p.342-361, 2009.

JEBSEN, R.H.; TAYLOR, N.; TRIESCHMANN, R.B.; TROTTER, M.J.; HOWARD, L.A. An objective and standardized test of hand function. **Arch Phys Med Rehabil.** v.50, p.311–9, 1969.

LEVIN, O. et al. Evidence for adaptive shoulder–elbow control in cyclical movements with different amplitudes, frequencies, and orientations. **J Motor Behav.** v.40(6), p.499–515, 2008.

KAMEN, G. Electromyographic Kinesiology. In: ROBERTSON, D.G.E. et al, editors. Research Methods in Biomechanics. 2a ed. USA: Human Kinetics, 2014. Cap. 8.

KENDALL, F. P. et al. Músculos: Provas e Funções. 5a ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2005

LUGO, R.; KUNG, P.; MA, C.B. Shoulder biomechanics. **Eur J Radiol.** v.68(1), p.16-24, 2008.

MACDERMID, JC. Outcomes measurement in upper extremity practice. In SKIRVEN, T.M.; OSTERMAN, L.A.; FEDORCZYK, J.M.; AMADIO, P.C., editors. Rehabilitation of the hand and upper extremity. 6th. ed. St. Louis: Mosby, 2011. Chap. 16, 194-205.

MACDONALD, EM. Terapia Ocupacional para membro superior. In: Terapia ocupacional em Reabilitação. Parte 2. 4ª ed. São Paulo. Ed Santos;1998, p146-157.

MARQUES, A. P. Manual de Goniometria. 3ª ed. Barueri:Manole, 2014.

MACPHEE, SD. Functional Hand Evaluations: A Review. **The Amer J Occup Ther.** v.41(3), 1987.

MURGIA, A; KYBERD, P; BARNHILL, T. The use of kinematic and parametric information to highlight lack of movement and compensation in the upper extremities during activities of daily living. **Gait Posture.** v.31(3), p.300-6, 2010.

OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. **Neuropsychologia.** v. 9, p. 97-113, 1971.

PARDINI, R.; MATSUDO, S.M.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE E.; BRAGGION, G.; ANDRADE, D.; OLIVEIRA, L.; FIGUEIRA Jr., A.; RASO, V. Validação do questionário internacional de nível de atividade física (IPAQ - versão 6): estudo piloto em adultos jovens brasileiros. **Rev Bras Ciên e Mov.** v.9 (3), p.45-51, 2001.

PEROTTO, A. O. Anatomical guide for the electromyographer : the limbs and trunk. 5ª ed. Charles C Thomas - Publisher, LTD. 2011.

RALLON, CR; Chen CC. Relationship between desempenho-based and self-reported assessment of hand function. **Amer J Occup Ther.** v.62, p.574-579, 2008.

REID, S. et al.. Repeatability of upper limb kinematics for children with and without cerebral palsy. **Gait Posture.** v.32(1), p.10-7, 2010.

ROBERTSON, D.G.E.; CALDWELL, G.E. Planar Kinematics. In: ROBERTSON, D.G.E. et al, editors. Research Methods in Biomechanics. 2a ed. USA: Human Kinetics, 2014. Cap. 1.

SHEFTCHICK, J.L. et al. Clinical examination of the hand. In SKIRVEN, T.M.; OSTERMAN, L.A.; FEDORCZYK, J.M.; AMADIO, P.C., editors. Rehabilitation of the hand and upper extremity. 6th. ed. St. Louis: Mosby, 2011. Chap. 6.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle Motor. Teoria E Aplicações Práticas. 2ª ed. Editora Manole, 2002.

SKIRVEN, T.M.; OSTERMAN, L.A.. Clinical examination of the wrist. In SKIRVEN, T.M.; OSTERMAN, L.A.; FEDORCZYK, J.M.; AMADIO, P.C., editors. Rehabilitation of the hand and upper extremity. 6th. ed. St. Louis: Mosby, 2011. Cap. 7, p. 72-84.

