

Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2020

Análise dos efeitos biomecânicos das órteses 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

Tese

FLÁVIA PESSONI FALEIROS MACEDO RICCI

**ANÁLISE DOS EFEITOS BIOMECÂNICOS DAS ÓRTESES DO MEMBRO
SUPERIOR DURANTE A EXECUÇÃO DE TAREFAS FUNCIONAIS**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão
Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutora 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

2020

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 dos efeitos biomecânicos das órteses do membro superior durante a execução de tarefas funcionais / Flávia Pessoni Faleiros Macedo Ricci. – Ribeirão Preto, 2020.

122p.;30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ USP. Área de concentração: Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Marisa de Cássia Registro Fonseca

FOLHA DE APROVAÇÃO

RICCI, F. P. F. M **Análise dos efeitos biomecânicos das órteses do membro superior durante a execução de tarefas funcionais.** Tese apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora 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

Este trabalho não poderia ser dedicado a outra pessoa se não àquela que me abriu os olhos para a infinidade de possibilidades que a vida nos traz e para o real valor das coisas do mundo, inclusive o da pós-graduação.

Dedico este trabalho ao melhor amigo e companheiro que a vida me deu, Christiano.

Se hoje foi possível alçar voos tão altos, foi porque ontem alguém me deu asas.

Dedico também aos nossos filhos:

Aos que não tivemos;

Aos que temos, Giovani e Caio;

E aos que talvez tenhamos.

Cada qual à sua maneira, luz para guiar o caminho até aqui.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Profa. Marisa.

Parceria interessante, que começou com uma admiração. Em meio à turbulência de pensamentos e dúvidas que acontece em nossa mente após concluir a graduação, eu tinha uma professora no aprimoramento que tinha um ambulatório dela e ia pessoalmente atender os pacientes. Ela me ensinou a fazer massagem cicatricial transversa em um paciente com “fcc” que eu estava atendendo e corrigiu minhas evoluções. Se um dia eu realmente optasse por fazer pós-graduação em ortopedia, tinha que ser ela a minha orientadora. E assim se fez. O primeiro trabalho foi um pôster para o Congresso de Reabilitação da Mão e Membro Superior que aconteceu em Bauru, ainda no ano do aprimoramento. Anos mais tarde estávamos organizando este mesmo congresso juntas. E assim fomos equilibrando a gangorra, de um lado a ansiedade de uma aluna afobada, do outro a resiliência de uma professora experiente. Já fui a aluna mais presente e a mais ausente. Já arrumei armários, dei aulas e conduzi reuniões, mas também já fiquei meses sem aparecer no laboratório. E a Profa pacientemente acolheu todos os meus momentos. Quantas coisas aconteceram até a conclusão deste trabalho, no campo pessoal, acadêmico e profissional. Tudo, até o doutorado, passou. Mas as experiências vividas e o conhecimento adquirido não passam. Eles nos transformam e convertem-se em parte integrante daquilo que nos tornamos. Por isso, gostaria de deixar aqui registrada minha eterna gratidão à Profa Marisa por todas as oportunidades e por todo o aprendizado. Meus instintos me guiaram corretamente, tinha que ser ela a minha orientadora.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Fisioterapeuta Me. Ana Carolina G. Semedo.
(Guarani para os íntimos, tia Carol para Giovani)

Obrigada por fazer como em nossos tempos de graduação: vestir a camisa, chamar a
responsabilidade para si e virar o jogo.

Devo MUITO deste trabalho a você.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Às amigas que não me deixaram desistir e me carregaram no colo quando já não conseguia mais caminhar sozinha...

Alice Carol Lívia Leila Raquel Juliana Paolinne Natália

PARTICULAR GRATITUDE

To Pat Mckee.

I will always have lots of reasons to thank you.

Today, I would like to specially thank for teaching me the big difference between cases and stories, for teaching me how to see beyond the injured hand and actually find out my patients' functional needs and for the partnership in the paper of the JHT.

AGRADECIMENTOS

Às alunas de iniciação científica: Isadora, Maitê e Amanda, fundamentais para o processo de coleta de dados deste trabalho. Obrigada pelo empenho e dedicação!

Às colegas temporárias de trabalho no HC, amigas para vida toda: Lara e Bruna. Obrigada pela ajuda com remanejamentos e agendamentos, sem falar do apoio motivacional.

Ao Prof Paulo, por manter a parceria e possibilitar a continuidade do trabalho.

Às TOs do meu coração: Profa Valéria e Deidei, de uma forma ou de outra sempre presentes acompanhando meus passos.

Ao Eduardo do LaBioCoM e Maurício do Laboratório de Marcha do CER, sempre muito solícitos e colaborativos.

À Ana Zampar, parceira direta no mestrado, continuou neste trabalho com importante colaboração para o artigo publicado no JHT.

E por fim, não poderia deixar de agradecer a todos os pacientes, participantes ou não deste estudo, os quais são a razão de ser da pesquisa no campo da reabilitação. Espero imensamente conseguir retornar todo o aprendizado. Muito Obrigada.

EPIGRAFE

“The hand has been called an extension of the brain, an outer brain and a mirror of the soul. Much of our personality and identity is contained in the gestures and movements of the hands. The hand reflects our mind, expressing our innermost thoughts and wishes. With our hands we communicate with people. The hands plead, bless and love; they express hope, despair, disgust and hatred. They welcome, caress and punish.”

(LUNDBORG, 2014)

RESUMO

Análise dos efeitos biomecânicos das órteses do membro superior durante a execução de tarefas funcionais.

Introdução: as lesões traumáticas dos membros superiores podem acarretar sequelas decorrentes de deficiências motoras e/ou sensitivas. Órteses são dispositivos complementares ao processo de reabilitação. Uma avaliação completa previamente ao processo de confecção é fundamental. Além das ferramentas clássicas utilizadas na prática clínica, análise cinemática e eletromiografia têm sido amplamente utilizadas para avaliação do membro superior. Poucos estudos na literatura associaram estas ferramentas ao uso de órteses. **Objetivo:** avaliar os efeitos biomecânicos gerados por órteses indicadas para melhora da função do membro superior, em termos de padrão de movimento e ativação muscular, em pacientes com lesão nervosa periférica do membro superior, durante a execução de tarefas funcionais relacionadas a atividades de vida diária. **Métodos:** participaram do estudo 4 sujeitos, homens, com idade média de $26,5 \pm 4,5$ anos. Foi realizada dinamometria e aplicado o questionário Quick-DASH. Para a coleta dos dados do EMG foi utilizado o equipamento da marca *Delsys® (Trigno® Wireless Systems)* e os dados da análise cinemática foram coletados por 12 câmeras infravermelho para análise de imagens 3D - *Optitrack™ NaturalPoint®*. Os pacientes executaram 4 tarefas que simulavam atividades de vida diária. **Resultados:** a órtese dinâmica de alto perfil para pacientes com lesão do nervo radial foi capaz de manter o punho em extensão, favorecer a ativação dos flexores e minimizar a postura compensatória do membro superior como um todo. A órtese estática para bloqueio de garra mista foi capaz de adequar à postura da articulação do punho, permitindo maior amplitude de movimento de extensão e favorecendo a ativação dos músculos extensores do antebraço. **Conclusão:** as órteses indicadas para melhora da função em pacientes com lesão nervosa periférica podem alterar o padrão de movimento e da ativação muscular do membro superior durante a execução de uma tarefa que simule uma atividade de vida diária.

Palavras chave: análise cinemática, eletromiografia, tarefas funcionais, órteses, membro superior.

ABSTRACT

Analysis of the biomechanical effects of upper limb orthoses during the performance of functional tasks.

Introduction: traumatic injuries of the upper limbs can cause sequelae due to motor and / or sensory impairments. Orthoses are complementary devices to the rehabilitation process. A thorough assessment prior to the manufacturing process is essential. In addition to the classic tools used in clinical practice, kinematic analysis and electromyography have been widely used to assess the upper limb. Few studies in the literature have associated these tools with the use of orthoses. **Aim:** to evaluate the biomechanical effects generated by orthoses indicated to improve the function of the upper limb, in terms of movement pattern and muscle activation, in patients with peripheral nerve injury of the upper limb, during the performance of functional tasks related to activities of daily living . **Methods:** 4 subjects, men, with a mean age of 26.5 ± 4.5 years, participated in the study. Dynamometry was performed and the Quick-DASH questionnaire was applied. For the collection of EMG data, Delsys® equipment (Trigno® Wireless Systems) was used and the kinematic analysis data was collected by 12 infrared cameras for 3D image analysis - Optitrack™ NaturalPoint®. Patients performed 4 tasks that simulated activities of daily living. **Results:** the high-profile dynamic orthosis for patients with radial nerve injury was able to keep the wrist extended, favor the activation of the flexors and minimize the compensatory posture of the upper limb as a whole. The static orthosis for mixed claw block was able to adapt to the posture of the wrist joint, allowing a greater range of extension movement and favoring the activation of the forearm extensor muscles. **Conclusion:** the orthoses indicated to improve function in patients with peripheral nerve injury can alter the pattern of movement and muscle activation of the upper limb during the execution of a task that simulates an activity of daily living.

Keywords: kinematic analysis, electromyography, functional tasks, orthoses, upper limb.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|----------------------------------------------------------------------|---------|
| Figura 1 – Modelo de órtese para bloqueio da garra mista..... | 27 |
| Figura 2 – Modelo de órtese dinâmica..... | 28 |
| Figura 3 - Dinamometria com Jamar ® e Pinch Gauge ®..... | 28 |
| Figura 4 –Equipamento <i>Delsys</i> ®..... | 29 |
| Figura 5 – Sensores de eletromiografia de superfície..... | 30 |
| Figura 6 – Ambiente de coleta..... | 31 |
| Figura 7 – Marcadores reflexivos de ombro e cotovelo..... | 32 |
| Figura 8 – Marcadores reflexivos de punho e mão..... | 32 |
| Figura 9 - Ilustração da tarefa “Ativo”..... | 35 |
| Figura 10 – Ilustração da tarefa “Deslocamento”..... | 35 |
| Figura 11 – Ilustração da tarefa “Simulação Bebida”..... | 36 |
| Figura 12 – Ilustração da tarefa “Jarra”..... | 36 |
| Figuras 13 a 44 – Resultados..... | 39 a 98 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 - Dados referentes aos voluntários que participaram do estudo..... | 27 |
| Tabela 2 - Referências anatômicas utilizadas para o posicionamento dos marcadores.... | 33 |
| Tabela 3 - Dados referentes à pontuação do QuickDASH com e sem órtese..... | 38 |
| Tabela 4 - Dados referentes à força de prensão e diferentes tipos de pinça em quilograma força (kgf)..... | 38 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3-D – Tridimensional

ADM - Amplitude de Movimento

AVDs – Atividades de Vida Diária

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

ISB – Sociedade Internacional de Biomecânica

LabMão – Laboratório de Pesquisa Clínica da Mão e Membro Superior

PA – Potencial de Ação

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

kgf – Quilograma força

Hz – Hertz

μV - Microvolts

Sumário

| | |
|---------------------------------------------|-----|
| 1. INTRODUÇÃO | 19 |
| 2. OBJETIVO | 24 |
| 4. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 26 |
| 4.1. Local..... | 26 |
| 4.2. Sujeitos | 26 |
| 4.3. Eletromiografia de Superfície | 29 |
| 4.4. Análise Cinemática..... | 30 |
| 4.5. Processamento de Sinais..... | 34 |
| 4.6. Tarefa..... | 34 |
| 4.7. Procedimentos e Análise de Dados | 37 |
| 5. RESULTADOS | 38 |
| 6. DISCUSSÃO | 99 |
| REFERÊNCIAS | 106 |

1. INTRODUÇÃO

1.1. Lesões Nervosas Periféricas

As lesões traumáticas dos membros superiores podem acarretar sequelas decorrentes de deficiências motoras e/ou sensitivas, muitas vezes permanentes, afetando tanto as atividades funcionais do dia-a-dia, bem como as atividades profissionais antes exercidas (FONSECA et al; 2006). Lesões nervosas periféricas especificamente são comuns e podem resultar em disfunção crônica, reabilitação extensa e cirurgias repetidas (FONSECA et al; 2018).

A gravidade das lesões nervosas periféricas pode ser determinada de acordo com sua classificação. Diferentes autores desenvolveram sistemas para determinar o nível de lesão nervosa. A classificação de Seddon (1963) divide as lesões nervosas em neuropraxia, axonotmese e neurotmese, conforme as alterações funcionais. Sunderland (1951) desenvolveu um sistema de classificação mais abrangente, que define 5 graus de lesão nervosa. O grau 1 desta classificação corresponde à neuropraxia de Seddon, e é caracterizada por uma perda temporária da condução axonal, sem alterações na estrutura anatômica do nervo, com excelente prognóstico, podendo ocorrer recuperação espontânea total em semanas.

No grau 2 há envolvimento axonal e mielínico, porém o endoneuro permanece intacto, o que favorece uma recuperação espontânea completa em alguns meses. Este grau de lesão corresponde à axonotmese. No grau 3, além do envolvimento axonal e mielínico, há lesão do endoneuro, mas o perineuro permanece intacto. A recuperação acontece em torno de 6 meses e pode ser funcionalmente incompleta. O grau 4 é um neuroma em continuidade, onde há extensa lesão nervosa interna com tecido cicatricial, porém com preservação do epineuro. Intervenções cirúrgicas podem ser necessárias, uma vez que déficits residuais ocorrem devido à reinervação defeituosa ou falha na regeneração. O grau 5 é a transecção completa do nervo e corresponde à neurotmese de Seddon. Neste caso é necessária intervenção cirúrgica e podem ocorrer déficits funcionais permanentes (SEDDON, 1963; SUNDERLAND, 1951).

Os axônios do sistema nervoso periférico têm a capacidade de se regenerar e restaurar a inervação motora e sensorial após uma lesão. Geralmente, esta regeneração acontece a uma taxa de 1 mm por dia, de proximal para distal, ou seja, os músculos mais proximais serão reinervados antes dos músculos distais. No entanto, se o contato não é restabelecido entre 12 e

18 meses, as placas motoras terminais se degeneram e a função motora não é restaurada por completo. Sendo assim, quanto mais alto o nível da lesão nervosa, maior o trajeto de regeneração axonal a ser percorrido, e conseqüentemente pior o prognóstico de recuperação funcional para musculaturas mais distais (MCKEE, NGUYEN, 2007).

1.2. Órteses

As órteses são dispositivos utilizados para estabilizar ou imobilizar, prevenir ou corrigir deformidade, proteger e auxiliar o processo cicatricial e facilitar a função, podendo ter mais que um objetivo (MCKEE, MORGAN, 1998). São indicados para a melhora funcional do membro superior nos casos de disfunções musculoesqueléticas, neuromusculares, decorrentes de doenças ou traumas. (CARVALHO, 2006; MAY, LOCKARD, 2011, MARCOLINO et al. 2015). São recursos terapêuticos e como tais devem ser indicadas e prescritas com base em princípios anatomo-fisiológicos e patológicos relacionados a doença ou disfunção, após avaliação individualizada dentro de um processo de reabilitação do paciente portador de deficiência funcional ou algica específica (ARAUJO, 2005; FESS et al. , 2005).

Uma órtese pode ser confeccionada de diversos materiais, podendo ser pré-fabricada ou moldada sob medida, porém deve sempre seguir os princípios biomecânicos, com ajuste individual para conforto e adesão ao seu uso. Pode ser de uso prolongado ou em curto prazo, de maneira contínua ou intermitente, de acordo com as orientações do profissional da saúde ao paciente/usuário e/ou cuidador, inserido no plano terapêutico, sendo monitorado e modificado sempre que necessário, de acordo com a doença, deficiência e/ou processo cicatricial. Seu uso inadequado pode trazer prejuízos locais ou sistêmicos ao indivíduo e pode levar a complicações como úlceras de pressão, atrofia muscular, contraturas, aumento da dor.

As órteses têm sido categorizadas por múltiplos sistemas, de acordo com os objetivos, funções, configurações, propriedades mecânicas, material, fonte de energia, anatomia ou frases descritivas, todas com suas vantagens e desvantagens. A Sociedade Americana dos Terapeutas da Mão estabeleceu um sistema de classificação, baseada mais na função que na forma (FESS et al. , 2005). Podem ser classificadas segundo seu desenho em estáticas (de bloqueio, seriadas, progressivas), não articulares, e dinâmicas (de bloqueio ou tração, ou ainda efeito tenodese) e as motorizadas (MCKEE, MORGAN, 1998).

1.3. Avaliação do Membro Superior

O membro superior tem importante papel, sendo a mão um importante órgão efector que constitui seu suporte, e lhe permite adotar a posição mais favorável para uma determinada ação (MAGEE, 2005; PALMER; EPLER, 2000). É responsável pela capacidade de realização das mais variadas atividades diárias para o ser humano e por isso mais exposta a lesões e sobrecargas (KAPANDJI, 2000; BUKOWSKI, 2002; SCHOFFL et al., 2012). Nestas atividades funcionais os músculos atuam mantendo a relação comprimento-tensão à medida que se ajustam às várias atividades e tipos de preensão de maneira singular, caracterizando o sinergismo muscular (WOLFE et al., 2006; KISNER; NOVAK, 2005; COLBY, 2007; SKIRVEN; OSTERMAN, 2011).

A avaliação musculoesquelética é a base para a intervenção terapêutica após lesões traumáticas ou disfunções da mão e membro superior (PALMER; EPLER, 2000; SKIRVEN; OSTERMAN, 2011; SEFTCHICK et al, 2011). Além disso, essas avaliações proporcionam um entendimento das inter-relações entre deficiências e incapacidades nas desordens da mão e membro superior. Há um substancial progresso no desenvolvimento destas medidas de avaliação e evolução ao longo dos últimos anos. (MACDERMID et al, 2002; HERAS-PALOU et al., 2003; CARLSSON, 2003; HERAS-PALOU, 2003; STEWARD, 2003; JEROSCH-HEROLD, 2005; SCHWARTZ, 2006; FOURNIER, 2008; SEFTCHICK et al., 2011).

Itens como força muscular, amplitude de movimento articular, flexibilidade muscular, sensibilidade cutânea, propriocepção articular e função são itens essenciais na avaliação cinético-funcional. Além disso, as medidas de evolução funcional que tem sido cada vez mais utilizadas. Elas precisam ser precisas, porém baratas e com instrumentos fáceis de aplicar (BUCHER, 2003). Podem ser utilizados diversos dispositivos e instrumentos, além dos questionários e observação das atividades funcionais diárias (ARAÚJO, 2003; RALLON; CHEN, 2008).

Além dos instrumentos de avaliação clássicos utilizados na prática clínica, ferramentas como a eletromiografia e a análise cinemática também têm sido amplamente utilizadas para avaliações objetivas e quantitativas 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). A análise cinemática avalia o movimento realizado sem levar em consideração as suas causas. Através 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).

Através da avaliação padronizada e quantificação da incapacidade do dano, terapeutas e cirurgiões buscam determinar a qualidade dos resultados após uma cirurgia ou programar e monitorar o processo de reabilitação de qualquer doença, permitindo com isso, comparações entre diferentes grupos de pacientes (CERUSO et al., 2007).

Os estudos clínicos controlados e randomizados por terem adequado rigor metodológico (MACDERMID, 2004; WANG; BAKHAI, 2006; MACDERMID, 2011; MOHER et al., 2012) podem trazer evidências que confirmem ou não intervenções propostas na prática clínica. Porém, quando se diz respeito a órteses, não é possível realizar randomização de terapeutas e pacientes, pois o dispositivo deve ser especificamente confeccionado para cada indivíduo, de acordo com a sua disfunção. Além disso, um estudo randomizado controlado não representa o melhor caminho para se determinar o tratamento de escolha para um paciente específico, uma vez que os resultados se baseiam na melhora da média, o que não fornece sobre o desempenho individual de cada sujeito (HANNAH e HUDAK, 2001). A prática clínica baseada em evidências em Reabilitação da Mão e membro superior como em outras áreas da saúde precisam permitir a integração da pesquisa disponível com a habilidade e o julgamento profissional, negociada ainda com a preferências individuais dos pacientes (MACDERMID, 2004; JEROSCH-HEROLD, STEWARD, 2006).

1.4. Justificativa

Este estudo faz parte da linha de pesquisa em avaliação e intervenção fisioterapêutica nas disfunções da mão e do membro superior do Programa de Pós-Graduação Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na qual são estudados entre outros temas, os instrumentos de avaliação funcional das diversas alterações sensitivas e motoras do membro superior e os recursos terapêuticos em reabilitação, dentre eles as órteses.

Os estudos que utilizam recursos terapêuticos têm grande importância devido a sua aplicabilidade na prática clínica, a qual visa promover a restauração precoce da funcionalidade do membro superior. Nesse contexto as órteses vêm sendo amplamente utilizado em pesquisas. O modelo mais comumente avaliado em estudos prévios é a órtese

estática para posicionamento do punho. Diversos autores utilizaram este modelo para avaliar ativação muscular do cotovelo durante a execução de tarefas funcionais, atividade da musculatura do ombro durante a realização de elevação de objetos, ativação da musculatura do antebraço durante tarefas simulando trabalho de computador e durante tarefas de elevação de pequenas cargas (JANSEN et al., 1997; BULTHAUP et al., 1999; FERRIGNO et al., 2009; JUNG, H. Y., JUNG, N. H., CHANG, M. Y., 2013).

Em pacientes com sequelas de queimaduras, estudos envolvendo órteses geralmente avaliam dispositivos estáticos ou dinâmicos com o objetivo de evitar ou corrigir deformidades frequentes como perda de flexão das articulações metacarpofalangeanas, deformidades em Boutonniere e bridas axilares (MANIGANDAM, C. et al, 2005; CHOI, J.S. et al, 2011; MANIGANDAM, C. et al, 2005)

Com relação à funcionalidade, poucos estudos têm sido realizados. Hannah e Hudak (2001) realizaram um estudo experimental de sujeito único com uma paciente de 83 anos, com paralisia de plexo braquial que recuperou completamente a função dos músculos bíceps, tríceps, supinador e pronador, mas manteve déficits residuais, incluindo a perda da extensão de punho e dedos. Nesse trabalho foram comparados três modelos diferentes de órtese, levando em consideração a função da mão e a preferência da paciente. Para avaliação foram utilizadas medidas padronizadas de incapacidade e funcionalidade e teste manual de força muscular (HANNAH e HUDAK, 2001).

Embora os diversos modelos de órteses para pacientes sejam amplamente utilizados na prática clínica com o objetivo de melhorar a função do indivíduo, poucos estudos foram realizados a fim de se verificar os efeitos biomecânicos destes dispositivos enquanto são utilizados para a prática de AVDs. Conhecer os efeitos biomecânicos provocados pelo uso da órtese pode colaborar para o entendimento das compensações de movimento que acontecem devido à disfunção musculoesquelética, bem como para o esclarecimento dos seus mecanismos de ação, o que pode levar ao aprimoramento das técnicas de confecção e das instruções e orientações dadas ao paciente.

2. OBJETIVO

2.1. Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho foi avaliar os efeitos biomecânicos gerados por órteses indicadas para melhora da função do membro superior, em termos de padrão de movimento e ativação muscular, em pacientes com lesão nervosa periférica do membro superior, durante a execução de tarefas funcionais relacionadas a atividades de vida diária.

2.2. Objetivos Específicos

Este estudo teve como objetivos específicos:

- Avaliar e descrever a ativação muscular através da atividade eletromiográfica dos músculos trapézio superior, bíceps braquial, tríceps braquial, extensor radial do carpo, extensor ulnar do carpo, flexor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos em pacientes com lesão nervosa periférica do membro superior, durante a execução de uma tarefa funcional associada à utilização de órtese de mão para melhora da função.
- Avaliar e descrever a amplitude de movimento através da análise cinemática das articulações do ombro, cotovelo, punho e dedos em pacientes com lesão nervosa periférica do membro superior, durante a execução de uma tarefa funcional associada à utilização de órtese para melhora da função.
- Descrever, a partir dos achados eletromiográficos e cinemáticos, as possíveis compensações musculoesqueléticas ocorridas durante a execução de uma tarefa funcional associada à utilização de órtese para melhora da função.
- Descrever, a partir dos achados eletromiográficos e cinemáticos, os possíveis mecanismos de ação das órteses para melhora da função durante a execução de uma tarefa funcional.
- Comparar os padrões de movimento do membro superior durante a execução da tarefa funcional com e sem a órtese para melhora da função.

3. HIPÓTESE

Sugere-se que as órteses possam alterar o padrão de movimento e da ativação muscular do membro superior durante a execução de uma tarefa que simule uma atividade de vida diária, de forma a minimizar as compensações biomecânicas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi clínico, controlado, tipo não-randomizado, no qual o controle é o próprio indivíduo. Foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP – USP), segundo Parecer 1.354.421/2015 (ANEXO A). Todos os sujeitos que participaram do estudo assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A).

4.1. Local

Foi desenvolvido no Laboratório de Análise do Movimento do Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (CER-HCFMRP- 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), vinculado ao Programa de Pós Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional.

Neste ambulatório é realizado processo de avaliação, prescrição, confecção e dispensação das órteses de membro, confeccionada por profissional especializado em reabilitação da mão, tanto fisioterapeuta ou terapeuta ocupacional. As órteses de mão são confeccionadas sob medida, de maneira individualizada, com material de termoplástico de baixa temperatura. Dependendo do modelo indicado, podem ser utilizados anexos para fixação, por exemplo, velcros, e componentes dinâmicos, como hastes metálicas, dedeiras de couro e elástico.

4.2. Sujeitos

Neste estudo foi utilizada uma amostra de conveniência. Foram selecionados pacientes acima de 18 anos, de ambos os sexos, portadores de disfunções do membro superior decorrentes de lesões nervosas periféricas, com indicação de uso de órtese para melhora da função. Foram excluídos os indivíduos com déficit cognitivo diagnosticado, restrições clínicas ou cirúrgicas para execução de atividades das tarefas funcionais propostas. Todos os pacientes foram recrutados no Ambulatório de Órteses do Membro Superior do Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (CER-HCFMRP- USP).

Foram selecionados 6 sujeitos que se enquadravam nos critérios de inclusão descritos acima. Um foi excluído no dia da avaliação por ter recuperado a função normal da mão e não apresentar mais indicação de órtese. Outro foi excluído por problemas técnicos no dia da

avaliação, inviabilizando a adequada coleta de dados. Sendo assim, participaram do estudo 4 sujeitos, homens, com idade média de $26,5 \pm 4,5$ anos. Dois pacientes apresentavam lesão do nervo radial e dois lesão concomitante dos nervos mediano e ulnar. A tabela 1 resume os dados referentes à idade, sexo, dominância, membro acometido, tipo de órtese, tempo de lesão e tempo de uso do dispositivo.

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

| N | IDADE | DIAG | SEXO | DOM | LADO AFETADO | TIPO | T lesão | T uso |
|---|-------|--------------------|------|-----|--------------|-------------------------------|---------|-------|
| 1 | 23 | n. mediano e ulnar | M | D | D | Estática bloqueio garra mista | 5 m | 2 m |
| 2 | 24 | n. mediano e ulnar | M | D | D | Estática bloqueio garra mista | 4 m | 2 m |
| 3 | 26 | n. radial | M | D | E | Dinâmica lesão radial | 1 m | 1 m |
| 4 | 33 | n. radial | M | D | D | Dinâmica lesão radial | 1 m | 1 m |

N= número do voluntário; DIAG= diagnóstico; T= tempo; n= nervo; AR= artrite reumatoide; F= feminino; M= masculino; DU= desvio ulnar; MTF= metacarpofalangeana; DOM= dominância; D= dominância e/ou lado afetado à direita; E= dominância e/ou lado afetado à esquerda; m= meses.

O voluntário 1 e 2 apresentavam neurorrafia após lesão traumática dos nervos mediano e ulnar há cinco, quatro e quatorze meses, respectivamente. O voluntário um e dois faziam uso de órtese estática corretiva para bloqueio de garra mista há dois meses no momento da avaliação e o voluntário seis há doze meses (Figura 1).

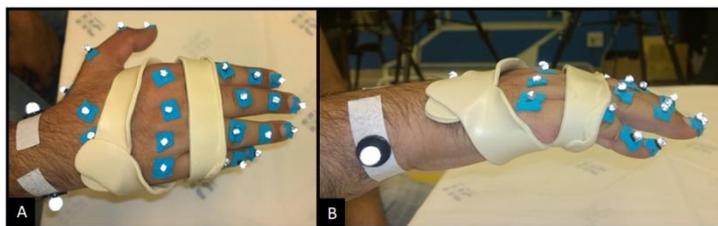


Figura 1. Modelo de órtese estática corretiva para bloqueio de garra mista.

Os voluntários três e quatro utilizavam o modelo de órtese dinâmica para lesão do nervo radial há 1 mês no momento da avaliação (Figura 2). O voluntário 4 utilizava também uma órtese estática de punho em extensão.

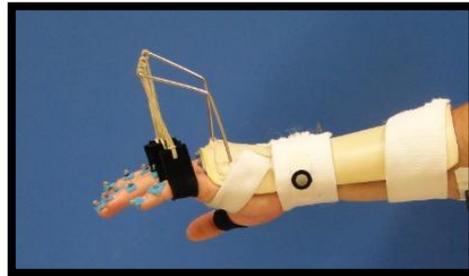


Figura 2. Modelo de órtese dinâmica de alto perfil para lesão do nervo radial

Previamente à análise cinemática e eletromiográfica, foi realizada análise da sintomatologia e funcionalidade pelo questionário QuickDASH (BEATON et al., 2005) – Anexo B. Primeiramente o indivíduo respondeu levando em consideração sua situação sem utilizar a órtese e, em seguida, responder novamente o mesmo questionário levando em consideração a utilização do dispositivo.

Além disso, foi realizada avaliação da força muscular de preensão e pinças dos dedos por meio de dinamometria isométrica com o uso do Jamar ® e Pinch Gauge ®, respectivamente (ABDALLA; BRANDÃO, 2005)– Figura 3. A avaliação foi realizada em duas etapas: primeiramente o indivíduo realizou os testes de força isométrica sem órtese e em seguida utilizando o dispositivo.



Figura 3. Dinamometria com Jamar ® e Pinch Gauge ®. A= Dinamometria isométrica sem órtese. B= Dinamometria isométrica com órtese.

4.3. Eletromiografia de Superfície

Para a coleta dos dados do EMG foi utilizado o equipamento da marca *Delsys®* (*Trigno® Wireless Systems*), com 4 canais, sensores com o desenho de barras paralelas fixas (Figura 4) e frequência de amostragem de 1925.23 Hz para cada canal.

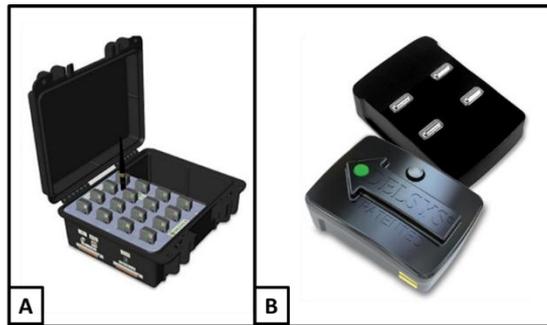


Figura 4. Equipamento utilizado para o registro dos dados eletromiográficos.
A= caixa portátil de armazenamento dos sensores; B= sensor com desenho de barras paralelas

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

O posicionamento dos sensores nos trapézio superior, bíceps braquial e tríceps braquial foram realizados de acordo com o Projeto SENIAM (HERMENS et al, 2000). No entanto, os sensores localizados nos músculos extensor radial longo e curto do carpo, extensor ulnar do carpo, flexor ulnar do carpo e flexor superficial dos dedos serão 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 5.

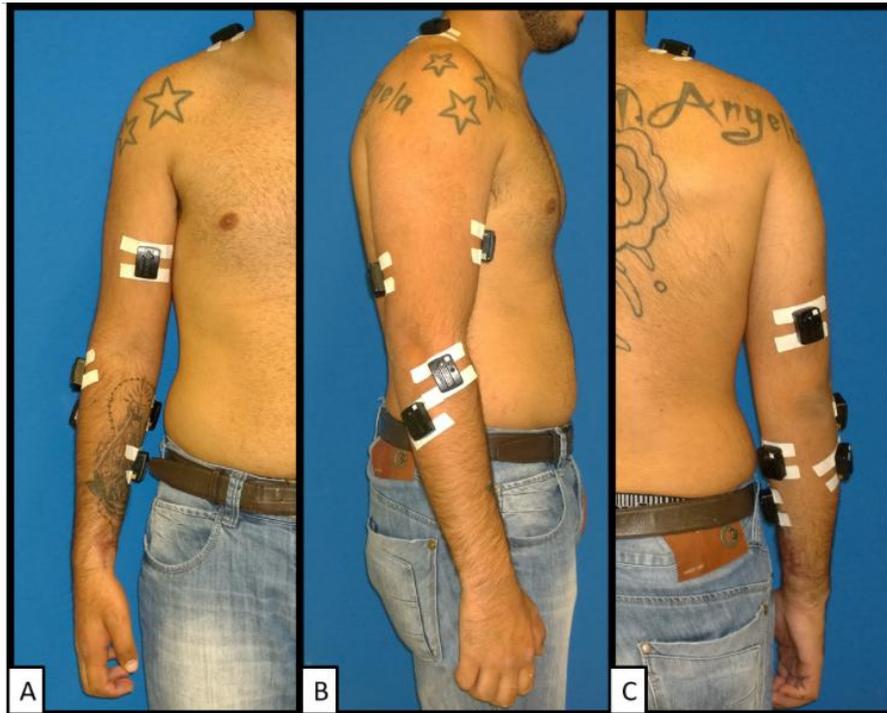


Figura 5. Posicionamento dos sensores. A= vista anterior; B= vista lateral; C= vista posterior.

4.4. Análise Cinemática

Os dados da análise cinemática foram coletados a 200Hz, por 12 câmeras infravermelho para análise de imagens 3D - *Optitrack™ NaturalPoint®*, que captam o movimento pelo rastreamento de marcadores reflexivos passivos, os quais foram fixados na pele por fita dupla-face. As imagens são representadas por meio de um software *Motive:Body 2.0 – Production motion capture software*.

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, fixadas em tripés (Figura 6). 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. Posicionamento das 12 câmeras infravermelho Optitrack™ NaturalPoint®.

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 em Murgia et al. (2010), enquanto a localização no punho e dedos foi adaptada de Carpinella (2006) e Goebel e Palmer (2013) (Figuras 7 e 8). A descrição das referências anatômicas utilizadas para o posicionamento dos marcadores se encontra descritas na Tabela 2.

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



Figura 7. Posicionamento dos marcadores reflexivos. A= vista anterior; B= vista lateral; C= vista posterior.

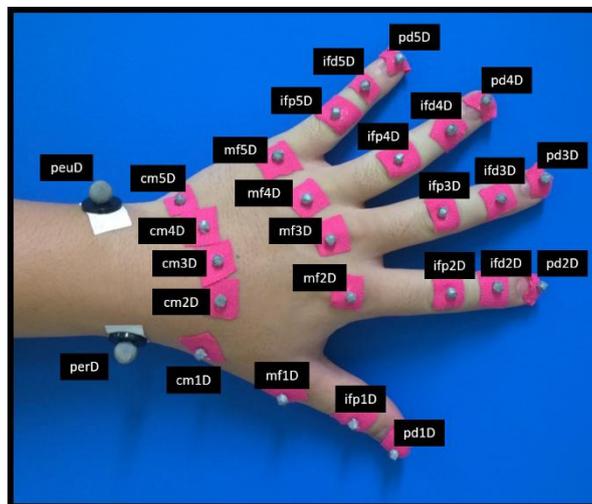


Figura 8. Posicionamento dos marcadores reflexivos em punho e mão.

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

| Nome | Descrição |
|--------------|--------------------------------------------------------------------|
| este | Imediatamente abaixo da incisura jugular do esterno |
| acroE | Articulação acrômio-clavicular esquerda |
| acroD | Articulação acrômio-clavicular direita |
| ep1D | Epicôndilo lateral direito |
| epmD | Epicôndilo medial direito |
| peuD | Linha média do antebraço na direção do processo estiloide da ulna |
| perD | Linha média do antebraço na direção do processo estiloide do rádio |
| cm5D | Face dorsal da articulação carpometacarpiana do 5º dedo |
| cm4D | Face dorsal da articulação carpometacarpiana do 4º dedo |
| cm3D | Face dorsal da articulação carpometacarpiana do 3º dedo |
| cm2D | Face dorsal da articulação carpometacarpiana do 2º dedo |
| cm1D | Face dorsal da articulação carpometacarpiana do 1º dedo |
| mf5D | Face dorsal da articulação metacarpofalangeana 5º dedo |
| mf4D | Face dorsal da articulação metacarpofalangeana 4º dedo |
| mf3D | Face dorsal da articulação metacarpofalangeana 3º dedo |
| mf2D | Face dorsal da articulação metacarpofalangeana 2º dedo |
| mf1D | Face dorsal da articulação metacarpofalangeana 1º dedo |
| ifp5D | Face dorsal da articulação interfalangeana proximal 5º dedo |
| ifp4D | Face dorsal da articulação interfalangeana proximal 4º dedo |
| ifp3D | Face dorsal da articulação interfalangeana proximal 3º dedo |
| ifp2D | Face dorsal da articulação interfalangeana proximal 2º dedo |
| ifp1D | Face dorsal da articulação interfalangeana proximal 1º dedo |
| ifd5D | Face dorsal da articulação interfalangeana distal 5º dedo |
| ifd4D | Face dorsal da articulação interfalangeana distal 4º dedo |
| ifd3D | Face dorsal da articulação interfalangeana distal 3º dedo |
| ifd2D | Face dorsal da articulação interfalangeana distal 2º dedo |
| pd5D | Extremidade distal 5º dedo |
| pd4D | Extremidade distal 4º dedo |
| pd3D | Extremidade distal 3º dedo |
| pd2D | Extremidade distal 2º dedo |
| pd1D | Extremidade distal 1º dedo |

4.5. Processamento de Sinais

Os dados eletromiográficos e os dados cinemáticos foram coletados em dois softwares, *Trigno® Wireless Systems* e *Motive:Body 2.0 – Production motion capture software*, respectivamente, de forma simultânea. A sincronização e o processamento dos sinais foram realizados *off-line*, em programas personalizados no software *Matlab® (The MathWorks, Inc.)*. Para que fosse possível a sincronização, no instante anterior ao início da coleta, o avaliador, com um acelerômetro e um marcador reflexivo no dorso das mãos, realizou um movimento de aceleração e desaceleração (“bater palmas com os membros superiores estendidos”) para que, por meio desses picos de sinais eletromiográficos e cinemáticos, fossem identificados o momento de início das coletas das respectivas tarefas.

Para o cálculo da integral do envoltório linear (iEMG) foi aplicado um filtro *Butterworth* de 4ª ordem de passa-banda de 10 a 500 Hz, para o tratamento do sinal bruto. Em seguida, foi realizado um novo processamento por meio da retificação do sinal e uma nova filtragem de passa-baixa de 15 Hz (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 antebraço e mão a partir dos 7 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. Os movimentos foram descritos em relação ao segmento proximal segundo a ordem rotacional Y-X- Y.

4.6. Tarefa

Foram realizadas 4 tarefas baseadas em atividades de vida diária, que simulam situações de alimentação, que envolvessem a preensão de um objeto, mais especificamente, um objeto cilíndrico com o formato de um copo.

A tarefa 1 foi denominada “Ativo” e consistiu na elevação do membro superior a partir da posição inicial, realizar flexão e extensão dos dedos, com o antebraço em pronação (Figura 9).

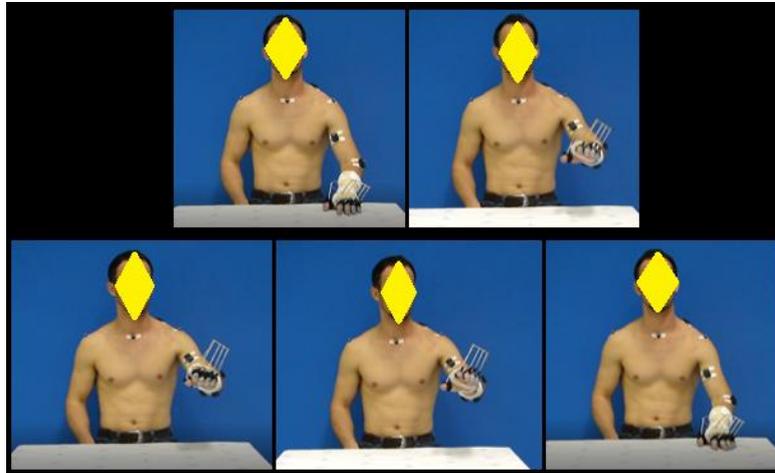


Figura 9. Tarefa “Ativo” (elevação do membro superior a partir da posição inicial, realizar flexão e extensão dos dedos, com o antebraço em pronação retorno à posição inicial).

A tarefa 2 foi denominada “Deslocamento” e consistiu no deslocamento do objeto a partir de um ponto inicial até um ponto final (Figura 10).



Figura 10. Tarefa “Deslocamento” (deslocamento do objeto cilíndrico a partir de um ponto inicial até um ponto final).

A tarefa 3 foi denominada “Simulação de Bebida” e consistiu na apreensão do objeto, seguida pelo movimento de leva-lo até a boca, simulando a bebida de algum líquido (Figura 11).

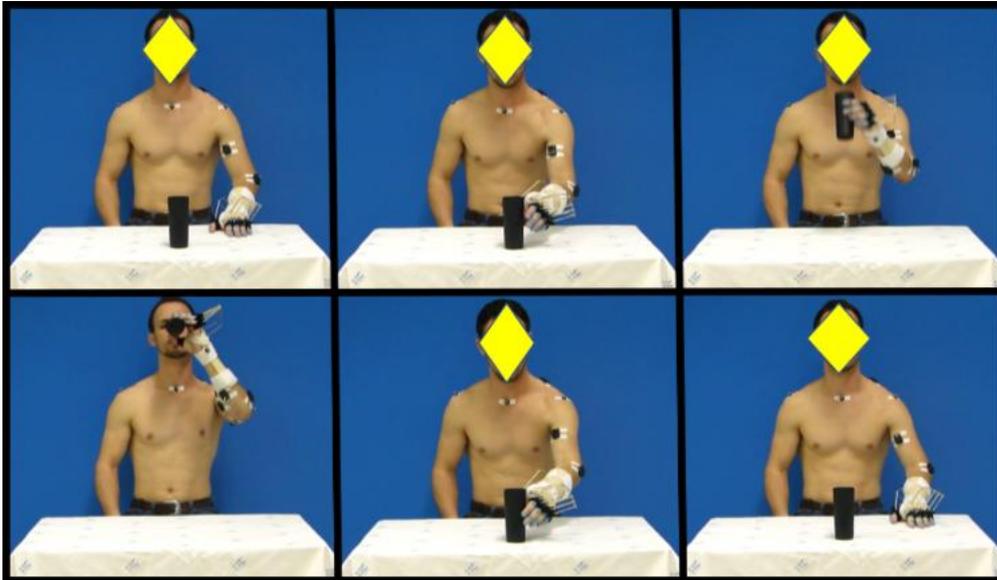


Figura 11. Tarefa “Simulação de Bebida” (preensão de um objeto cilíndrico, seguida de um movimento de leva-lo até a boca, simulando a bebida e retornando o objeto na posição inicial).

A tarefa 4 foi denominada “Jarra” e consiste na preensão do objeto, seguida pelo movimento de deslocá-lo no ar e simular o despejo de líquido em outro recipiente (Figura 12). Esta tarefa foi baseada na tarefa “Despejar Água” pertencente ao Teste Funcional do Membro Superior Elui – Teste Elui (ELUI et al., 2014). Este teste foi elaborado com base nos testes padronizados de *Jebson Taylor*– 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. No entanto, foram necessárias algumas adaptações para que fosse possível a execução por todos os voluntários. O tipo de preensão exigido para segurar a jarra e o peso do líquido exigidos na tarefa original impossibilitariam a realização da tarefa por alguns voluntários.

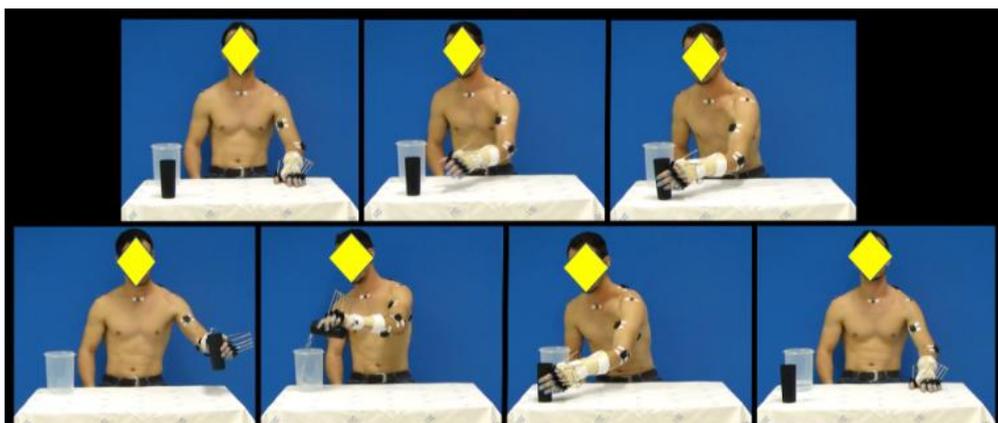


Figura 12. Tarefa “Jarra” (preensão do objeto, seguida pelo movimento de deslocá-lo no ar e simular o despejo de líquido em outro recipiente).

4.7. Procedimentos e Análise de 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 sensores e marcadores. 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.

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, sem apoio para braços, de frente à mesa onde foram realizadas as tarefas. Cada tarefa foi realizada uma vez sem órtese e uma vez utilizando o dispositivo, com intervalo de 1 minuto entre cada tentativa. O voluntário foi orientado a executar cada tentativa o mais naturalmente possível, simulando a realização da atividade na sua vida diária.

Cada voluntário foi analisado individualmente e foram feitas as seguintes análises:

- Comparação da atividade muscular de cada músculo, com e sem a órtese;
- Comparação da amplitude de movimento de cada articulação, com e sem a órtese.

5. RESULTADOS

Os dados referentes ao questionário QuickDASH e à dinamometria se encontram nas Tabelas 3 e 4. A avaliação por meio da análise cinemática e eletromiografia aconteceu enquanto o paciente realizava uma tarefa dinâmica. Sendo assim, os resultados apresentados representam os valores obtidos durante o período de execução de cada tarefa. As Figuras de 13 a 44 ilustram a amplitude de movimento em graus e o envelope linear de cada músculo para cada tarefa.

Por problemas técnicos durante o processamento de sinais não foi possível obter os dados completos dos voluntários 1 e 2.

Tabela 3 - Dados referentes à pontuação do QuickDASH com e sem órtese

| N | DIAGNÓSTICO | TIPO | QD SEM | QD COM |
|---|--------------------|-------------------------------|--------|--------|
| 1 | n. mediano e ulnar | Estática bloqueio garra mista | 45,4 | 31,8 |
| 2 | n. mediano e ulnar | Estática bloqueio garra mista | 56,8 | 62,3 |
| 3 | n. radial | Dinâmica lesão radial | 43,2 | 22,7 |
| 4 | n. radial | Dinâmica lesão radial | 65,9 | 72,7 |

N= número do voluntário; n= nervo; QD SEM= resultados do QuickDASH sem o uso da órtese; QD COM= resultados do QuickDASH com o uso da órtese.