SZETO, G.P.; LIN, J.K. A study of forearm muscle activity and wrist kinematics in symptomatic office workers performing mouse-clicking tasks with different precision and speed demands. **J Electromyogr Kinesiol.** v.21(1), p.59-66, 2011.

TEIXEIRA, E. et al. Terapia Ocupacional na Reabilitação Física. 1ª ed. São Paulo: Editora ROCA; 2003.

VANDENBERGHE, A. et al. Three-dimensional reaching tasks: effect of reaching height and width on upper limb kinematics and muscle activity. **Gait Posture.** v.32(4), p.500-7, 2010.

YANCOSEK, K.E.; HOWELL, D. A narrative review of dexterity assessments. **J Hand Ther.** v.22, p.258-70, 2009.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **J Biomech.** v.38(5), p.981-992, 2005.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar, como voluntário, do projeto de pesquisa intitulado “**Análise cinemática e atividade muscular do membro superior durante a execução de tarefas funcionais**” que tem como pesquisadora responsável a Ft. Flávia Personi F. Macêdo Ricci, aluna de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, que pode ser contatada pelo telefone (16) 3602-0300 e pelo e-mail flaviapessoni@yahoo.com.br, e sob a orientação da Profa. Dra. Marisa de Cássia Registro Fonseca, docente da FMRP-USP, que pode ser contatada pelo e-mail marisa@fmrp.usp.br.

OBJETIVO

O presente trabalho tem por objetivo avaliar como acontece o movimento e a ativação dos músculos do braço quando uma pessoa realiza tarefas do dia-a-dia.

PROCEDIMENTOS

Durante a pesquisa, você deverá se encaminhar ao Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – USP, que fica localizado no 2º andar do prédio desta Escola, à Av. Bandeirantes, 3900. Inicialmente, o pesquisador irá ensiná-lo quais serão os movimentos que deverão se realizados. Em seguida, irá preparar sua pele por meio de tricotomia (retirar pelos com lâmina de barbear) e limpeza com álcool, para posteriormente posicionar os marcadores e os eletrodos em alguns músculos do braço. Você irá executar as tarefas de despejar água e pegar objeto grande e pesado. Cada tarefa será executada 3 vezes, com intervalo de descanso de 1 minutos entre cada tentativa. O procedimento completo tem duração de 1 hora e 30 minutos.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Esta pesquisa oferece riscos mínimos à sua saúde, por exemplo, a cola da fita dupla-face utilizada poderá gerar desconforto durante o movimento. Seu benefício será auxiliar os pesquisadores a compreenderem o funcionamento dos músculos e articulações do braço para melhorar a orientação e determinação de condutas durante a reabilitação de disfunções do membro superior.

PRIVACIDADE E PAGAMENTO

Este estudo possui fins de pesquisa, os dados obtidos serão divulgados seguindo as diretrizes éticas da pesquisa, com a preservação do anonimato dos participantes, assegurando, assim a sua privacidade. Você poderá abandonar a pesquisa quando quiser. Você não receberá nenhum pagamento por esta participação e não haverá ressarcimento das despesas existentes.

Eu, _____, RG _____, declaro que tenho _____ anos e aceito participar deste trabalho que será desenvolvido pela pesquisadora responsável.

Assinatura: _____ Data: ____/____/____

Pesquisadora Responsável: **Flávia Personi F. M. Ricci – CREFITO3/152618**

Assinatura: _____ Data: ____/____/____

Profa. Dra. Marisa de Cássia R. Fonseca
(Orientadora)

Em caso de dúvidas a respeito dos aspectos éticos desta pesquisa entrar em contato com a Secretária do Comitê de Ética em Pesquisa do HCFMRP-USP e da FMRP-USP pelo telefone: 3602-2228.