Tabela 4 - Dados referentes à força de prensão e diferentes tipos de pinça em quilograma força (kgf)

| | PREENSÃO | | P-T | | P-L | | P-PP | |
|---|----------|-----|-----|-----|-----|-----|------|-----|
| | SEM | COM | SEM | COM | SEM | COM | SEM | COM |
| 1 | 5,6 | 1,0 | 2,0 | 2,3 | 2,8 | 3,0 | 2,5 | 2,0 |
| 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 2,5 | 3,8 | 0,1 | 2,3 |
| 3 | 0 | 9,0 | 0 | 3,6 | 4,3 | 6,8 | 0 | 2,5 |
| 4 | 1,3 | 4,6 | 0 | 2,5 | 3,6 | 5,6 | 0 | 2,3 |

SEM= resultados sem o uso da órtese; COM= resultados com o uso da órtese; P-T= pinça trípole; P-L= pinça lateral; P-PP= pinça polpa-polpa.

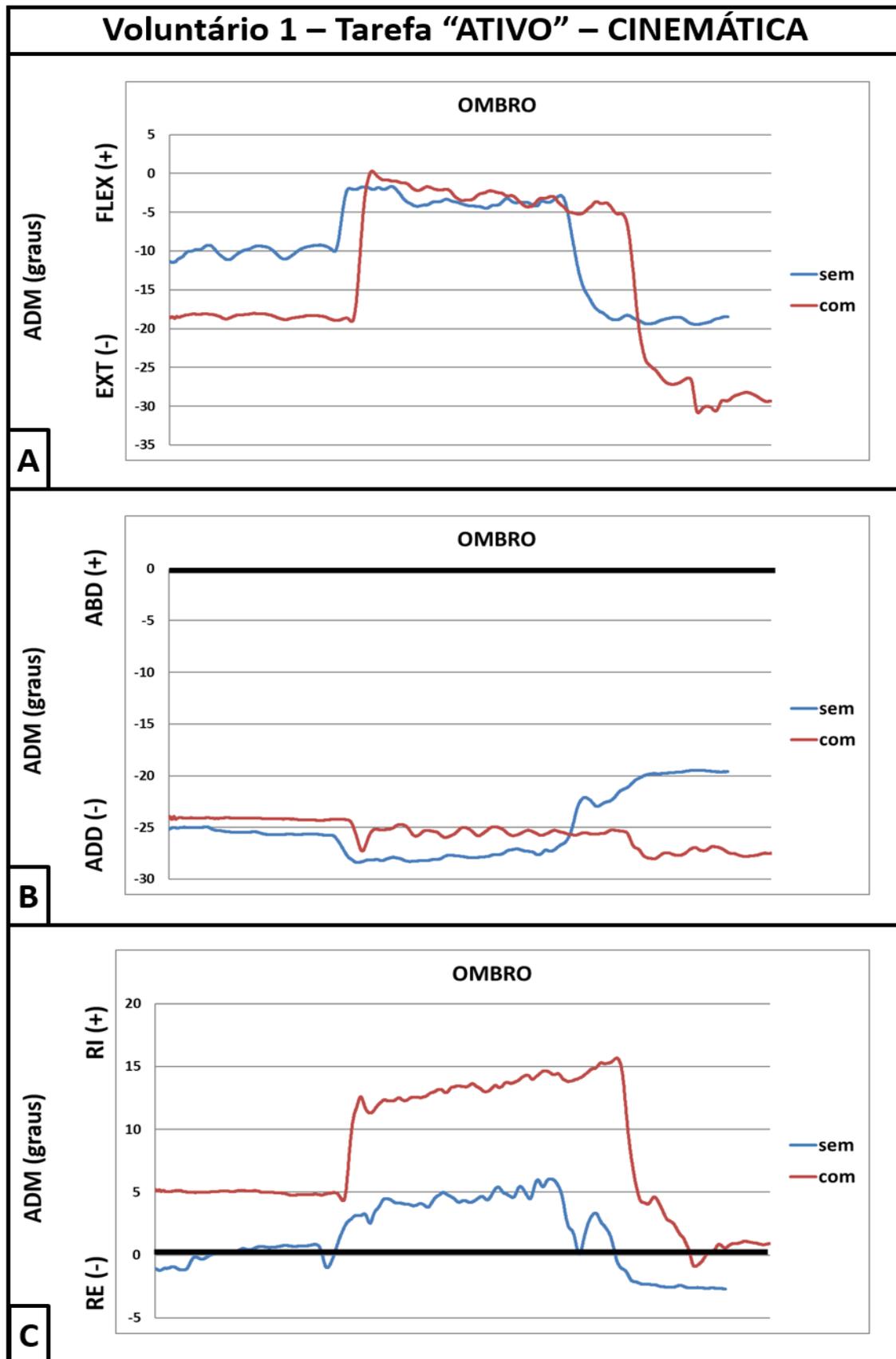


Figura 13. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "ativo". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

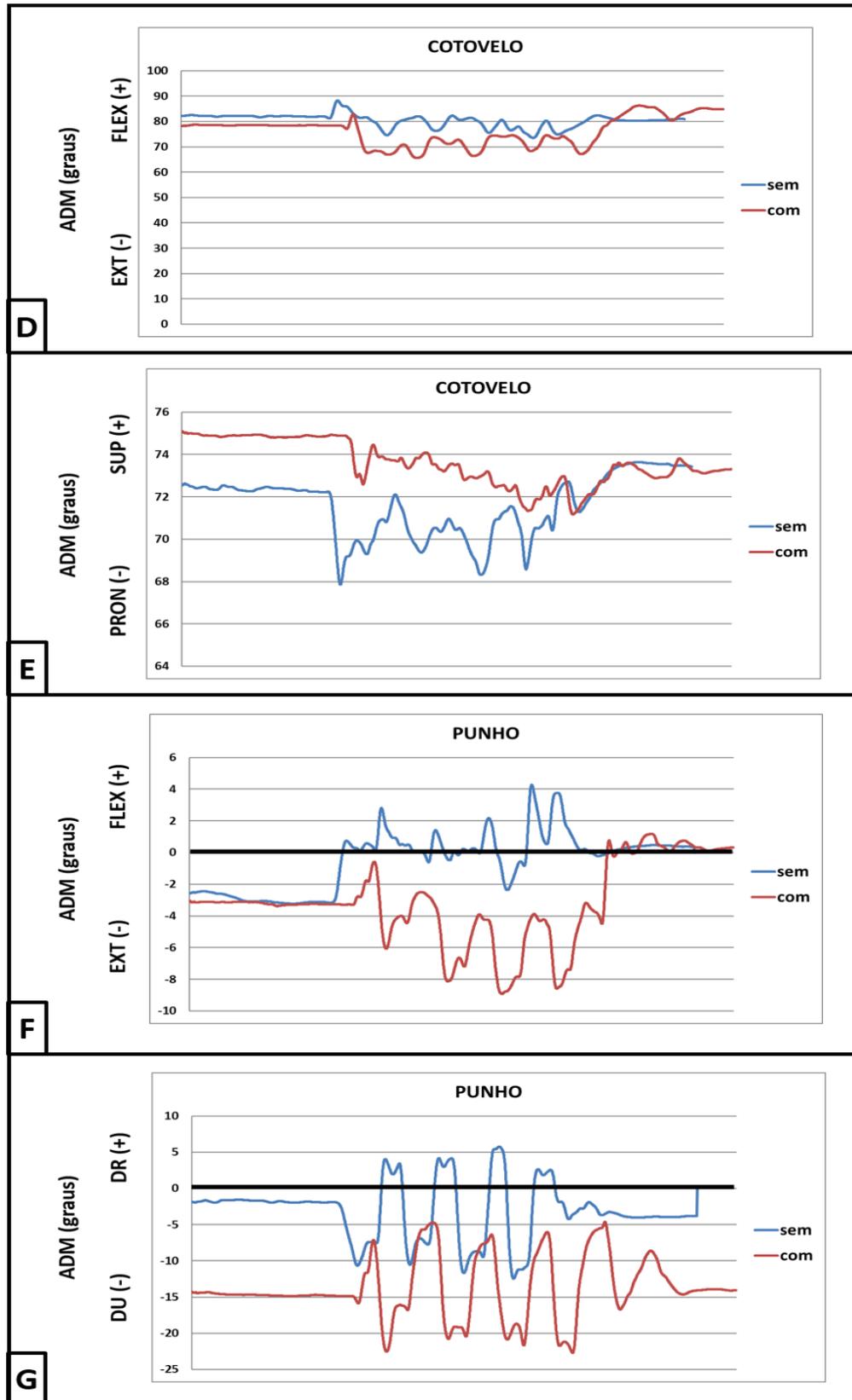


Figura 13 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "ativo". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

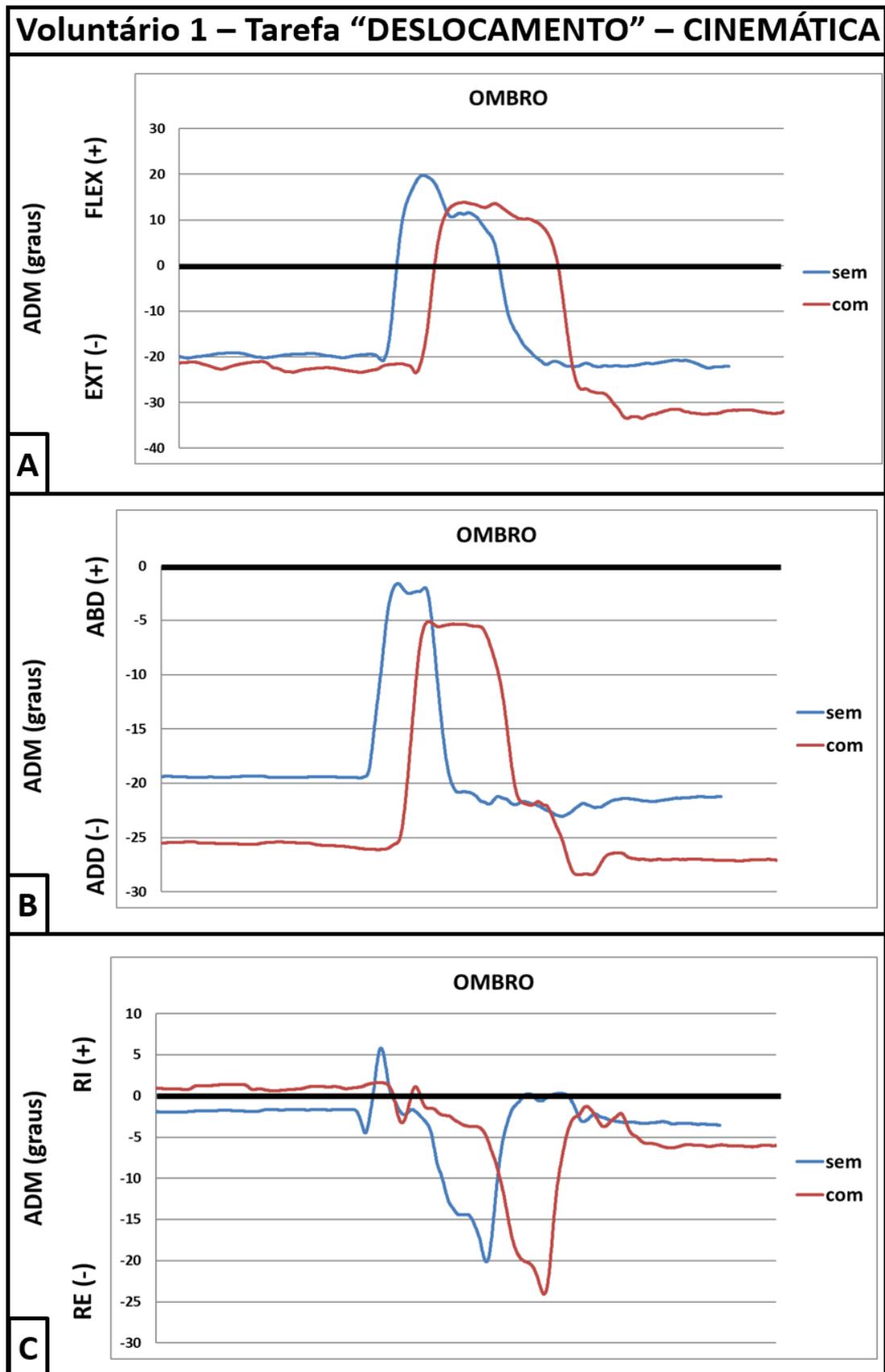


Figura 14. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "deslocamento". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

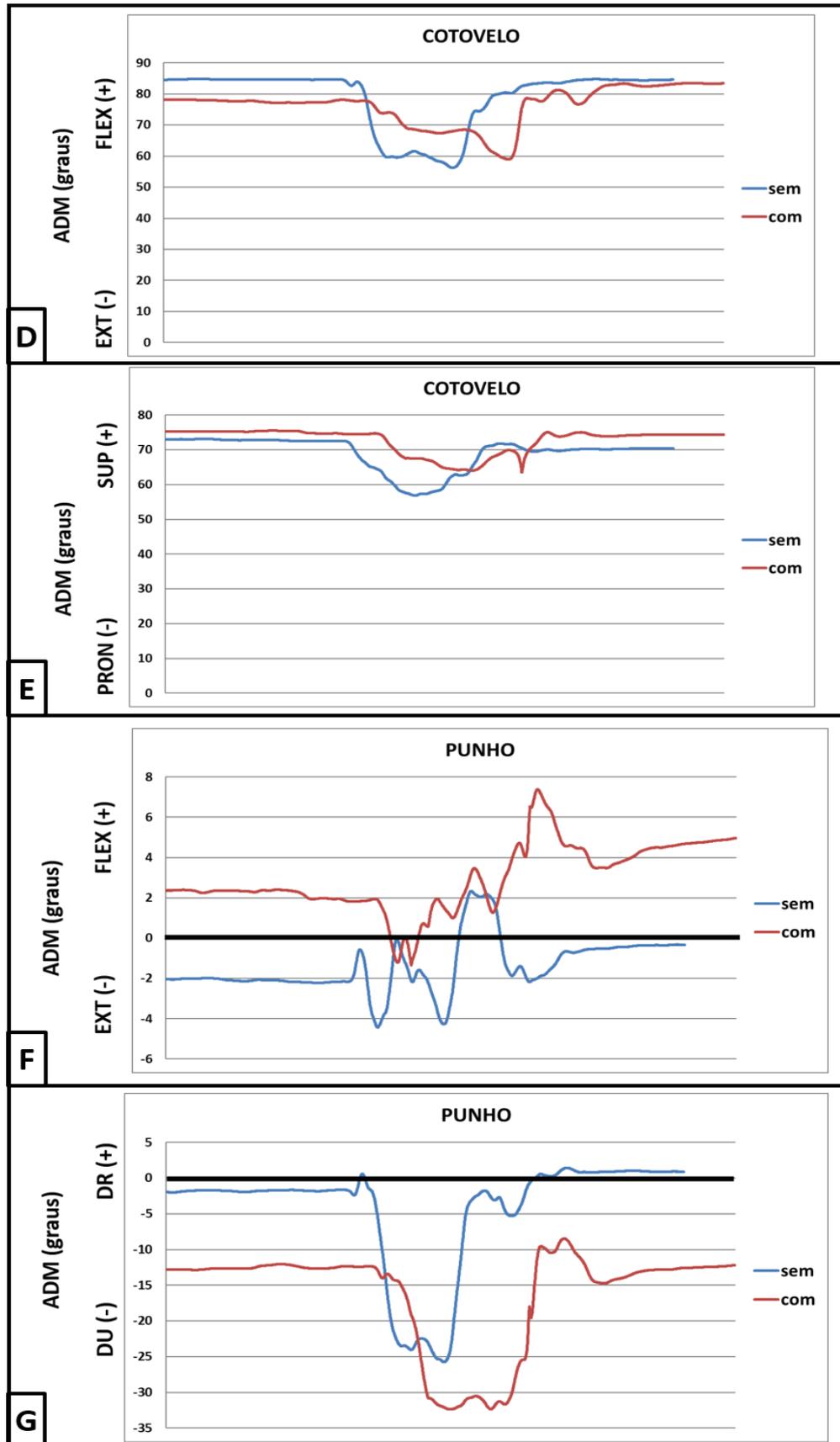


Figura 14 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "deslocamento". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

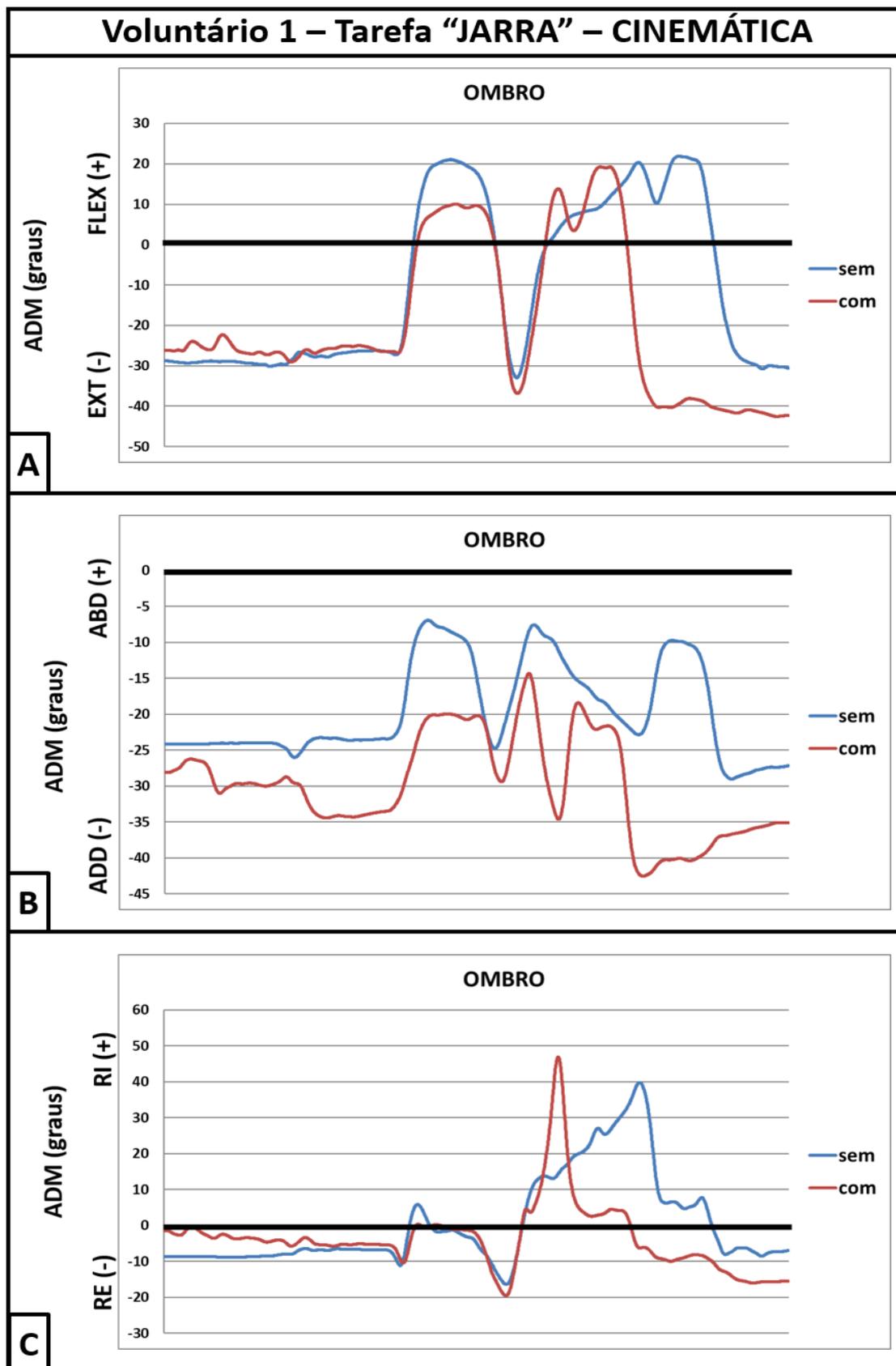


Figura 15. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "jarra". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

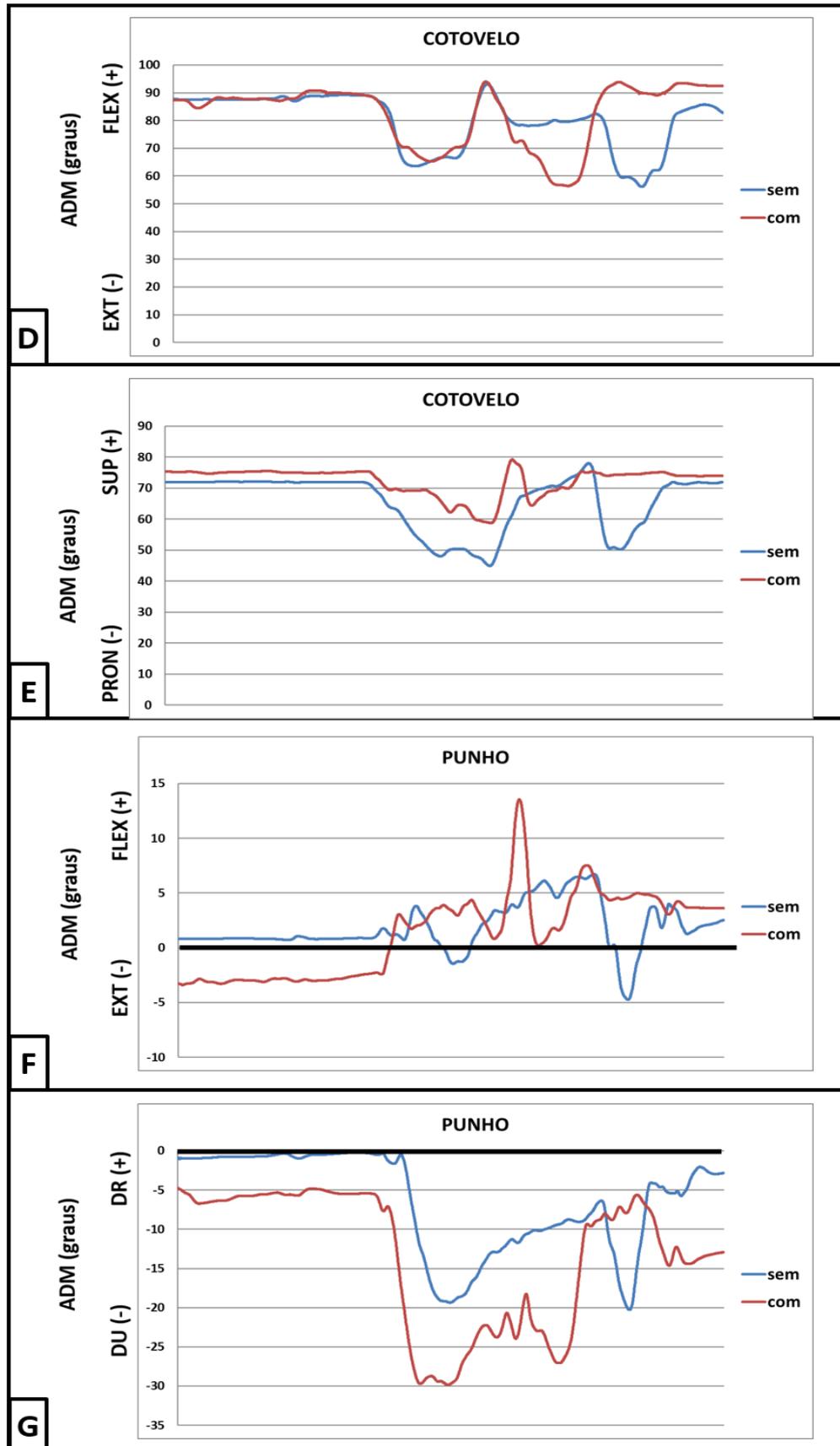


Figura 15(cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "jarra". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

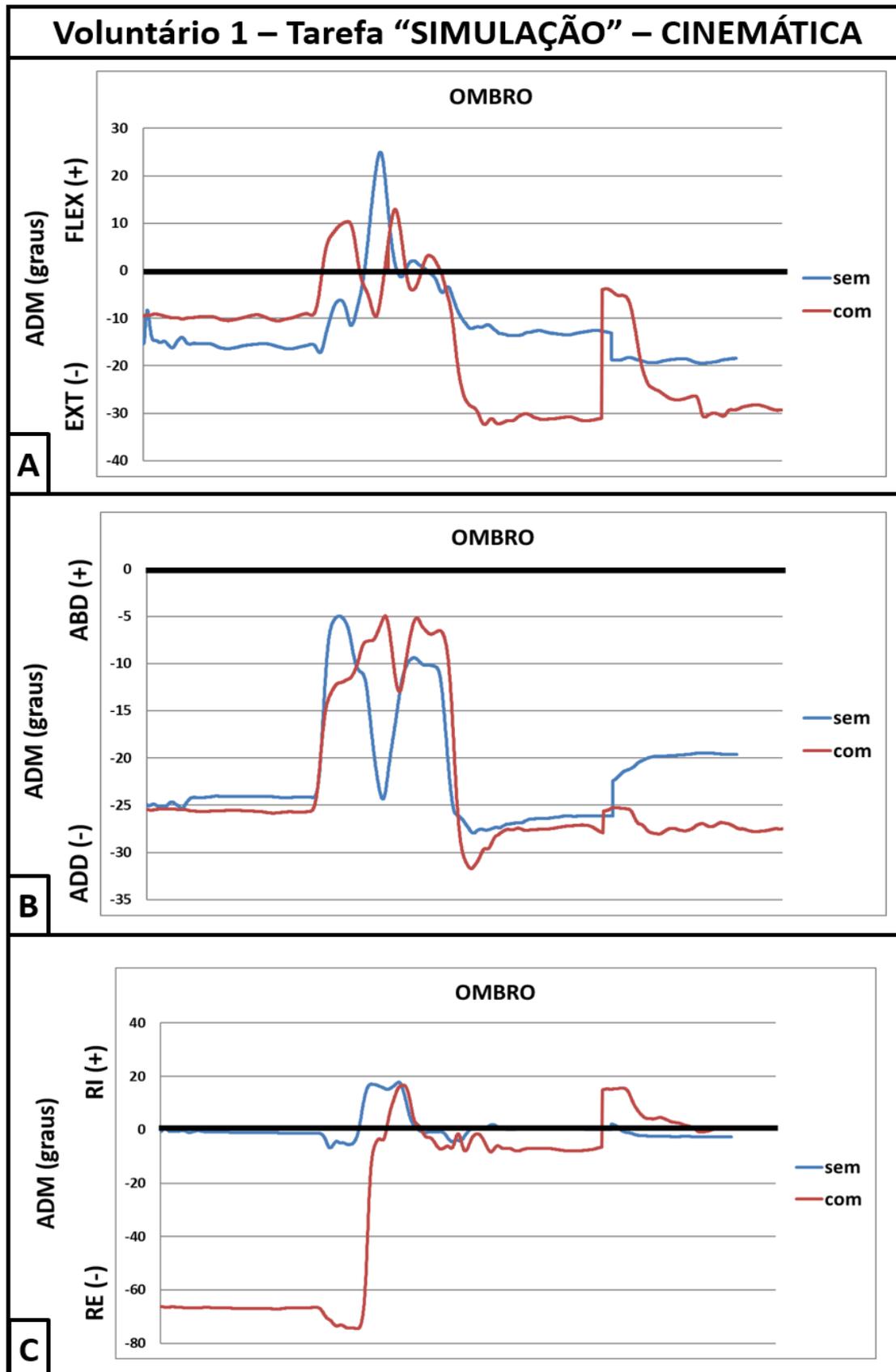


Figura 16. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "simulação". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

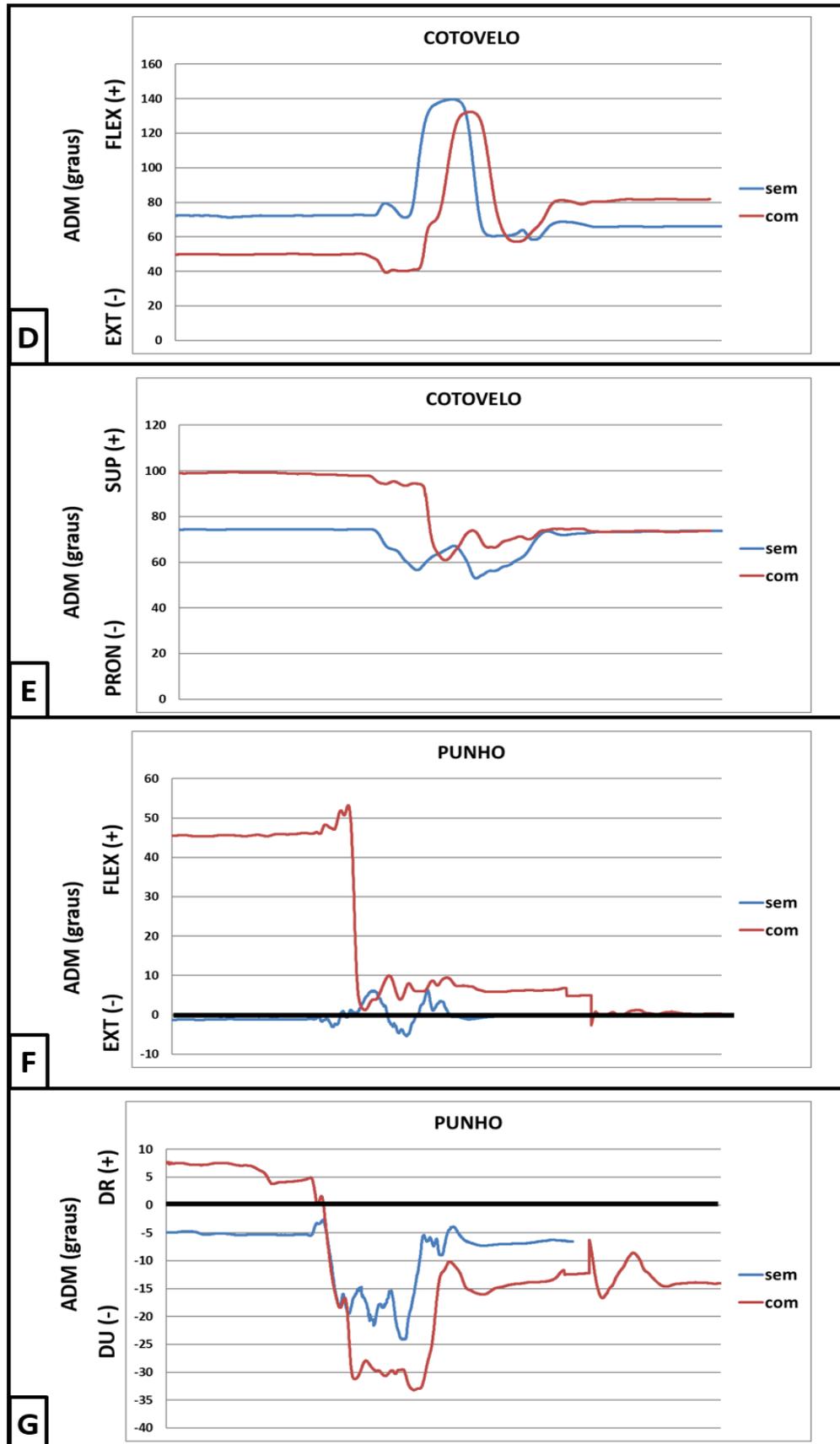


Figura 16 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "simulação". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

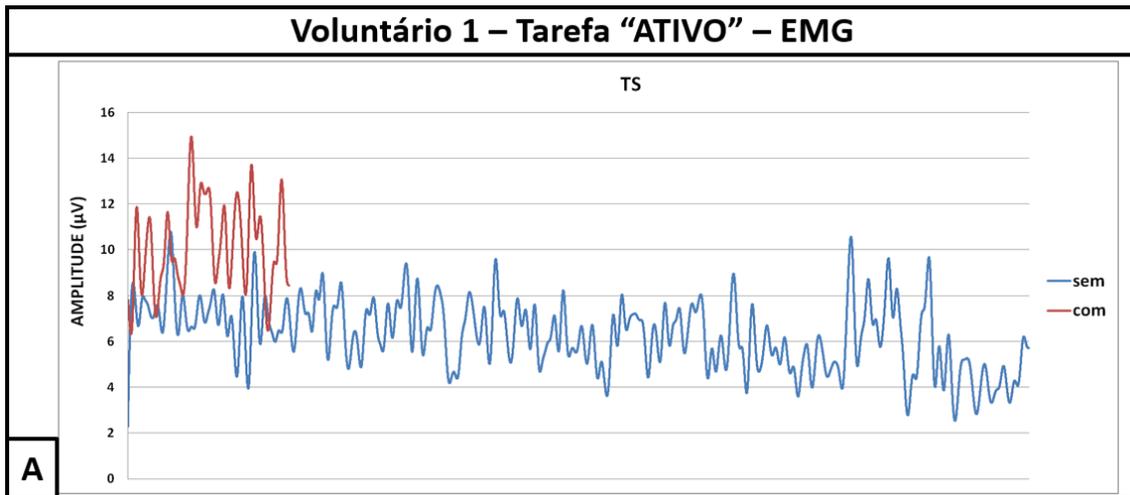


Figura 17. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "ativo". TS = trapézio superior.

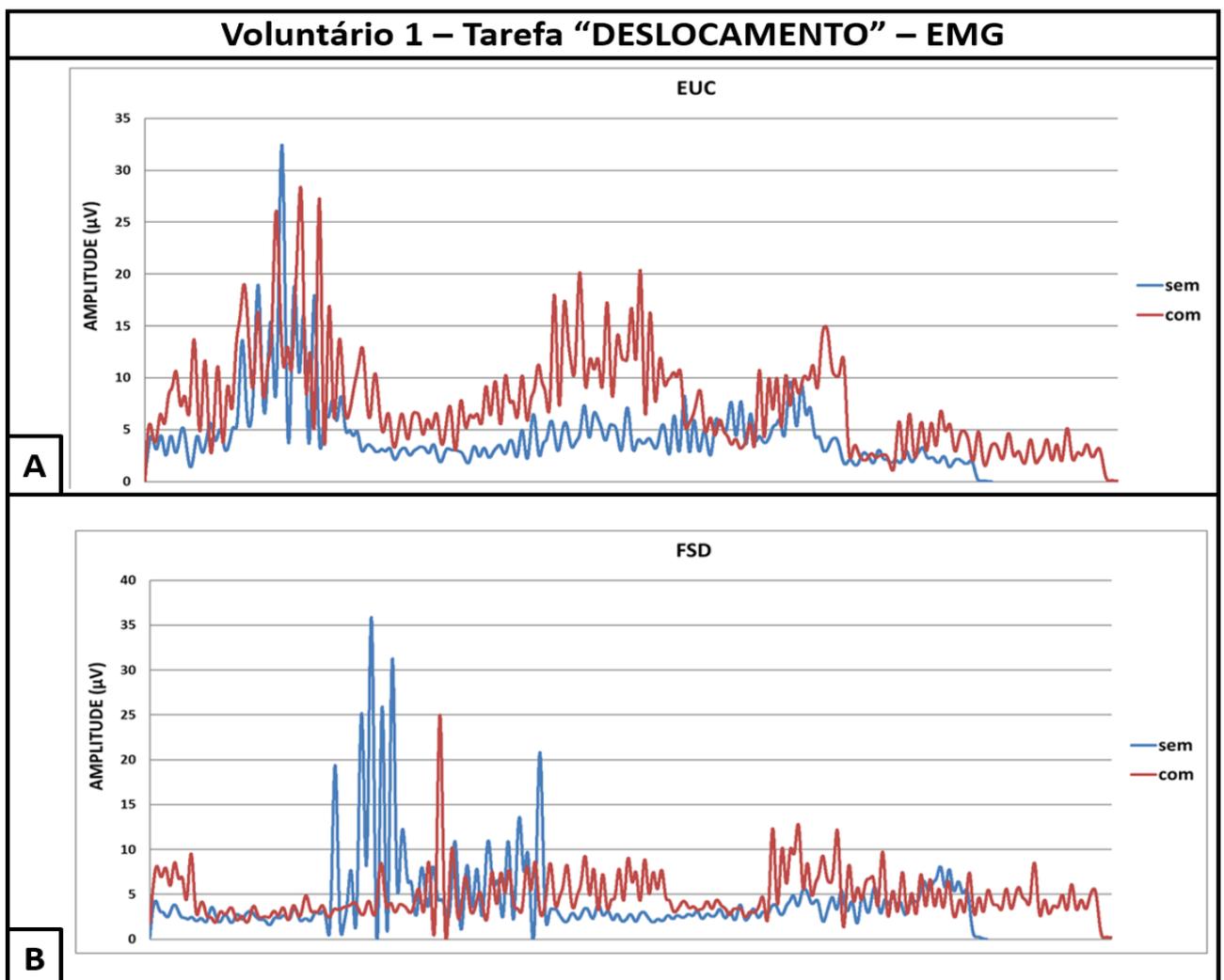


Figura 18. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "deslocamento". EUC = extensor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

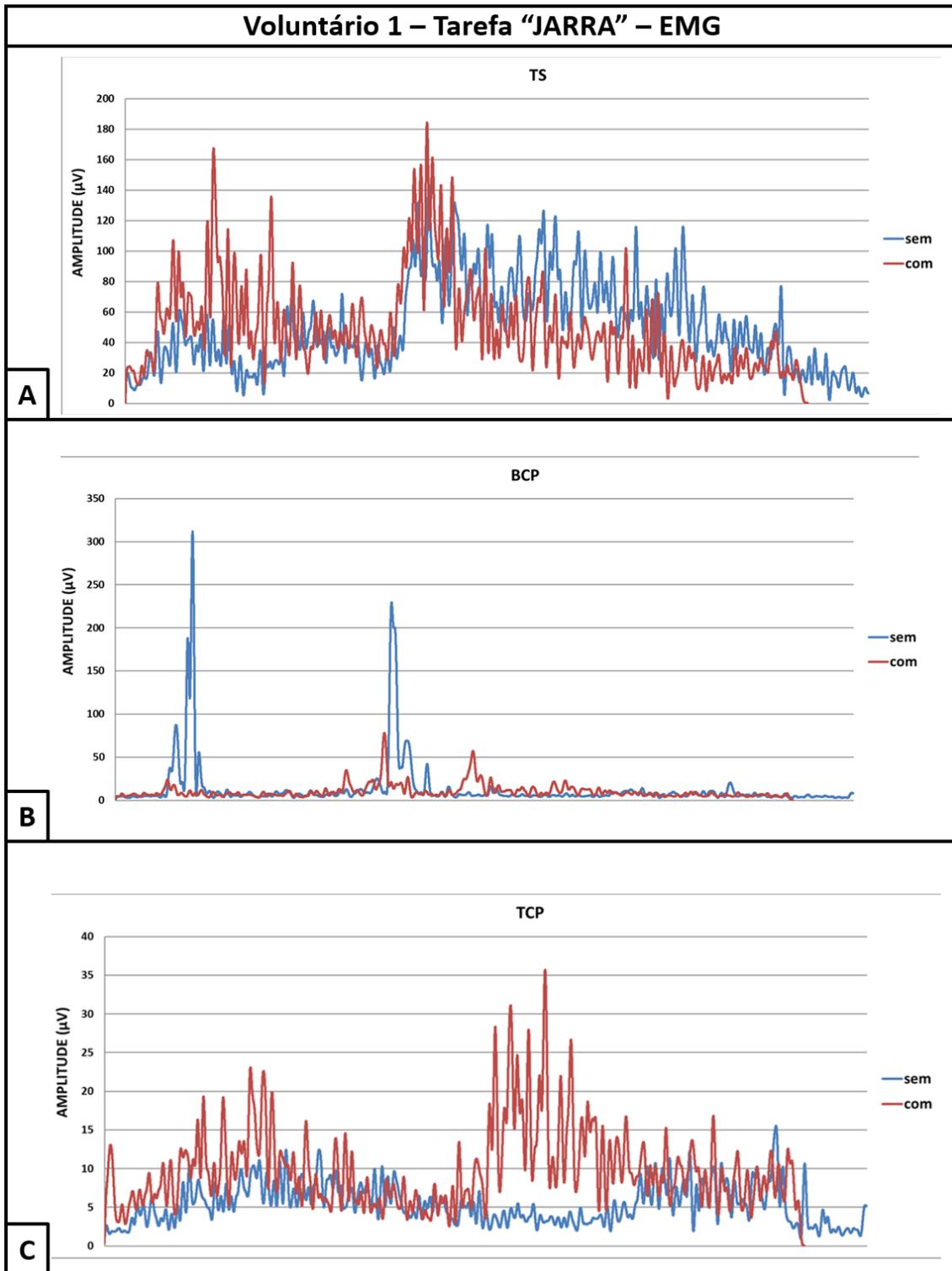


Figura 19. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "jarra". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

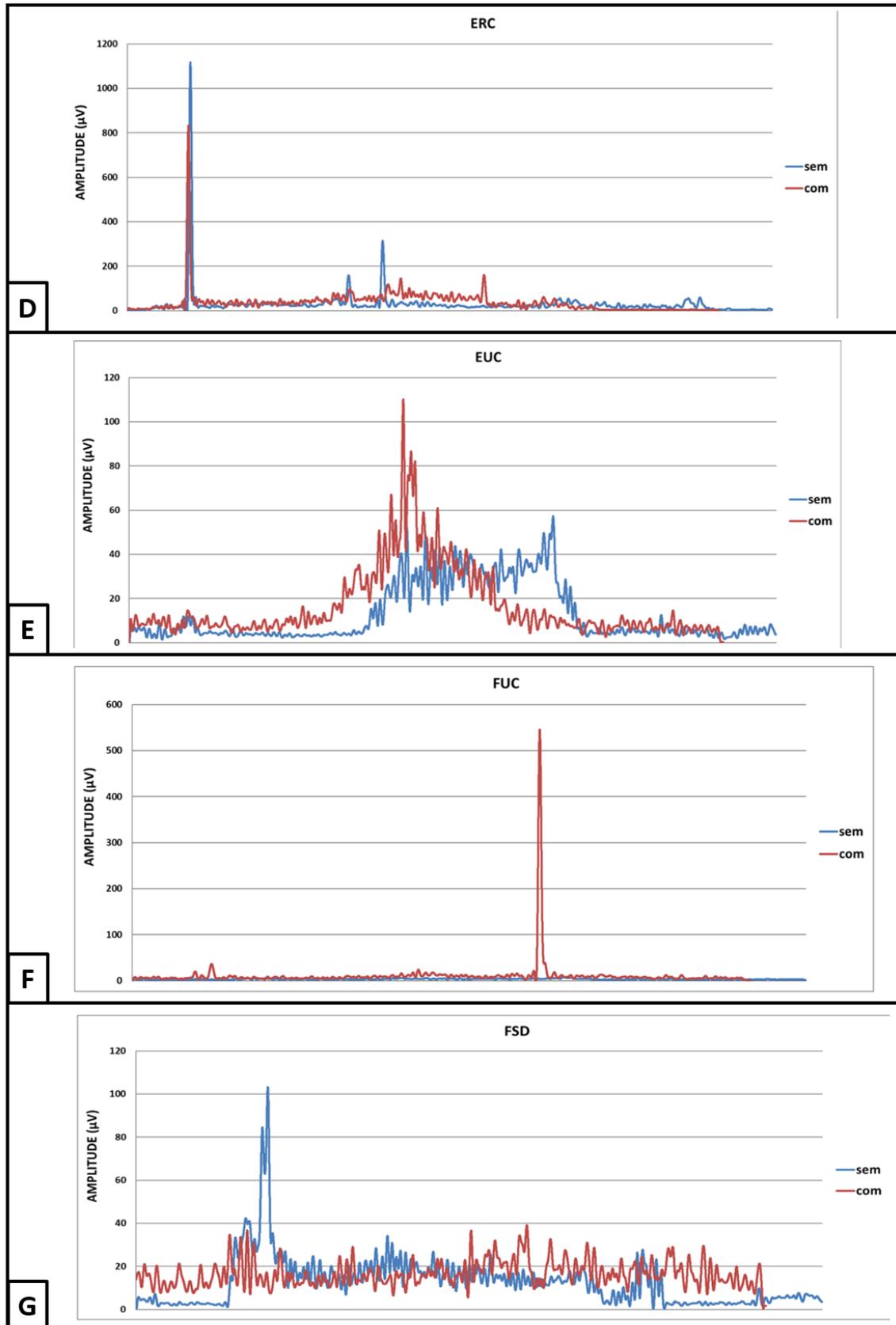


Figura 19 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "jarra". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

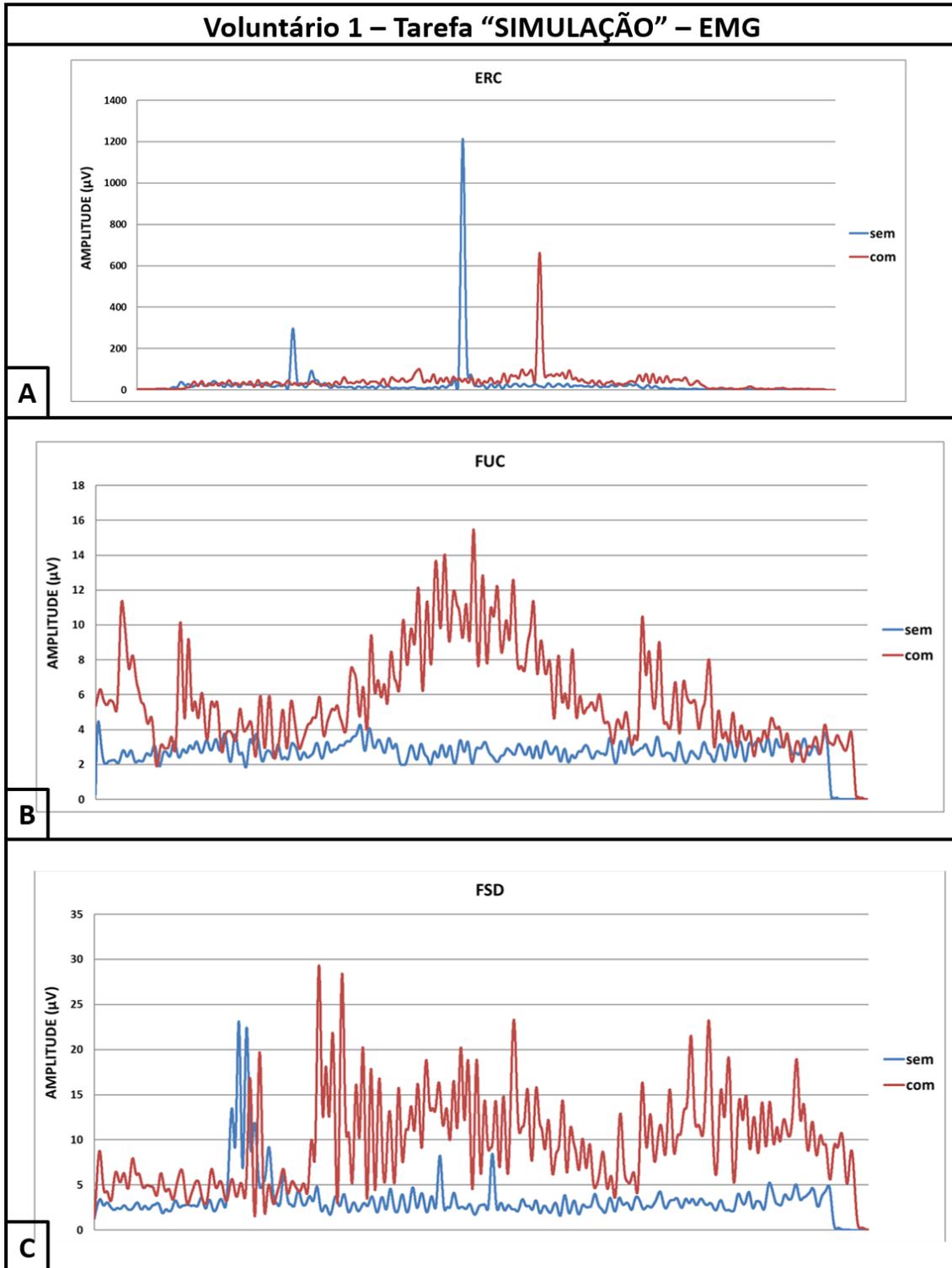


Figura 20. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 1, tarefa "simulação". ERC = extensor radial do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