APÊNDICE 2 – Ficha de Avaliação Inicial

Projeto de Pesquisa: “Análise cinemática e atividade muscular do membro superior durante a execução de tarefas funcionais”

Nome: _____

Data de Nasc: ____/____/____ Sexo: ____ Peso: ____ Altura: ____

IMC: ____ Dominância: ____ Data da Avaliação: ____/____/____

1 - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (versão 6) –

(Pardini et al, 2001)

Nós queremos saber quanto tempo você gasta fazendo atividade física em uma semana NORMAL. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Para responder considere as atividades como meio de transporte, no trabalho, exercício e esporte.

1a) Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades LEVES ou MODERADAS por pelo menos 10 minutos, que façam você suar POUCO ou aumentam LEVEMENTE sua respiração ou batimentos do coração, como nadar, pedalar ou varrer:

- (a) ____ dias por SEMANA
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

1b) Nos dias em que você faz este tipo de atividade, quanto tempo você gasta fazendo essas atividades POR DIA?

- (a) ____ horas ____ minutos
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

2a) Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades VIGOROSAS por pelo menos 10 minutos, que façam você suar BASTANTE ou aumentem MUITO sua respiração ou batimentos do coração, como correr e nadar rápido ou fazer jogging:

- (a) ____ dias por SEMANA
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

2b) Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta fazendo essas atividades POR DIA?

- (a) ____ horas ____ minutos
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

ATIVIDADE FÍSICA EM CASA

Agora, pensando em todas as atividades que você tem feito em casa durante uma semana normal:

2a) Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades dentro da sua casa por pelo menos 10 minutos de esforço moderado como aspirar, varrer ou esfregar:

- (a) _____ dias por SEMANA
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

2b) Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta fazendo essas atividades POR DIA?

_____ horas _____ minutos

2c) Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades no jardim ou quintal por pelo menos 10 minutos de esforço moderado como varrer, rastelar, podar:

- (a) _____ dias por SEMANA
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

2d) Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta POR DIA?

_____ horas _____ minutos

2e) Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades no jardim ou quintal por pelo menos 10 minutos de esforço vigoroso ou forte como carpir, arar, lavar o quintal:

- (a) _____ dias por SEMANA
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

2f) Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta POR DIA?

_____ horas _____ minutos

ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Agora pense em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro em uma semana normal.

3a) Em quantos dias de uma semana normal você caminha de forma rápida por pelo menos 10 minutos para ir de um lugar para outro? (Não inclua as caminhadas por prazer ou exercício)

- (a) _____ dias por SEMANA
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

3b) Nos dias que você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo POR DIA você gasta caminhando? (Não inclua as caminhadas por prazer ou exercício)

_____ horas _____ minutos

3c) Em quantos dias de uma semana normal você pedala rápido por pelo menos 10 minutos para ir de um lugar para outro? (Não inclua o pedalar por prazer ou exercício)

(a) _____ dias por SEMANA

(b) Não quero responder

(c) Não sei responder

3d) Nos dias que você pedala para ir de um lugar para outro quanto tempo POR DIA você gasta pedalando? (Não inclua o pedalar por prazer ou exercício)

_____ horas _____ minutos

2 – Inventário de Edinburgh – (Oldfield, 1971)

Identifique a preferência no uso das mãos nas atividades listadas a seguir.

Se for realmente indiferente, assinale sem preferência.

Quando sua preferência é tão forte que você nunca tenta utilizar a outra mão, selecione "não".