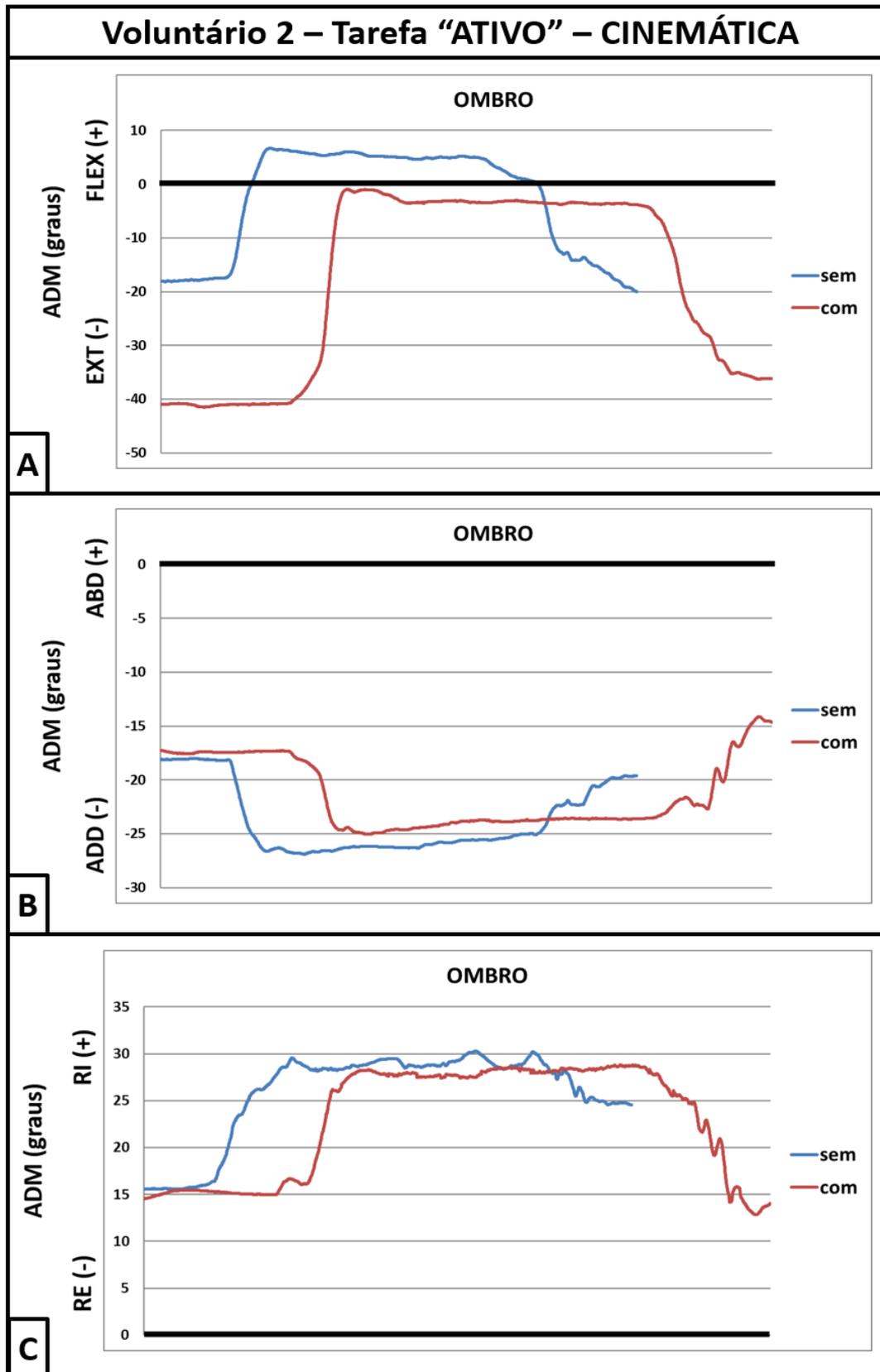


Figura 11. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "ativo". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

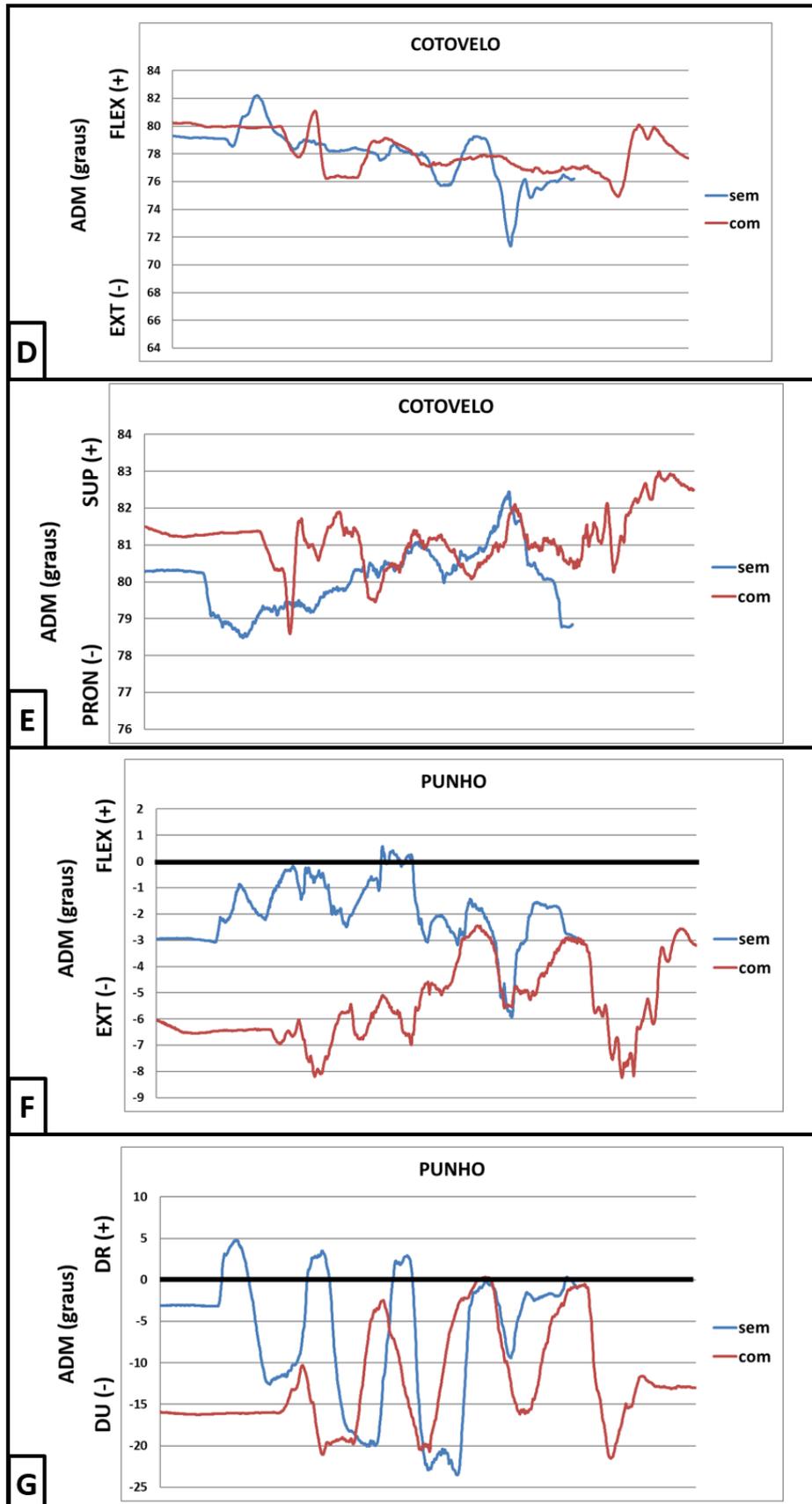


Figura 21 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "ativo". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

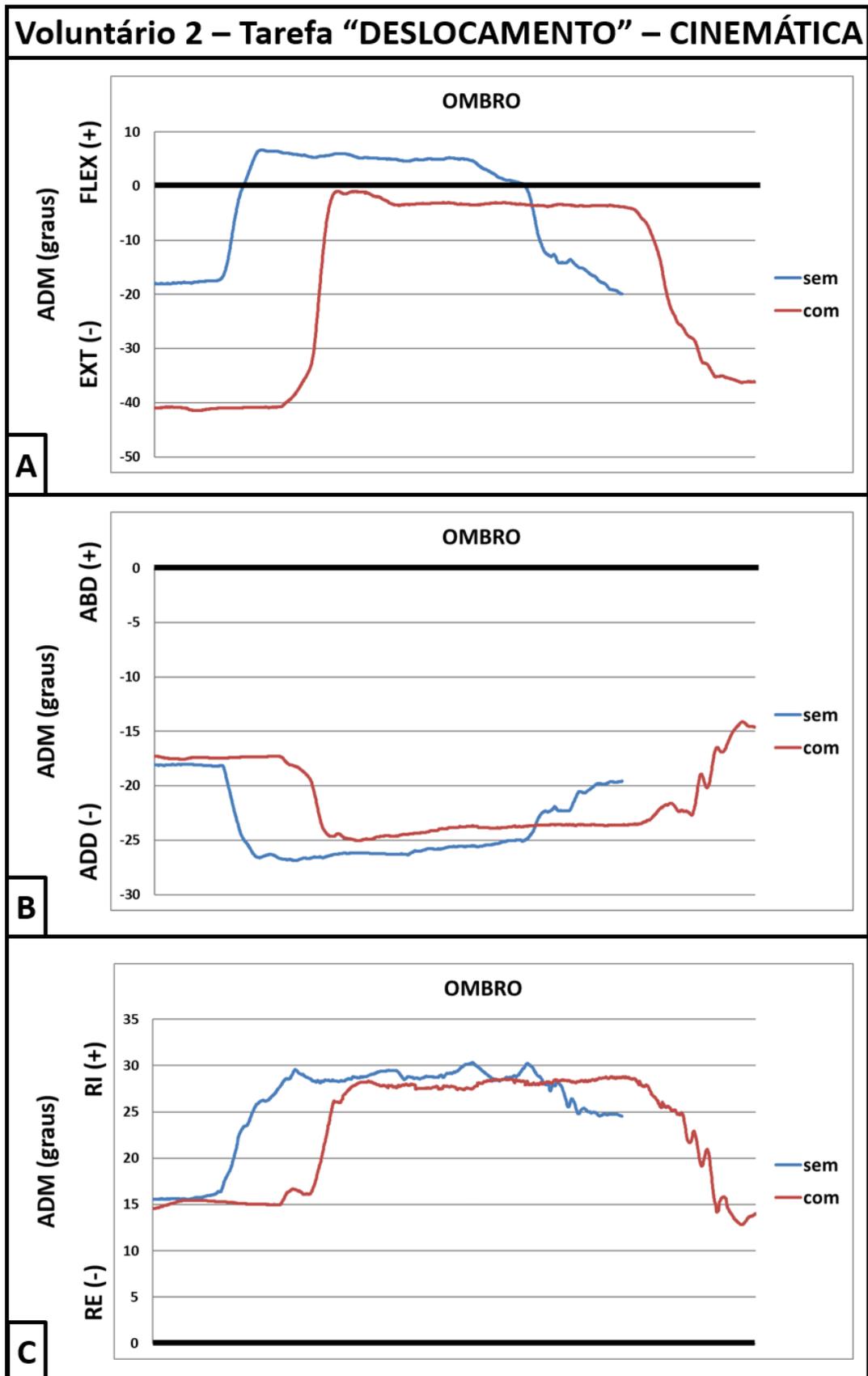


Figura 22. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "deslocamento". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

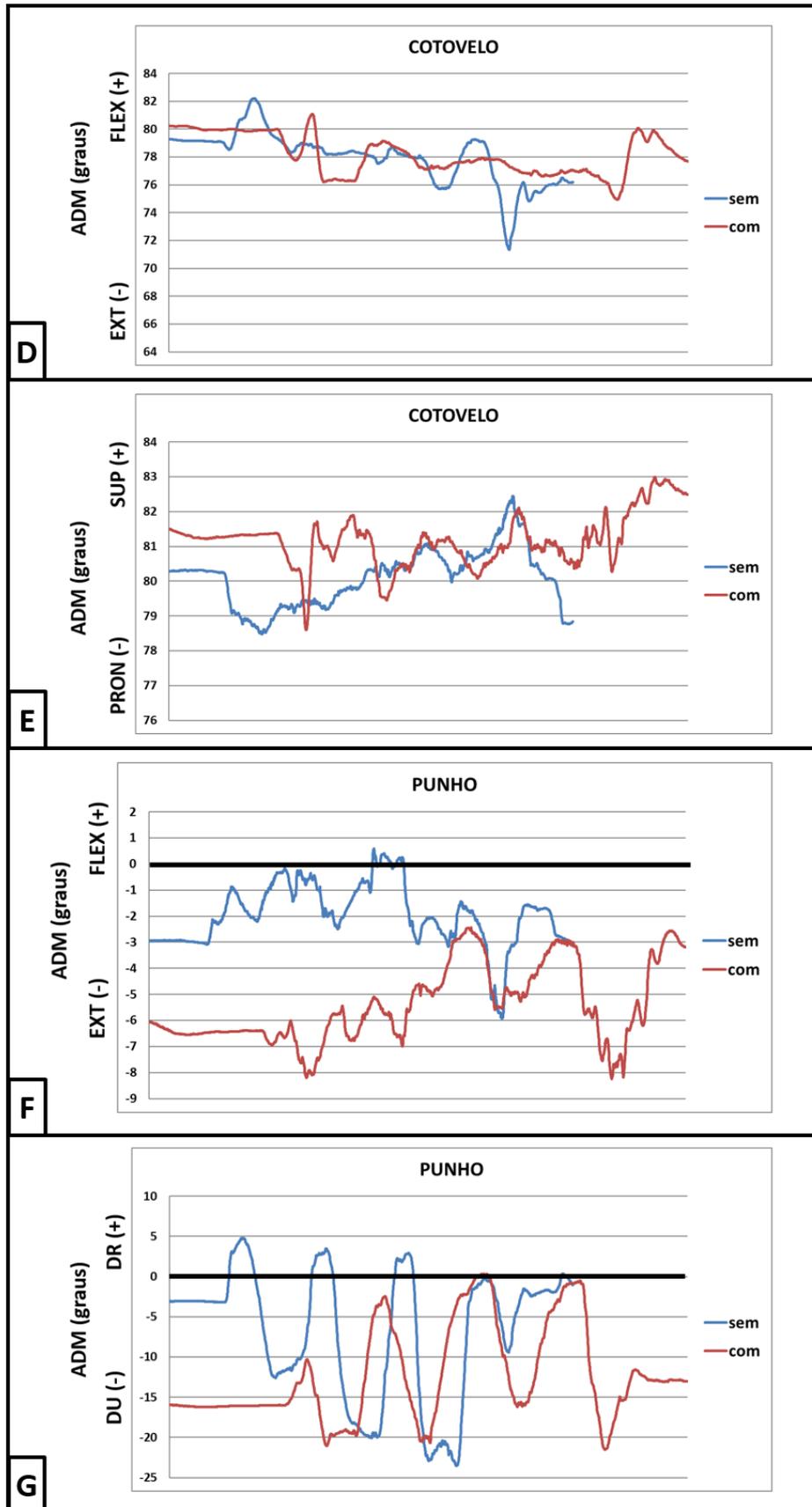


Figura 22 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "deslocamento". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

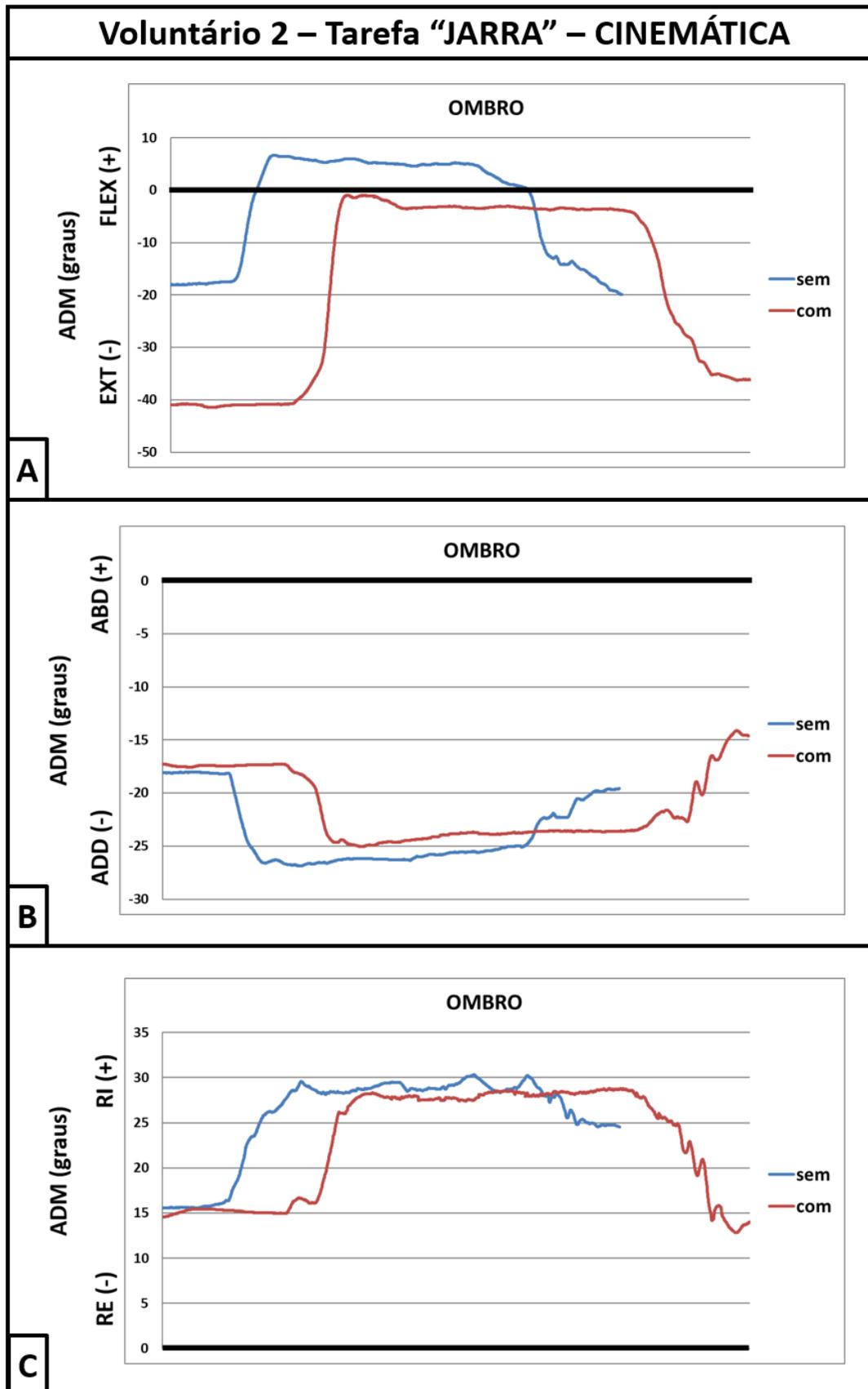


Figura 23. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "jarra". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

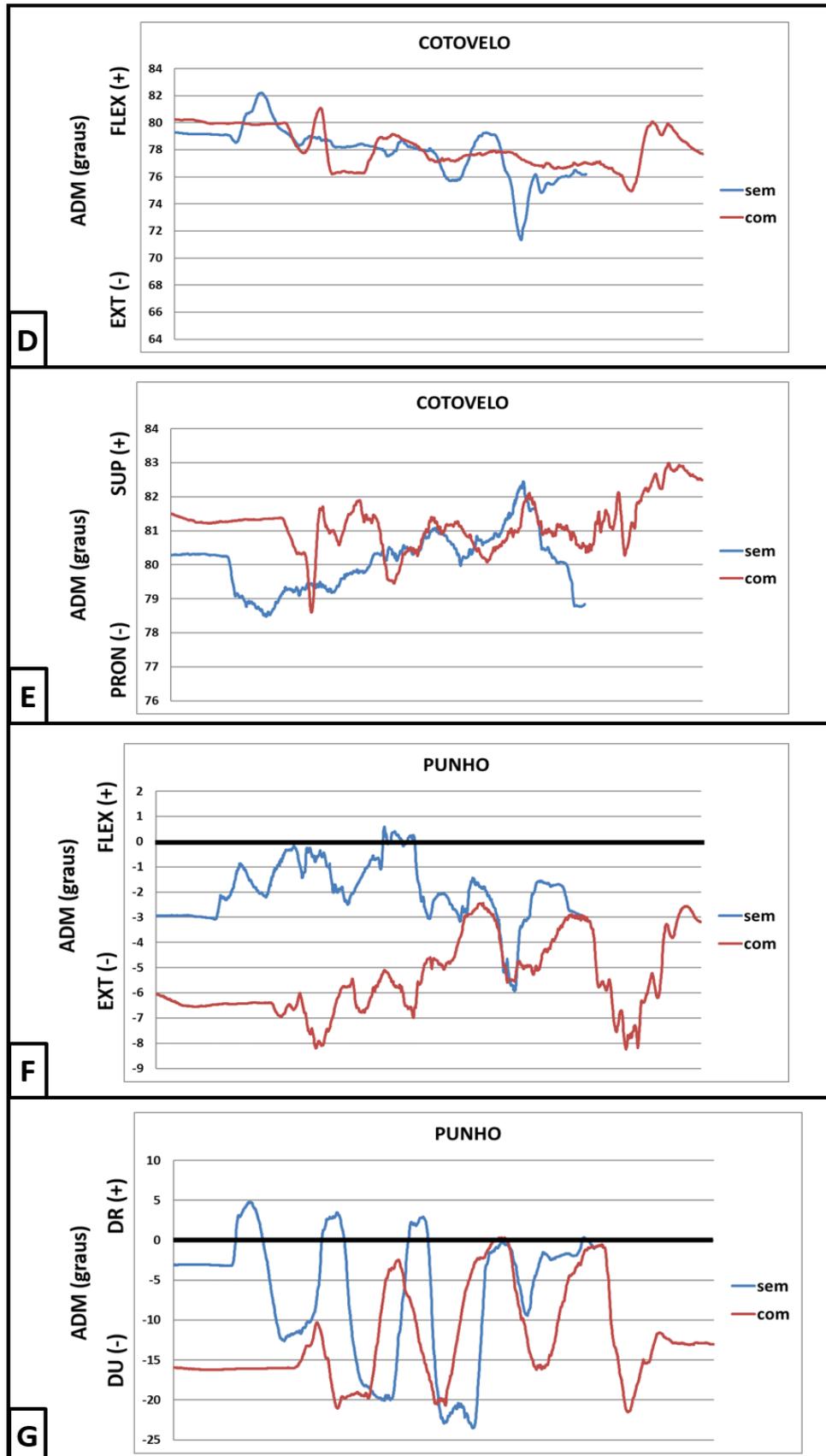


Figura 23 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "jarra". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

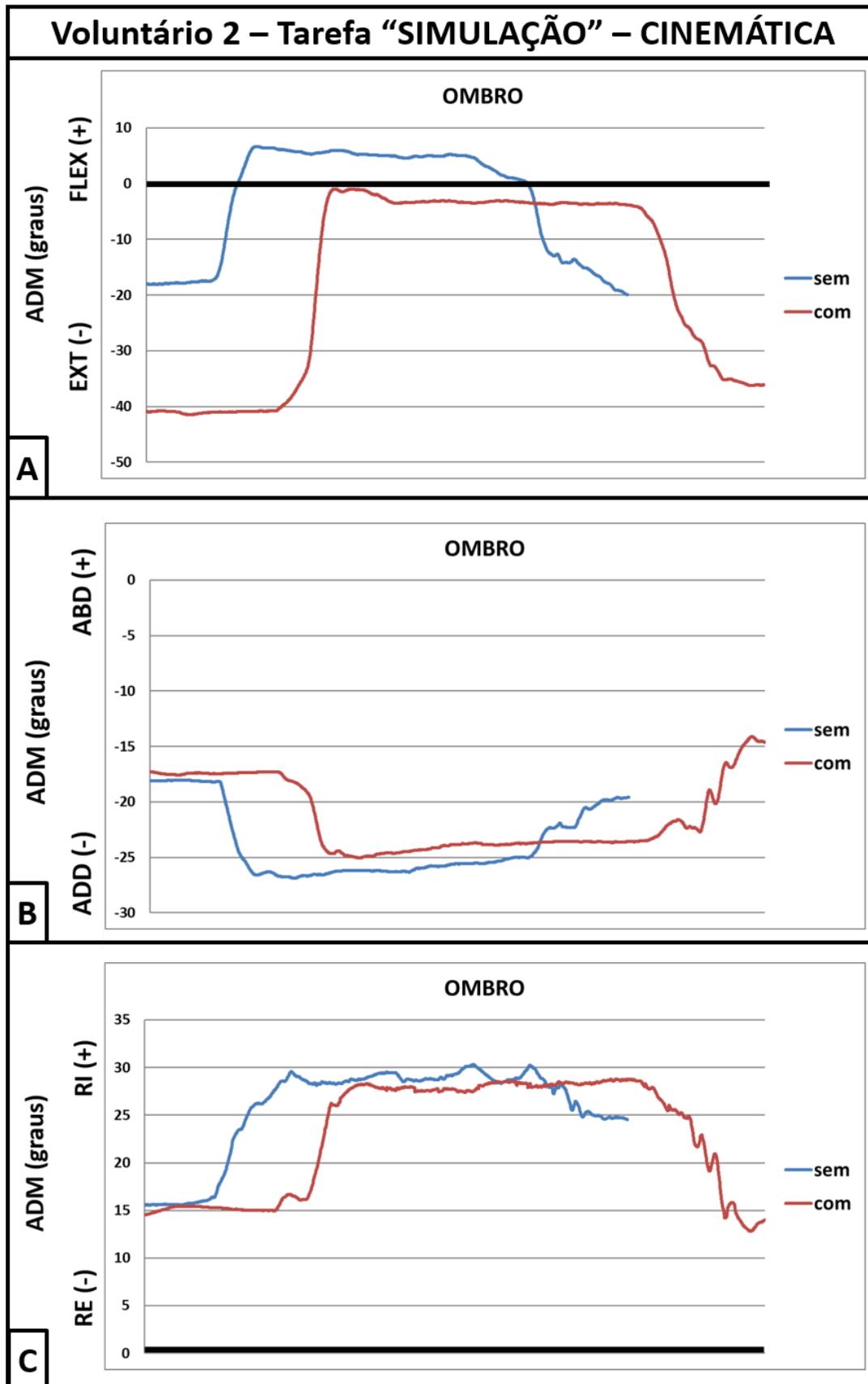


Figura 24. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "simulação". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

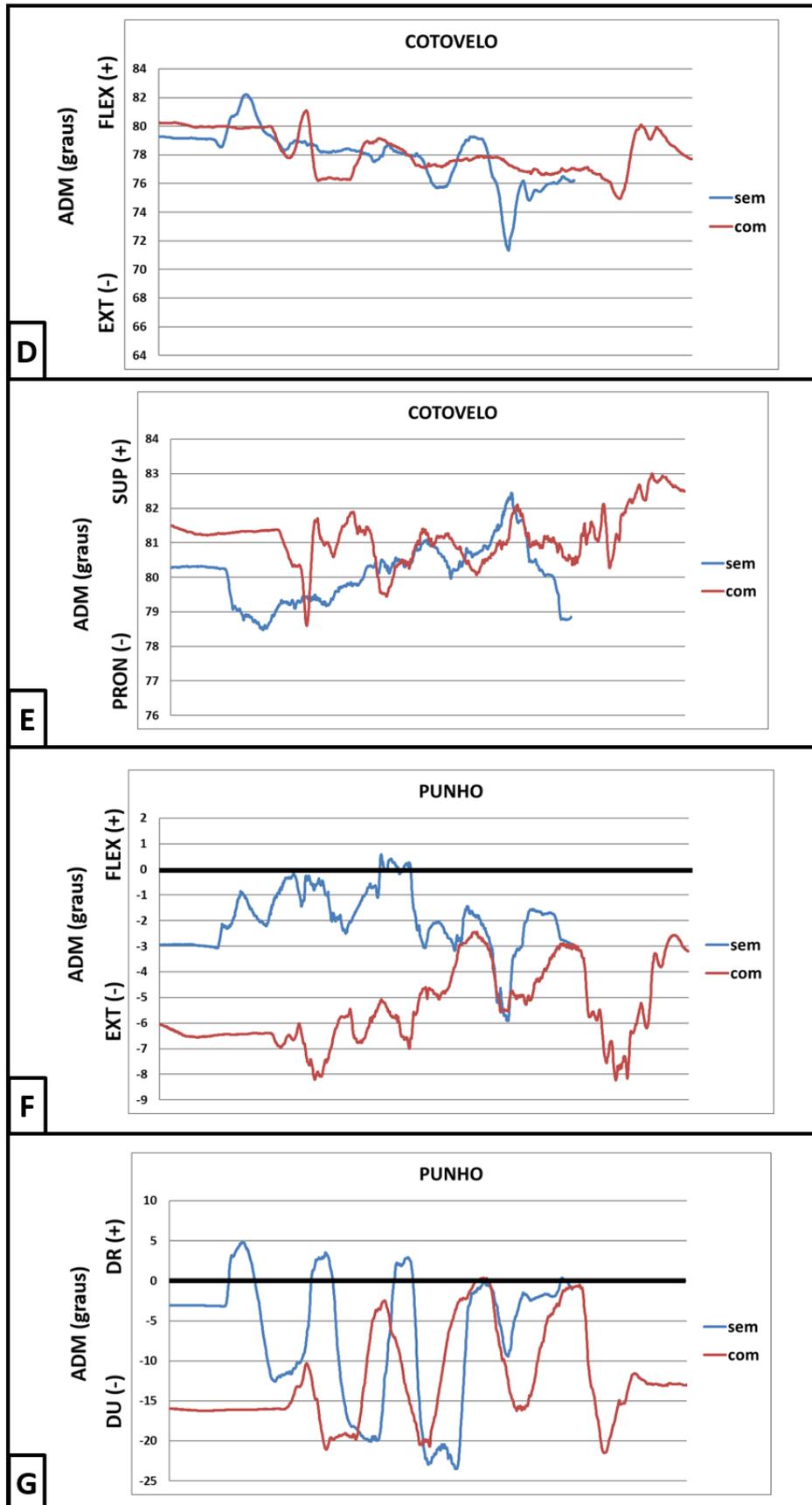


Figura 24 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "simulação". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

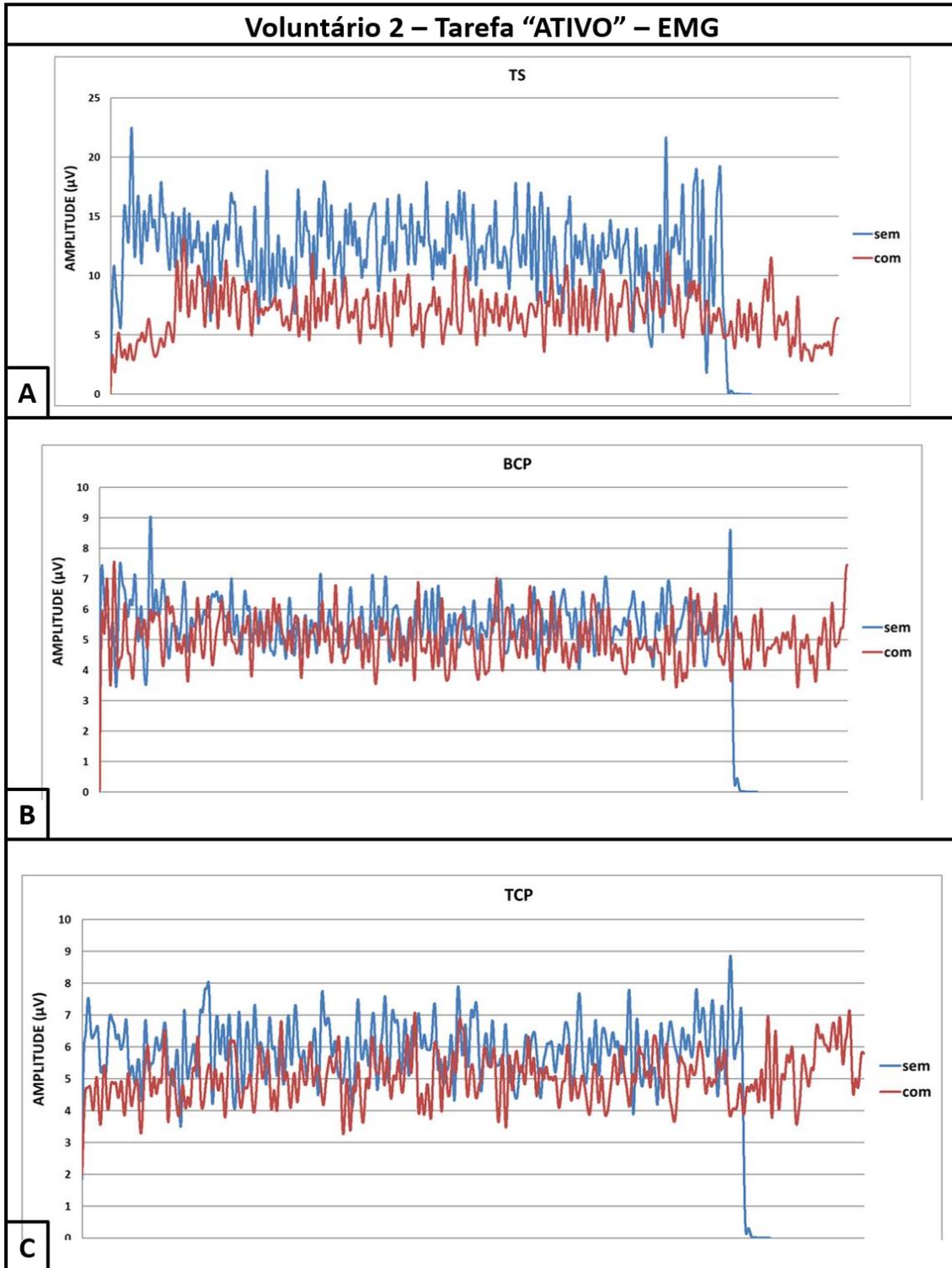


Figura 25. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "ativo". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

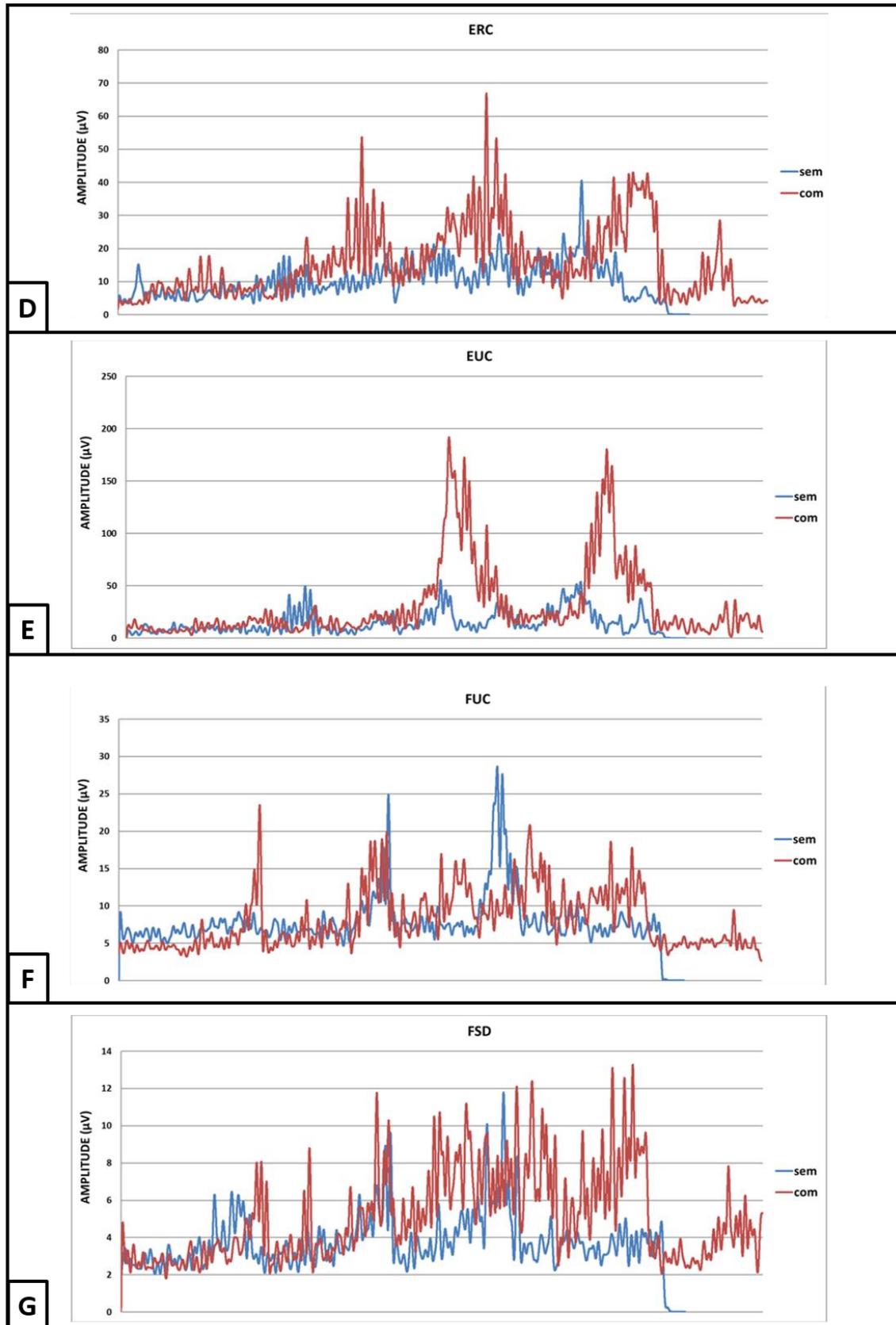


Figura25 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "ativo". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

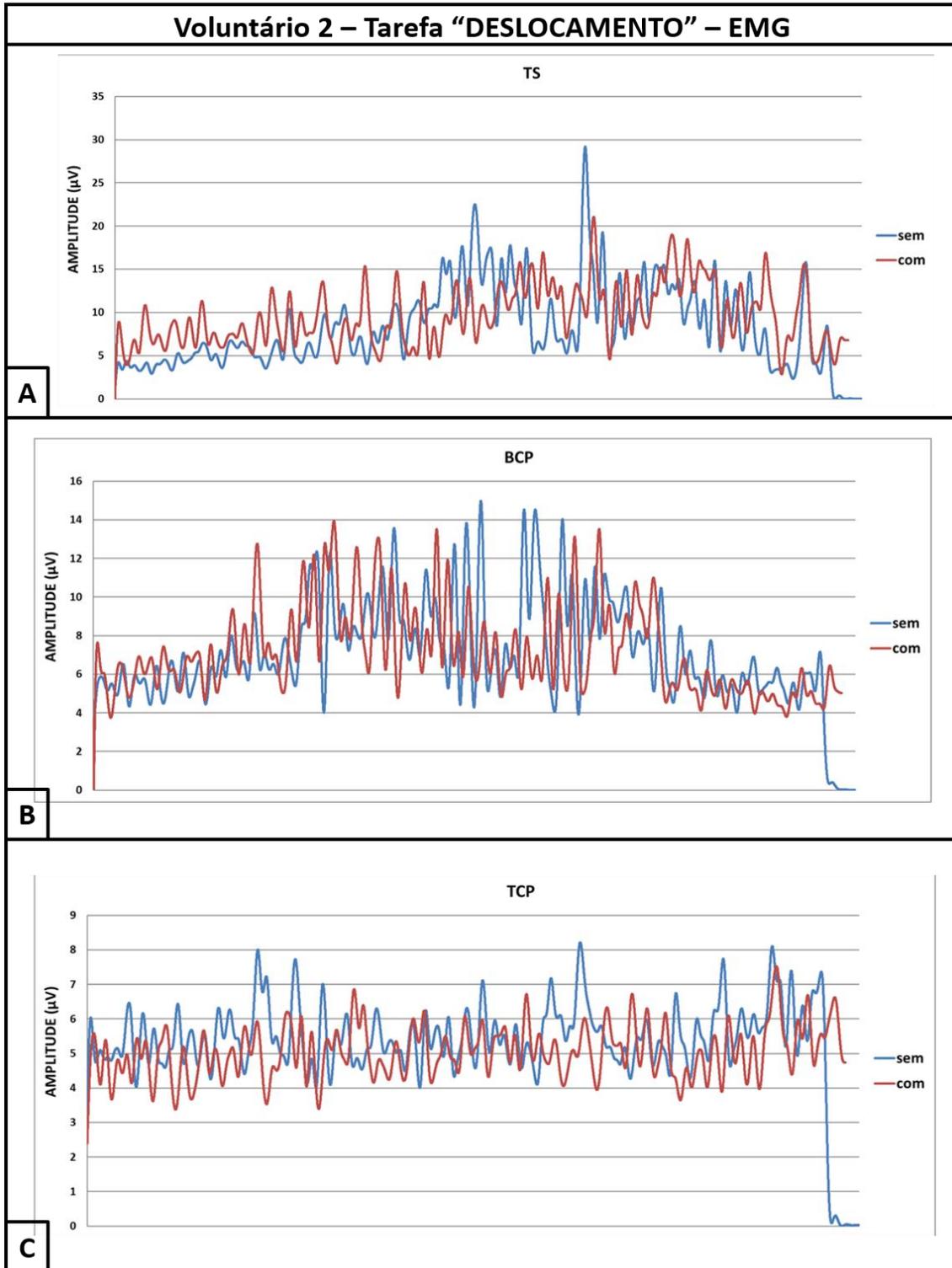


Figura 26. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "deslocamento". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

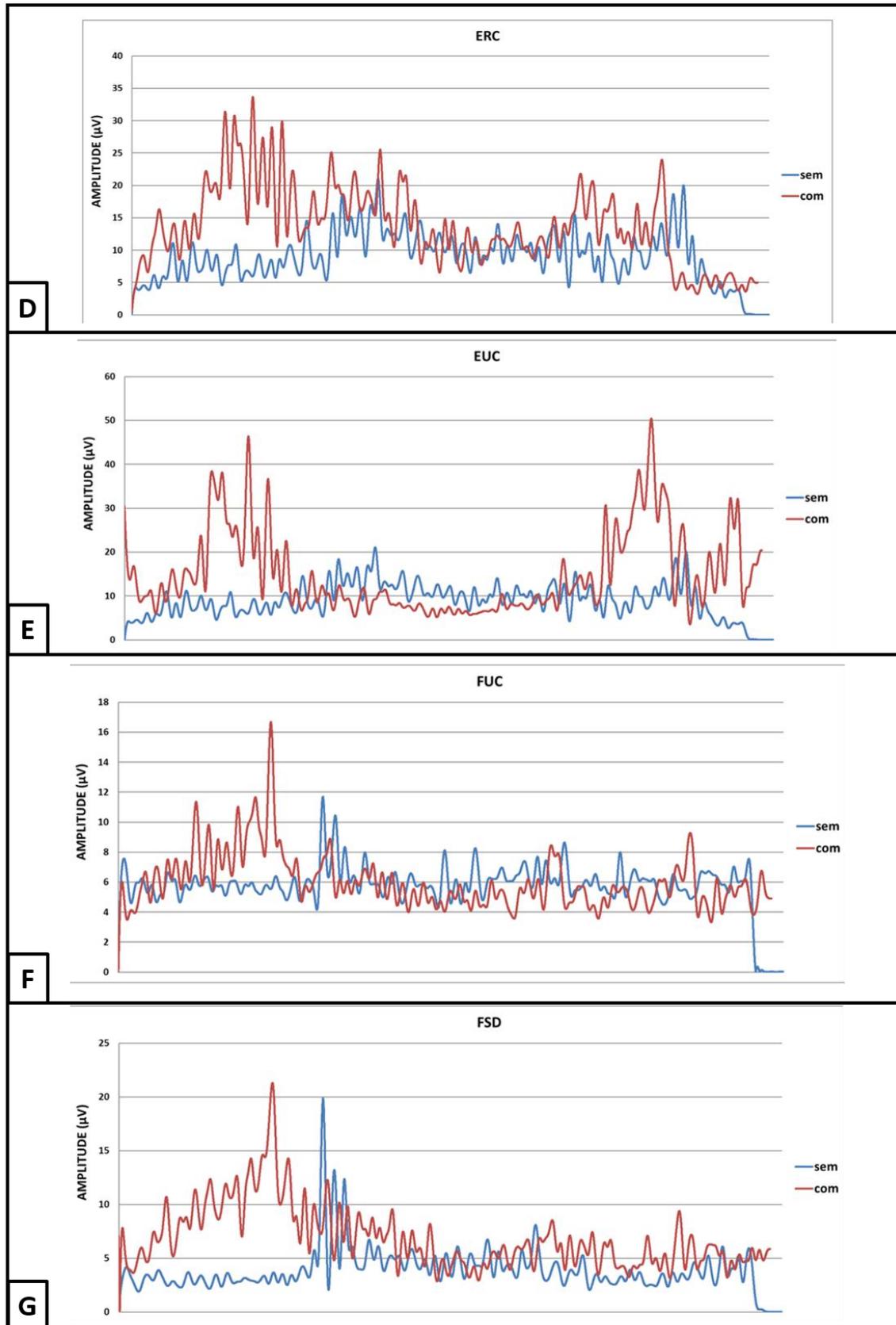


Figura 26 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "deslocamento". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