Quando você:	Qual mão você prefere usar?		
Escreve	() D	() E	() S/ preferência
Desenha	() D	() E	() S/ preferência
Arremessa, lança um objeto	() D	() E	() S/ preferência
Utiliza a tesoura	() D	() E	() S/ preferência
Usa a escova de dentes	() D	() E	() S/ preferência
Usa a faca	() D	() E	() S/ preferência
Usa a colher	() D	() E	() S/ preferência
Usa a vassoura (mão superior)	() D	() E	() S/ preferência
Risca o fósforo	() D	() E	() S/ preferência
Abre uma caixa (tampa)	() D	() E	() S/ preferência

Quociente de Lateralidade: _____ () Destro () Sinistro

ANEXO 1 – Parecer do CEP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise cinemática e atividade muscular do membro superior durante a execução de tarefas funcionais

Pesquisador: Flávia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 30975114.3.0000.5440

Instituição Proponente: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da USP -

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 777.193

Data da Relatoria: 15/09/2014

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto cuja pesquisadora responsável é a aluna de mestrado Flávia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci sob coordenação da Profa. Dra. Marisa de Cássia Registro Fonseca do Departamento de Biomecânica da FMRP/USP. Neste projeto serão avaliadas através da análise de cinemática e eletromiografia de superfície tarefas funcionais realizadas pelo membro superior (despejar água com uma jarra e pegar objeto grande e pesado). O objetivo é descrever a ação dos músculos do membro superior possivelmente envolvidos na tarefa: dos músculos trapézio superior, trapézio médio, trapézio inferior, serrátil anterior, deltóide anterior, deltóide médio, deltóide posterior, peitoral maior, bíceps, tríceps, extensor radial do carpo, extensor ulnar do carpo, extensor comum dos dedos, flexor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos. Bem como descrever a cinemática das articulações do ombro, cotovelo, punho e dedos nas tarefas preconizadas. A literatura revisada traz dados recentes e pertinentes sobre artigos relacionados ao uso da eletromiografia de superfície e análise cinemática para avaliação do membro superior. O projeto será desenvolvido no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (LaBioCom – EEFERP – USP), em parceria com o Laboratório de Pesquisa Clínica da Mão e Membro Superior da Faculdade de Medicina de Ribeirão

Endereço: CAMPUS UNIVERSITÁRIO

Bairro: MONTE ALEGRE

CEP: 14.048-900

UF: SP

Município: RIBEIRÃO PRETO

Telefone: (16)3602-2228

Fax: (16)3633-1144

E-mail: cep@hcrp.usp.br

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA
FACULDADE DE MEDICINA DE
RIBEIRÃO PRETO DA USP -

Continuação do Parecer: 777.193

Preto da Universidade de São Paulo (LabMão – FMRP/ USP). Serão convidados a participar do estudo 25 sujeitos saudáveis, de 18 a 35 anos, do sexo feminino ou masculino. O projeto está bem descrito, mas ainda há alguns aspectos que precisam de esclarecimentos.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo é avaliar as estratégias de controle motor utilizadas pelo membro superior durante a execução de duas tarefas funcionais (despejar água com uma jarra e pegar objeto grande e pesado) através da eletromiografia de superfície e análise cinemática.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Riscos mínimos referentes ao possível incômodo gerado pelo posicionamento dos eletrodos e sensores.

Benefícios: Conhecer as estratégias de controle motor, bem como o sinergismo presente durante o trabalho muscular nos permite saber como músculos e articulações atuam funcionalmente, proporciona subsídios para a reabilitação.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Eletromiografia de Superfície Para a coleta dos dados será utilizado o eletromiógrafo da marca Delsys (Trigno Wireless System), com filtro passabanda de 10 a 500 Hz e frequência de aquisição de 2000 Hz. Para análise dos dados, será utilizada a envoltória do sinal eletromiográfico. A preparação da pele anterior ao teste, que será realizada por depilação e limpeza local com álcool, e o posicionamento dos eletrodos nos músculos

trapézio superior, trapézio inferior, deltóide anterior, deltóide médio, deltóide posterior, bíceps, tríceps, serão realizados de acordo com as recomendações do projeto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Os eletrodos localizados nos músculos peitoral maior, extensor radial do carpo, extensor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos serão posicionados segundo Perotto (2011).