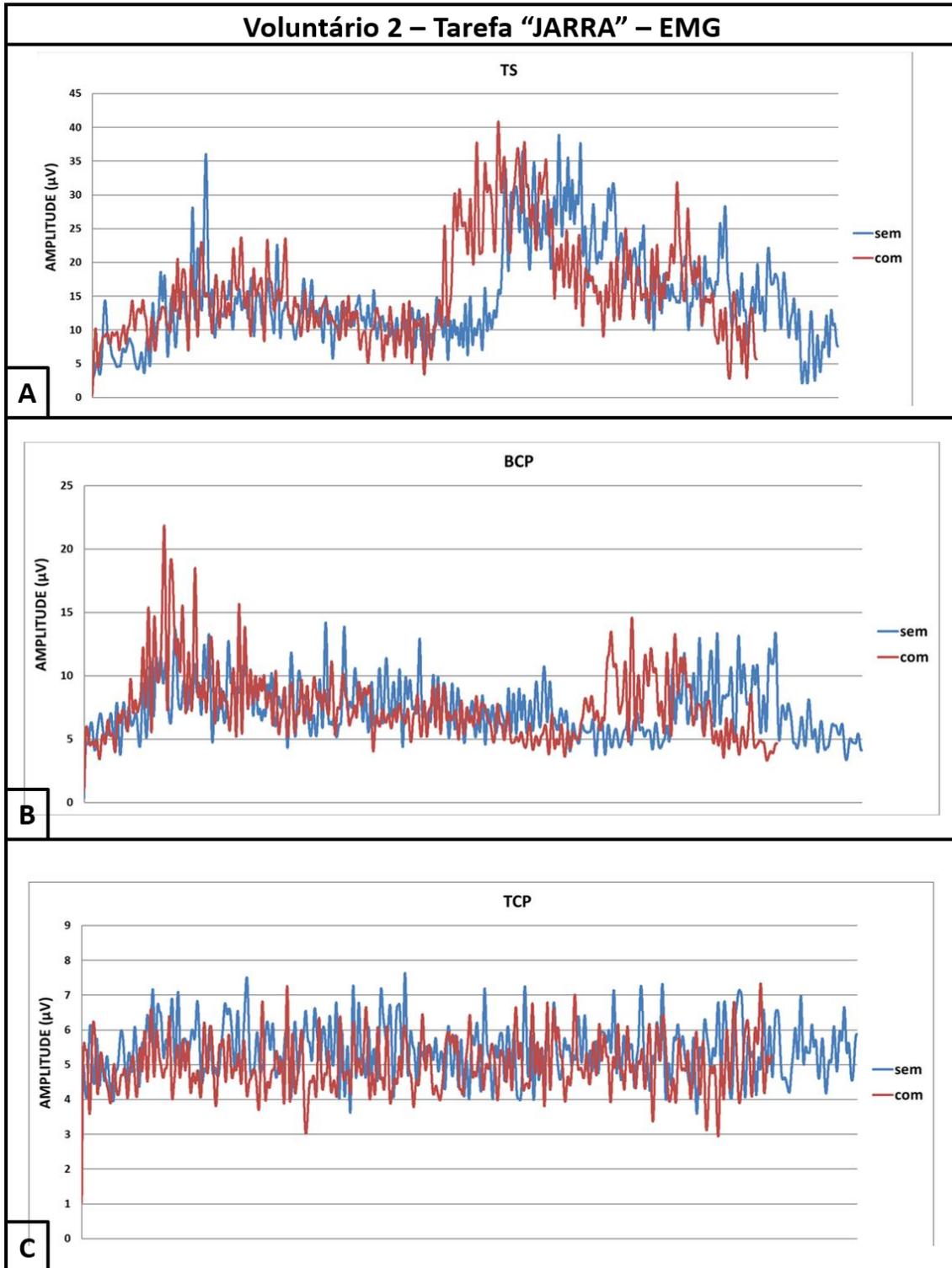


Figura 27. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "jarra". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

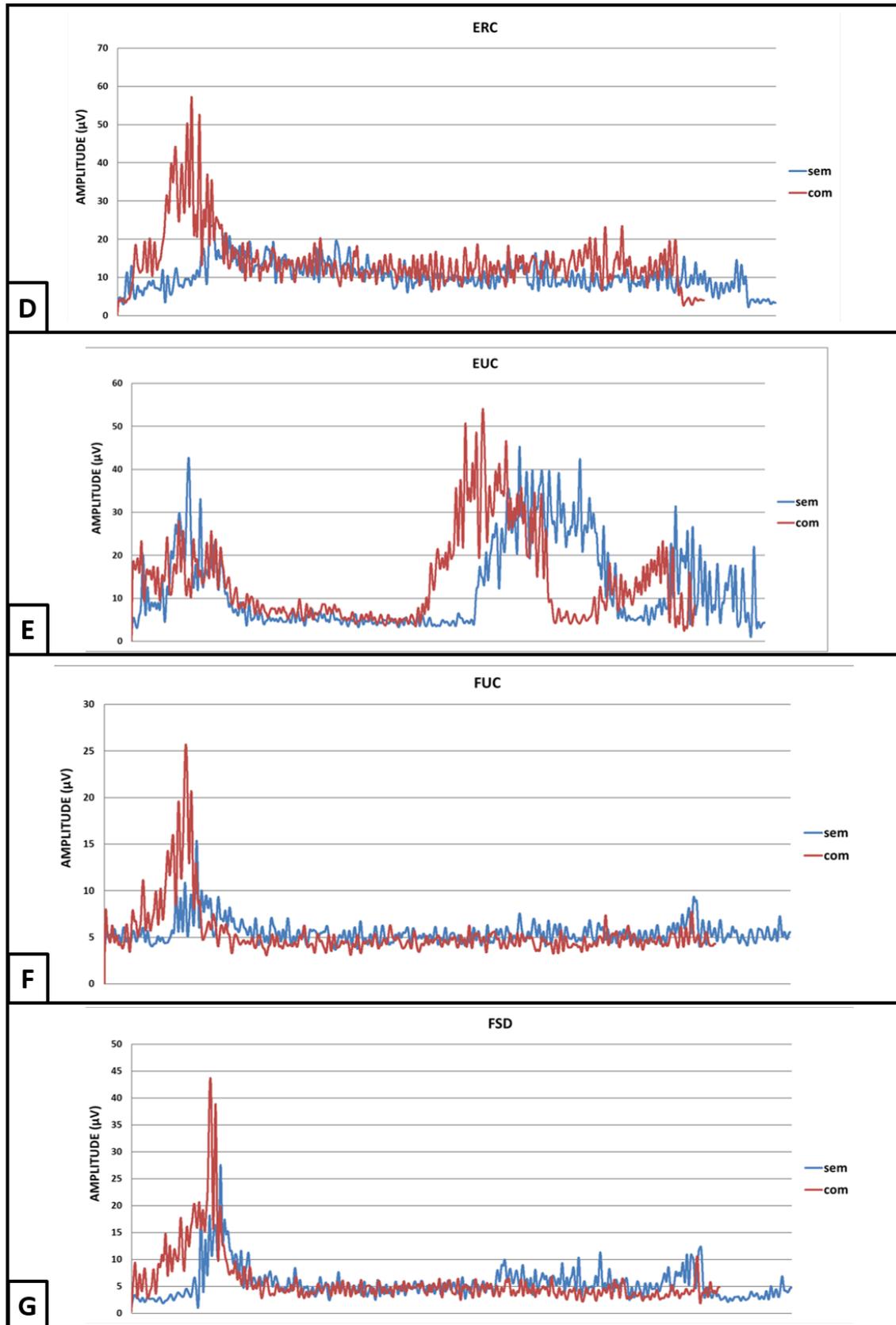


Figura 2. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "jarra". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

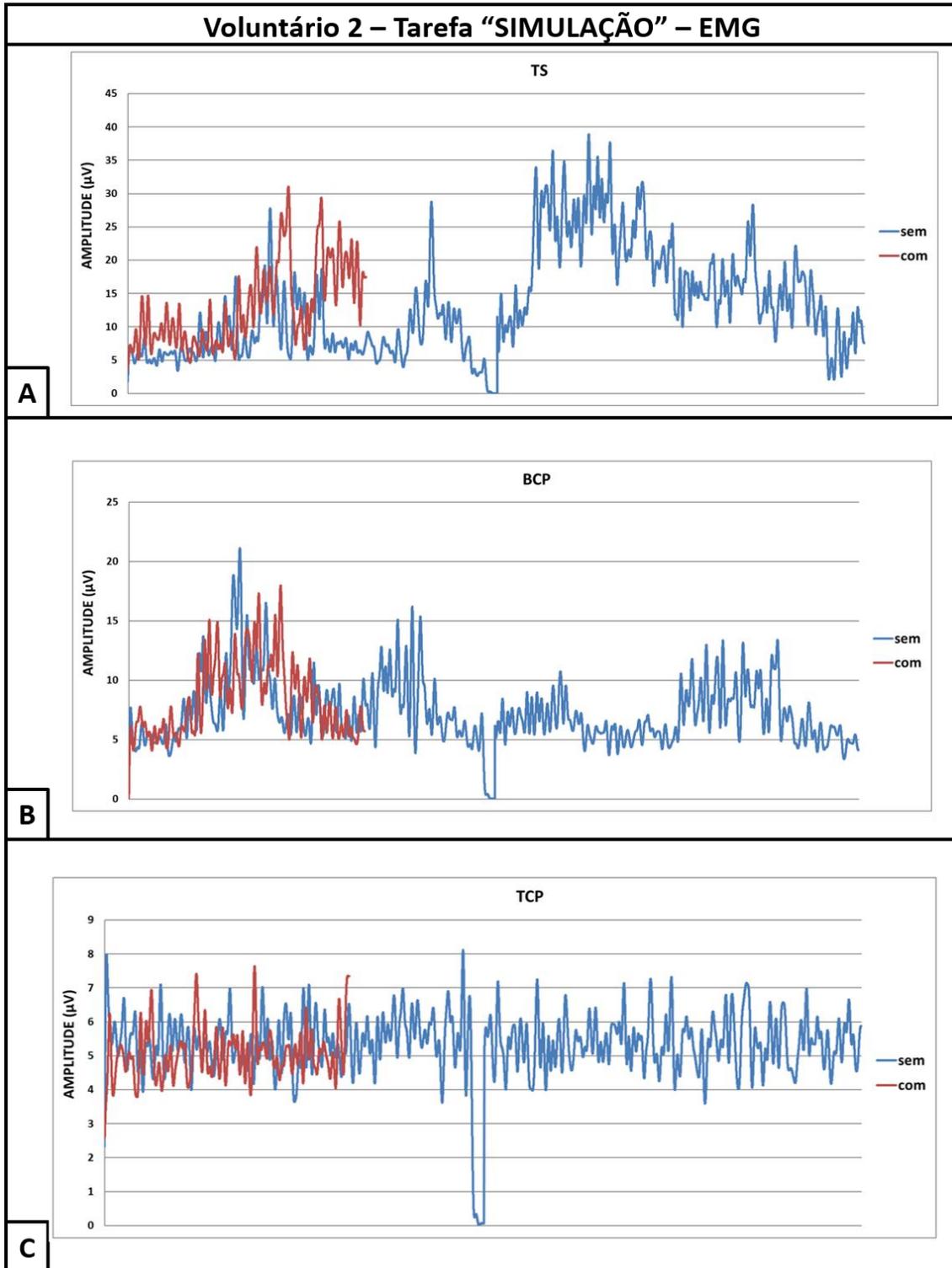


Figura 28. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "simulação". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

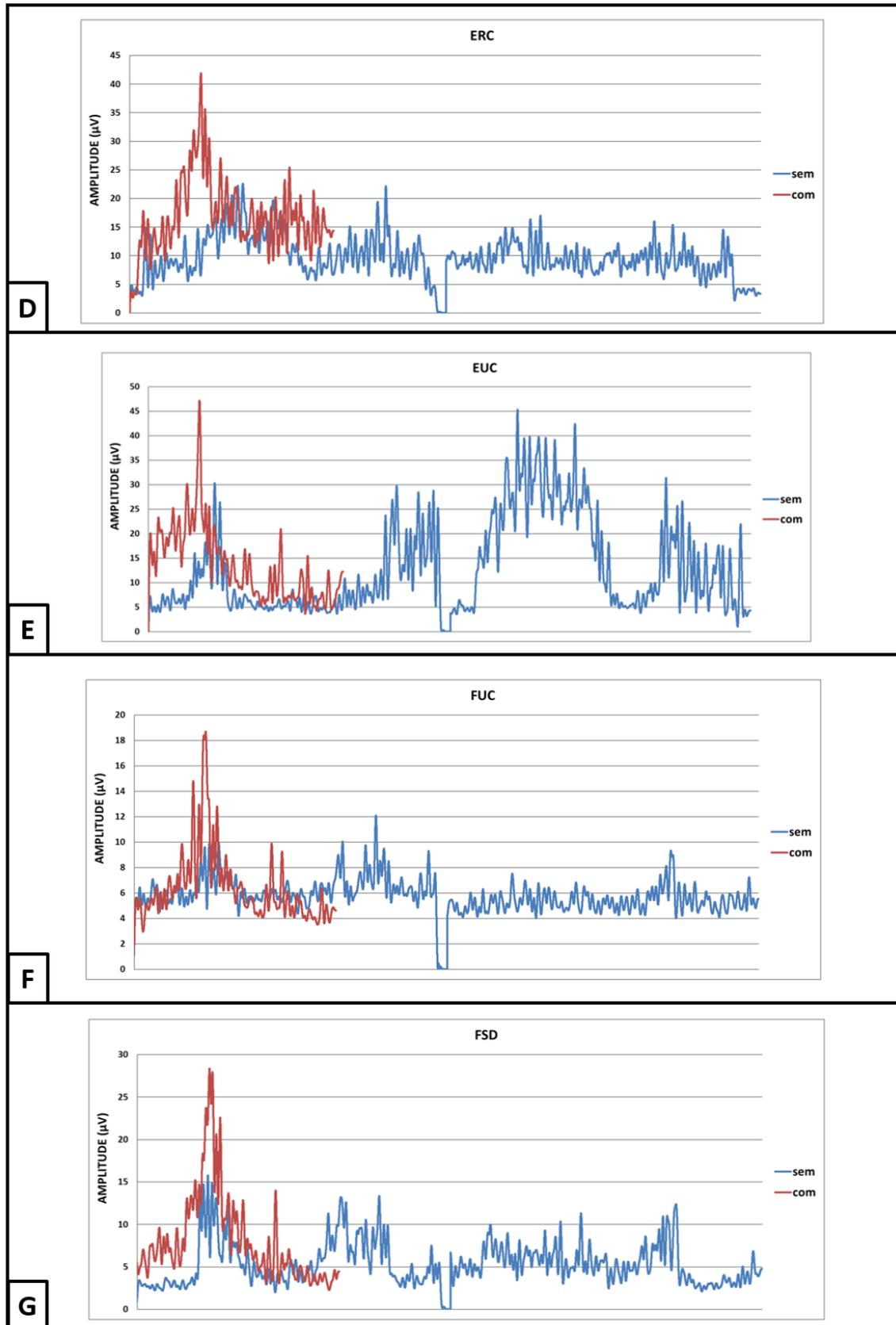


Figura 28 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 2, tarefa "simulação". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

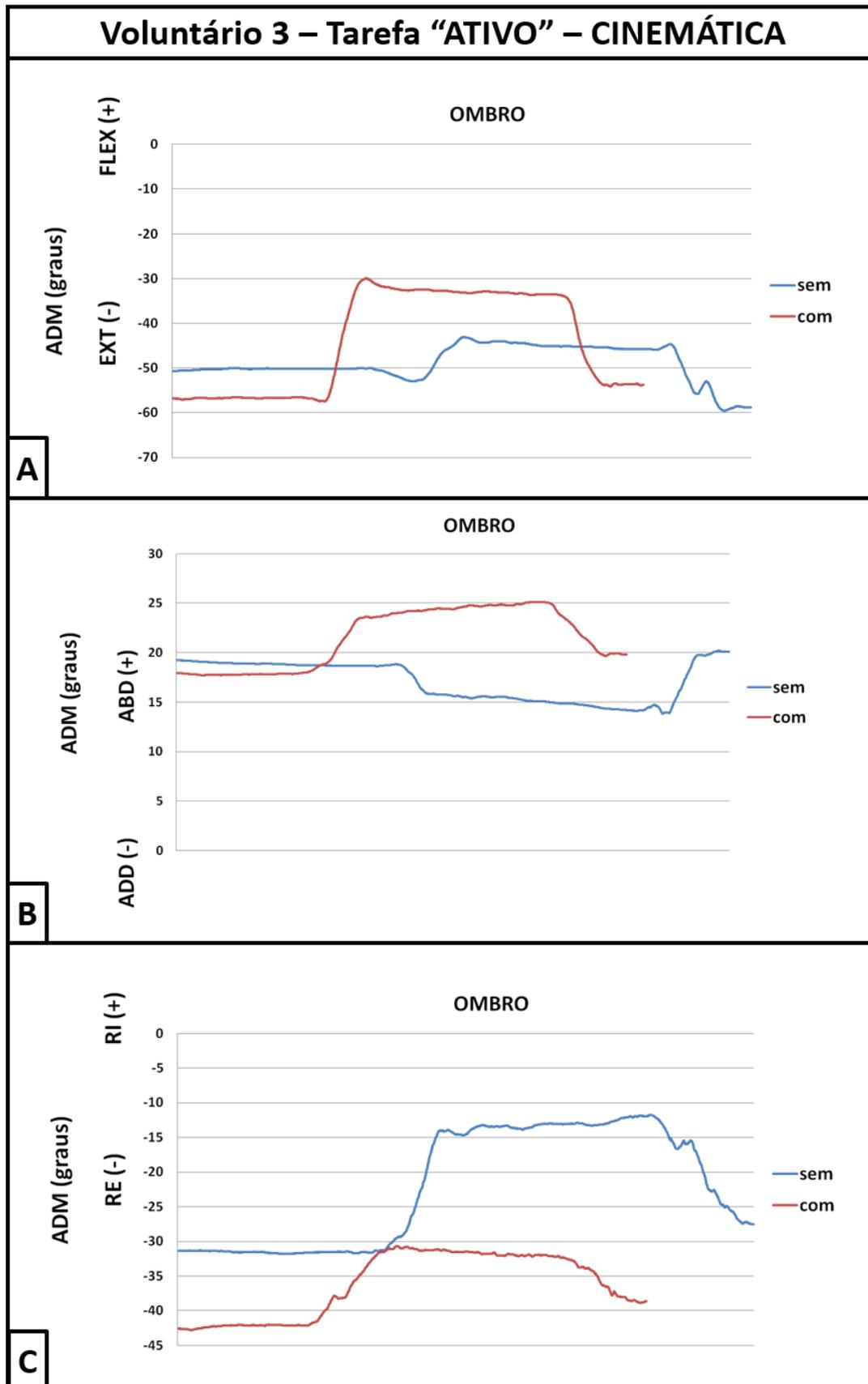


Figura 29. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "ativo". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

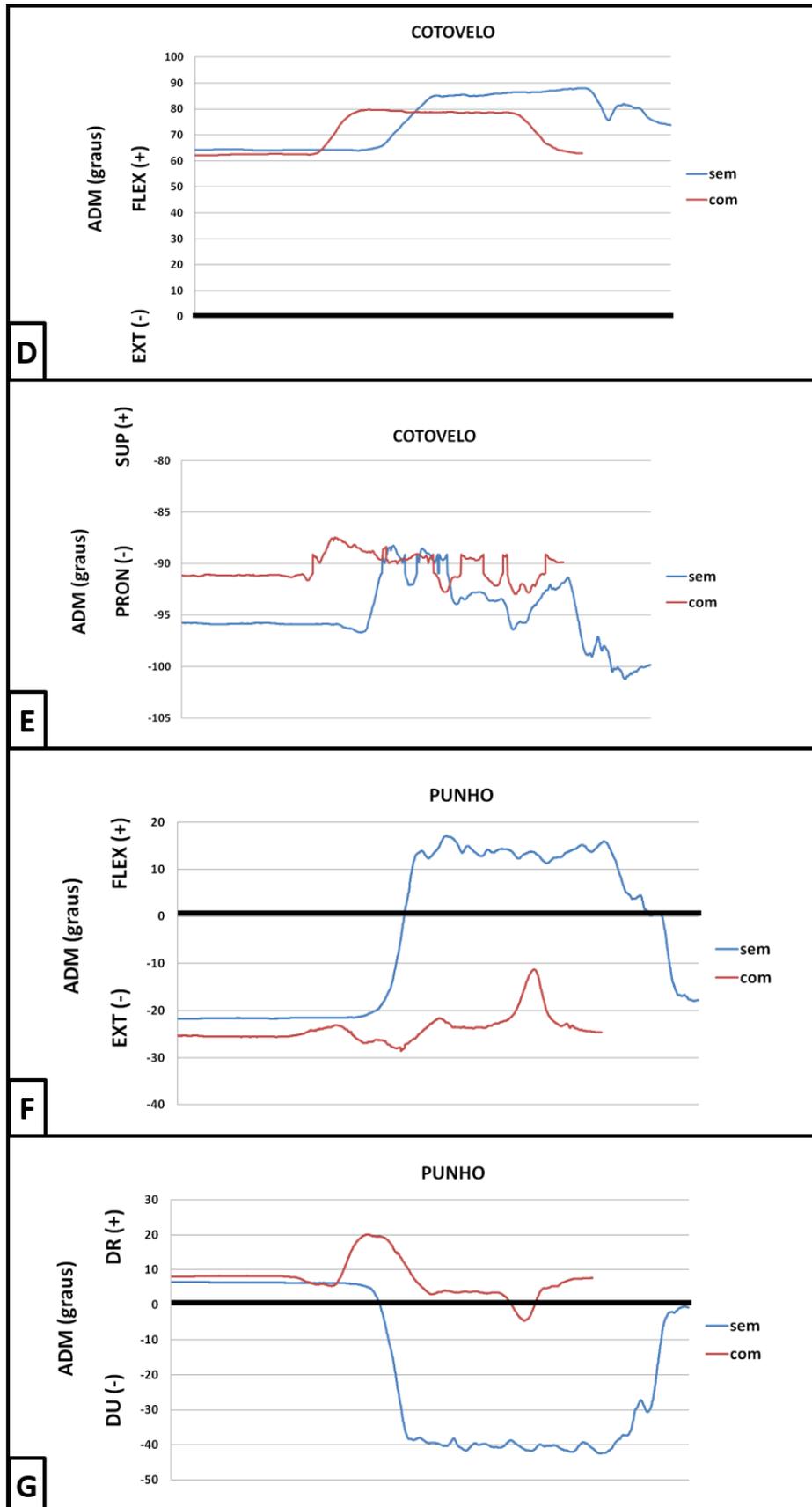


Figura 29 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "ativo". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

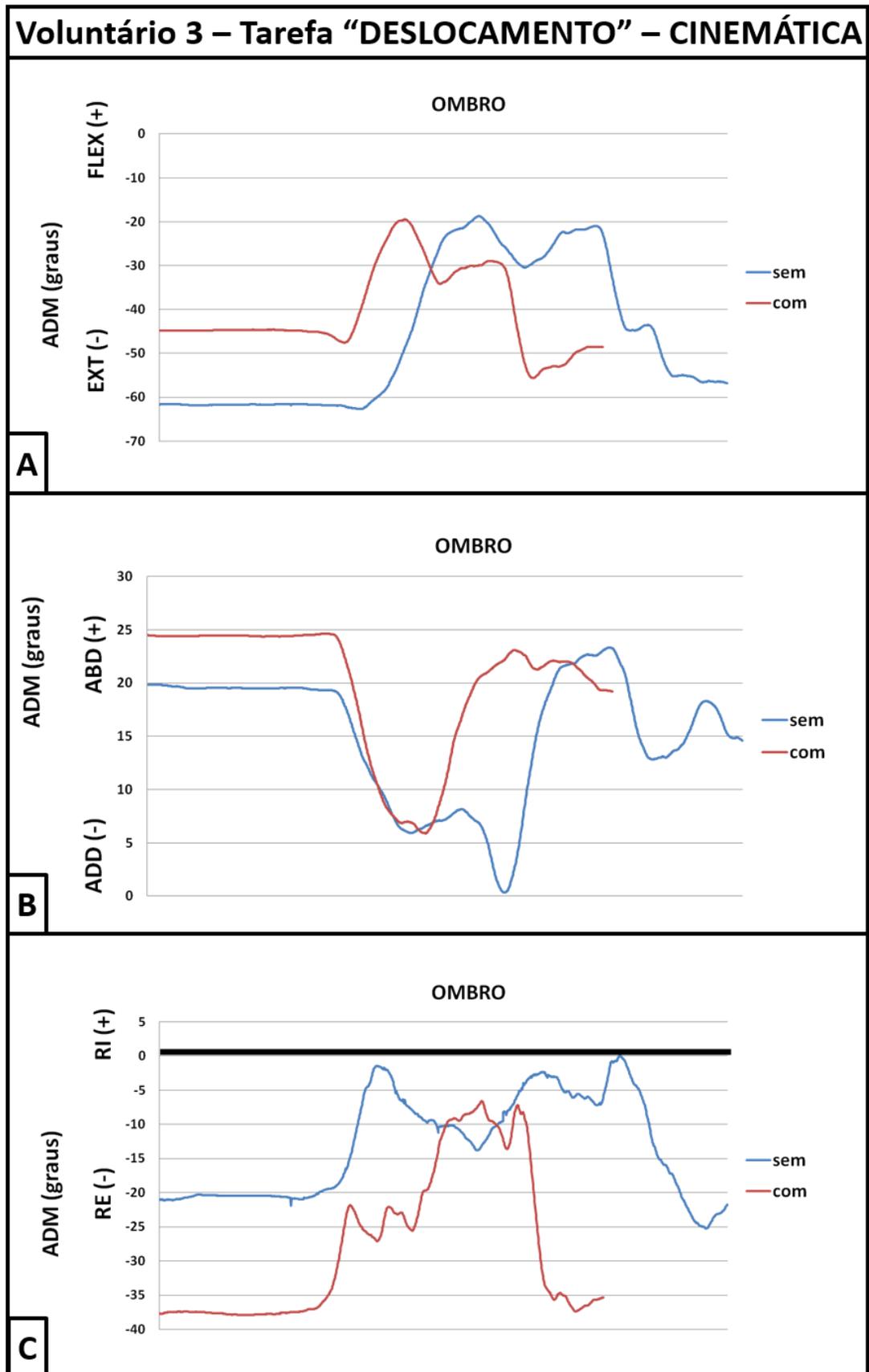


Figura 3 Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "deslocamento". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