Análise Cinemática Para a análise cinemática das articulações do ombro, cotovelo, punho e dedos será utilizado um software para análise de imagens 3D (Nexus, Vicon Motion Systems Ltd) composto por 8 câmeras, através de marcadores reflexivos que serão fixados na pele por uma fita dupla-face. O posicionamento dos marcadores em tronco, ombro e cotovelo foi baseado em um protocolo pré-estabelecido pelo software (Plug-In Gait Marker Placement Model®), e o posicionamento dos mesmos em punho e dedos foi adaptado de Carpinella (2006). Serão avaliados os movimentos de flexão do ombro, flexão do cotovelo, extensão do punho e flexão de dedos.

Endereço: CAMPUS UNIVERSITÁRIO
Bairro: MONTE ALEGRE **CEP:** 14.048-900
UF: SP **Município:** RIBEIRÃO PRETO
Telefone: (16)3602-2228 **Fax:** (16)3633-1144 **E-mail:** cep@hcrp.usp.br

Tarefas Foram selecionadas duas tarefas pertencentes ao Teste Funcional do Membro Superior Elui (ELUI, 2001), as quais envolvem preensão e alcance ao nível dos ombros com levantamento e deslocamento de carga. Procedimentos As coletas serão agendadas de acordo com a disponibilidade dos voluntários. Os participantes serão

orientados a realizar as tarefas previamente à coleta para que possam se familiarizar com os movimentos a serem executados. Em seguida, serão orientados a retirar qualquer vestimenta que possa dificultar ou impedir a colocação dos eletrodos e marcadores, sendo que as voluntárias mulheres poderão permanecer com roupa para ginástica. Em momento algum haverá exposição da imagem do voluntário, pois as coletas serão realizadas em ambiente fechado e, além disso, após a captação dos movimentos pelas câmeras será gerada uma representação gráfica no computador. Será realizada a preparação da pele e colocação de eletrodos e marcadores conforme descrito anteriormente. Os participantes serão então posicionados sentados de frente a uma mesa, com os pés apoiados no chão, em uma cadeira sem braço e de altura ajustável, onde serão realizadas as duas tarefas funcionais pré-definidas do Teste Funcional do Membro Superior Elui. Cada tarefa será realizada 3 vezes, com intervalo de descanso de 1 minuto entre cada tentativa, sendo avaliada a média das 3 medidas. A sequência de execução será determinada através de sorteio. O voluntário

será orientado a executar cada tentativa o mais naturalmente possível, simulando de fato a realização da atividade na sua vida diária e o tempo será cronometrado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Documentos apresentados: projeto de pesquisa 2ª versão de 08/07/2014 e TCLE versão 2.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Diante do exposto e à luz da Resolução CNS 466/2012, o projeto de pesquisa versão 2 de 08/07/2014, assim como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido versão 2, podem ser enquadrados na categoria APROVADO.

Situação do Parecer:

Aprovado

Endereço: CAMPUS UNIVERSITÁRIO			
Bairro: MONTE ALEGRE		CEP: 14.048-900	
UF: SP	Município: RIBEIRAO PRETO		
Telefone: (16)3602-2228	Fax: (16)3633-1144	E-mail: cep@hcrp.usp.br

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA
FACULDADE DE MEDICINA DE
RIBEIRÃO PRETO DA USP -

Continuação do Parecer: 777.193

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto Aprovado: Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP, relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final ao término do trabalho. Qualquer modificação do projeto original deve ser apresentada a este CEP em nova versão, de forma objetiva e com justificativas, para nova apreciação.

RIBEIRAO PRETO, 03 de Setembro de 2014

Assinado por:
MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
(Coordenador)

Endereço: CAMPUS UNIVERSITÁRIO

Bairro: MONTE ALEGRE

CEP: 14.048-900

UF: SP

Município: RIBEIRAO PRETO

Telefone: (16)3602-2228

Fax: (16)3633-1144

E-mail: cep@hcrp.usp.br

Página 04 de 04