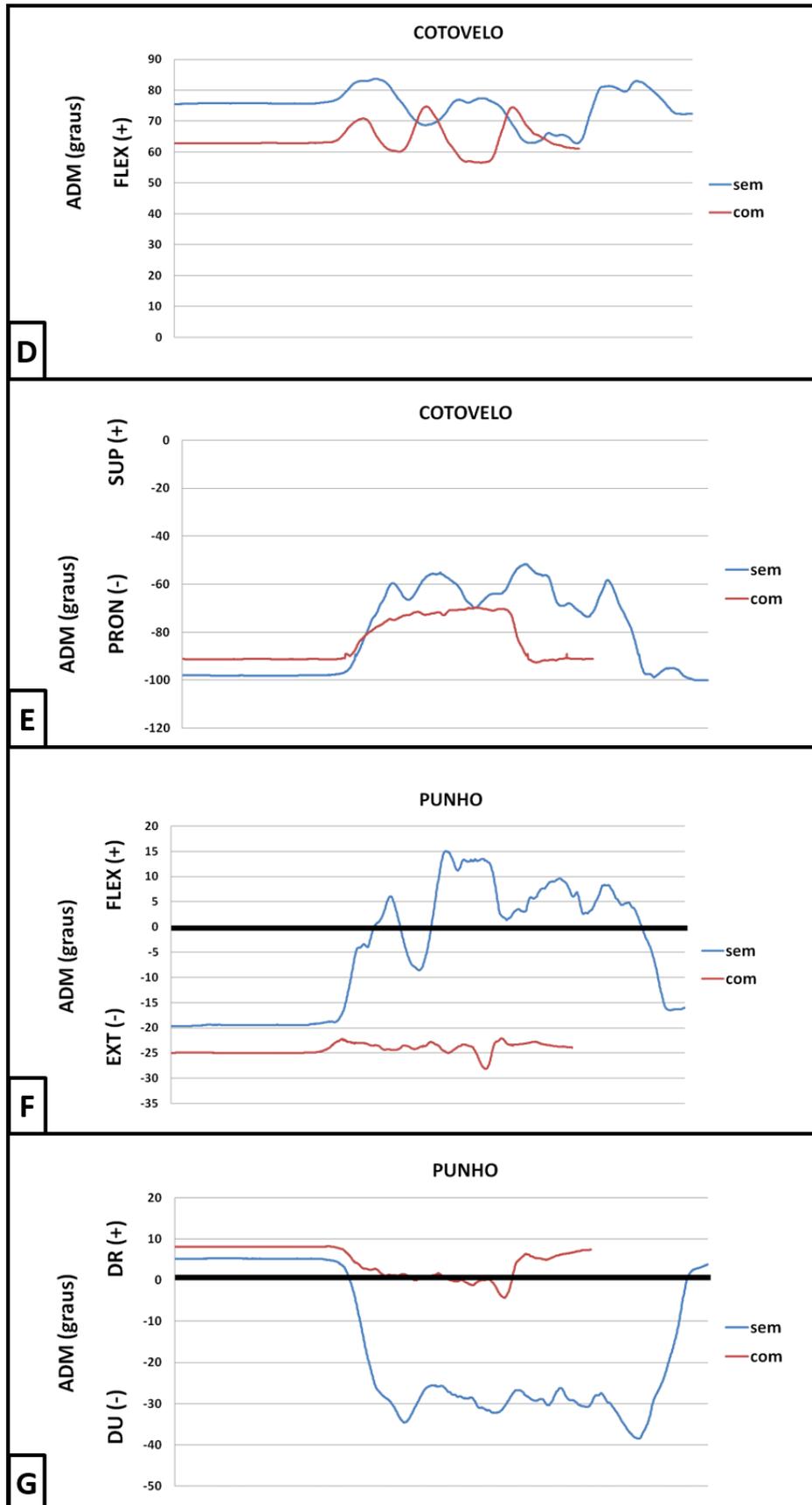


Figura 30 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "deslocamento". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

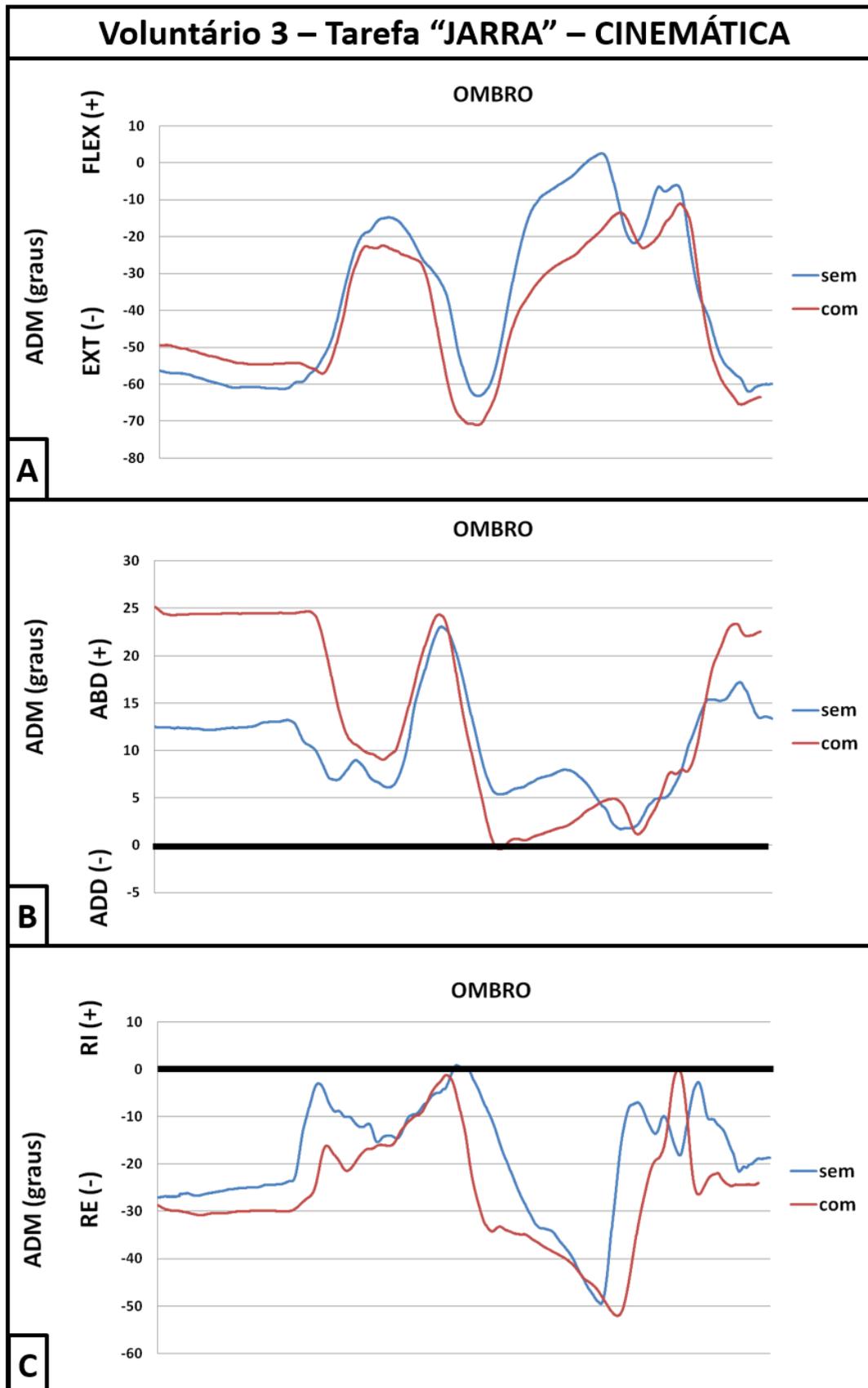


Figura 31. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "jarra". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

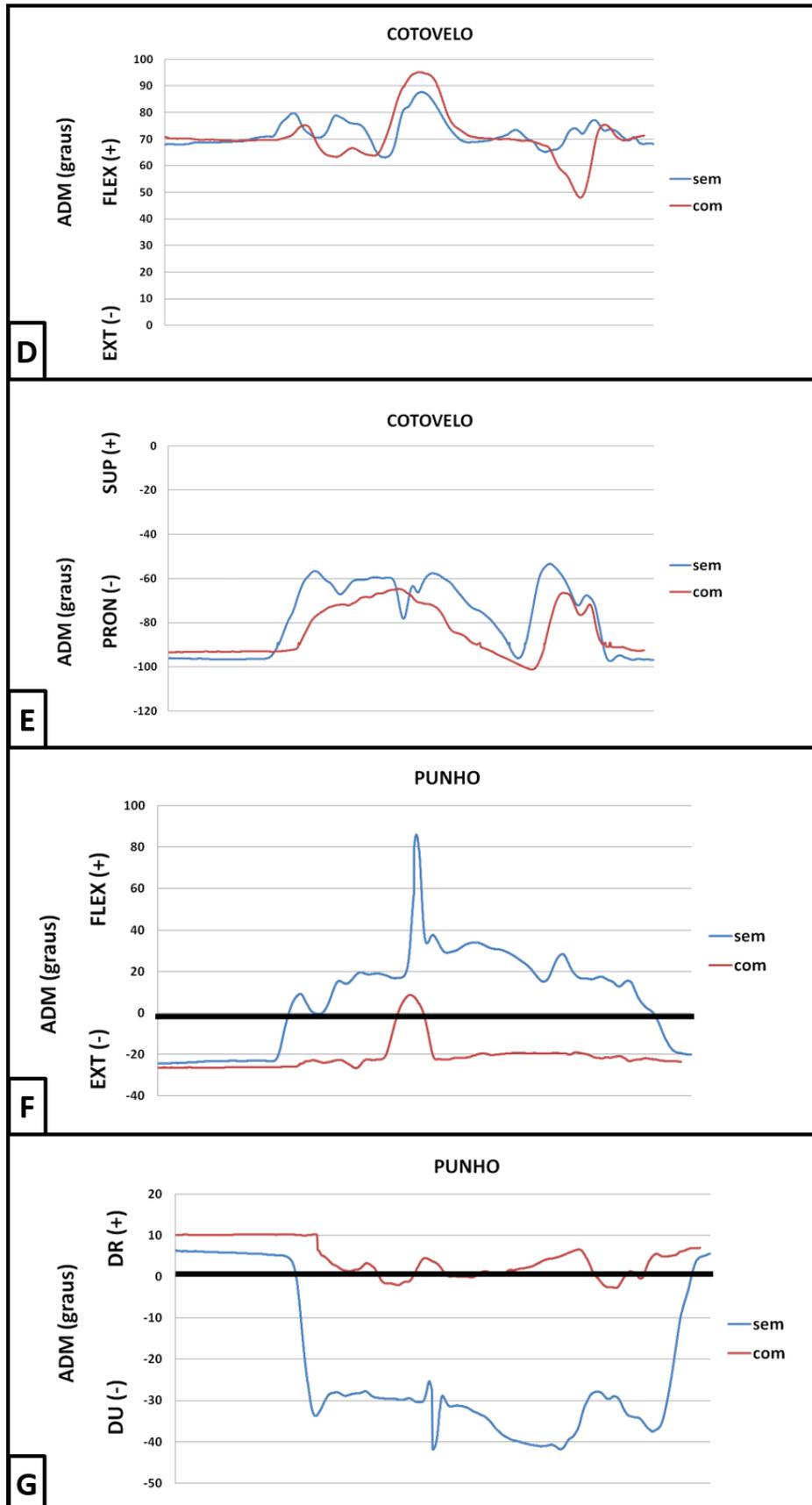


Figura 31 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "jarra". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

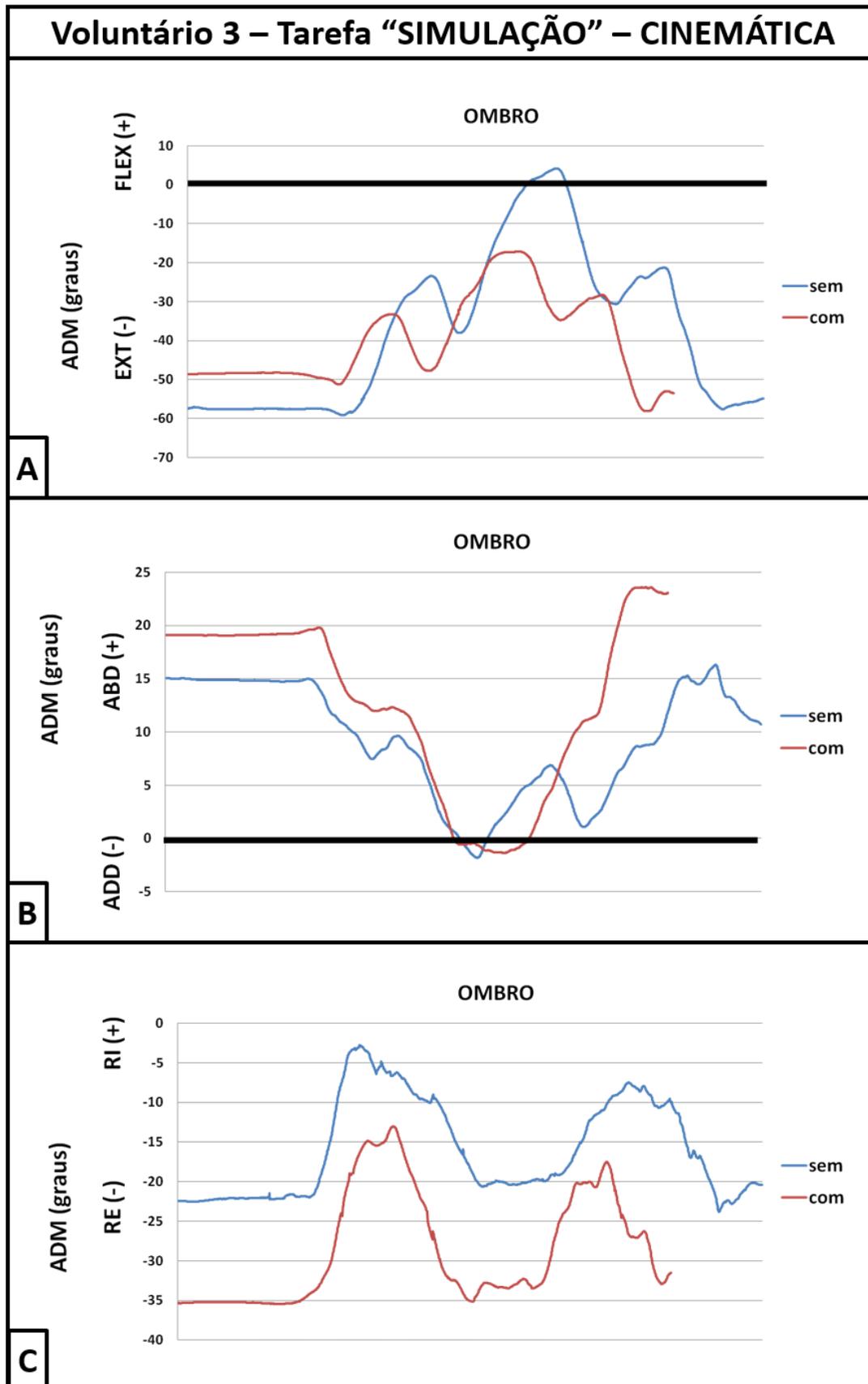


Figura 32. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "simulação". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

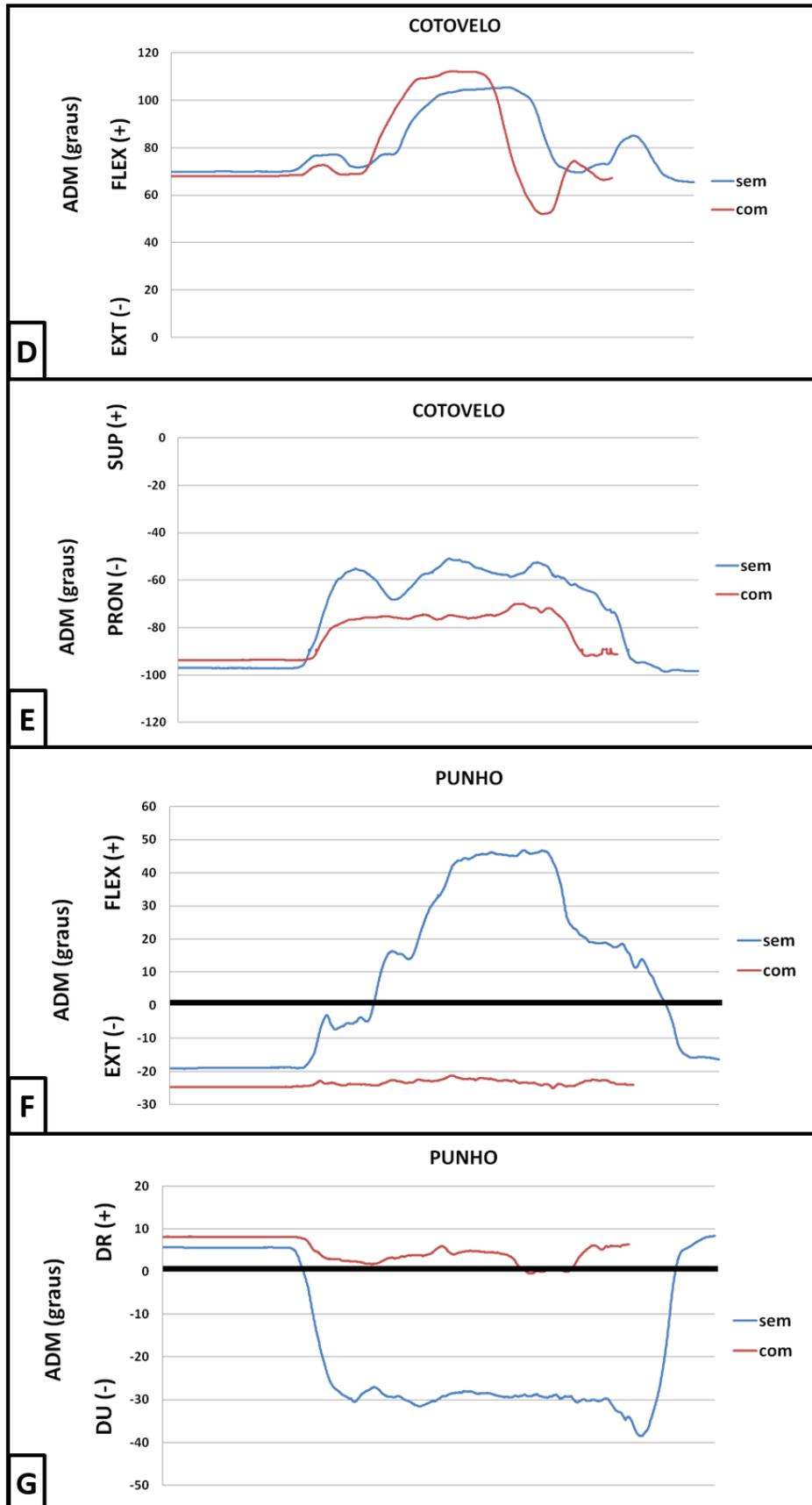


Figura 32 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "simulação". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

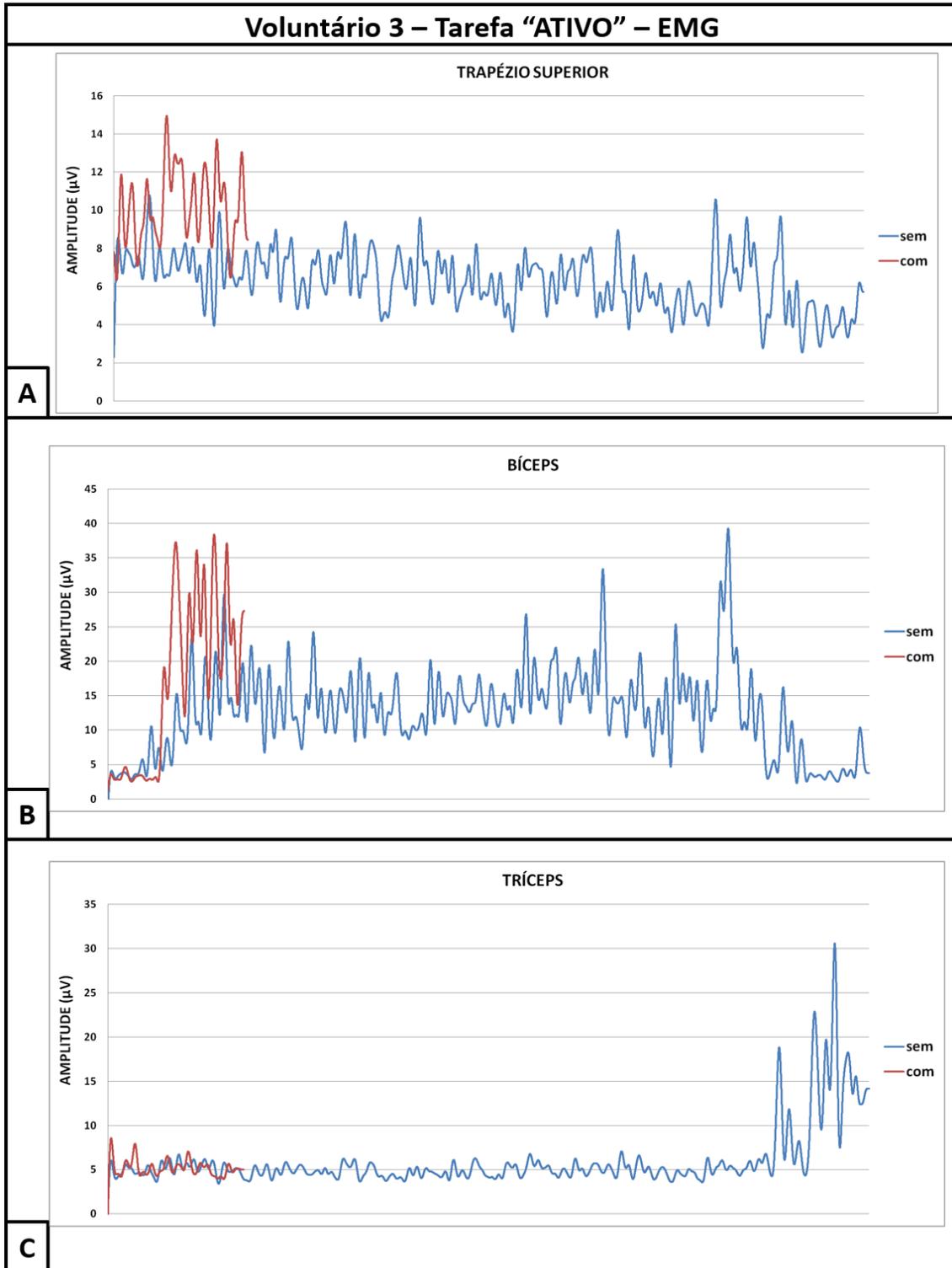


Figura 33. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "ativo". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

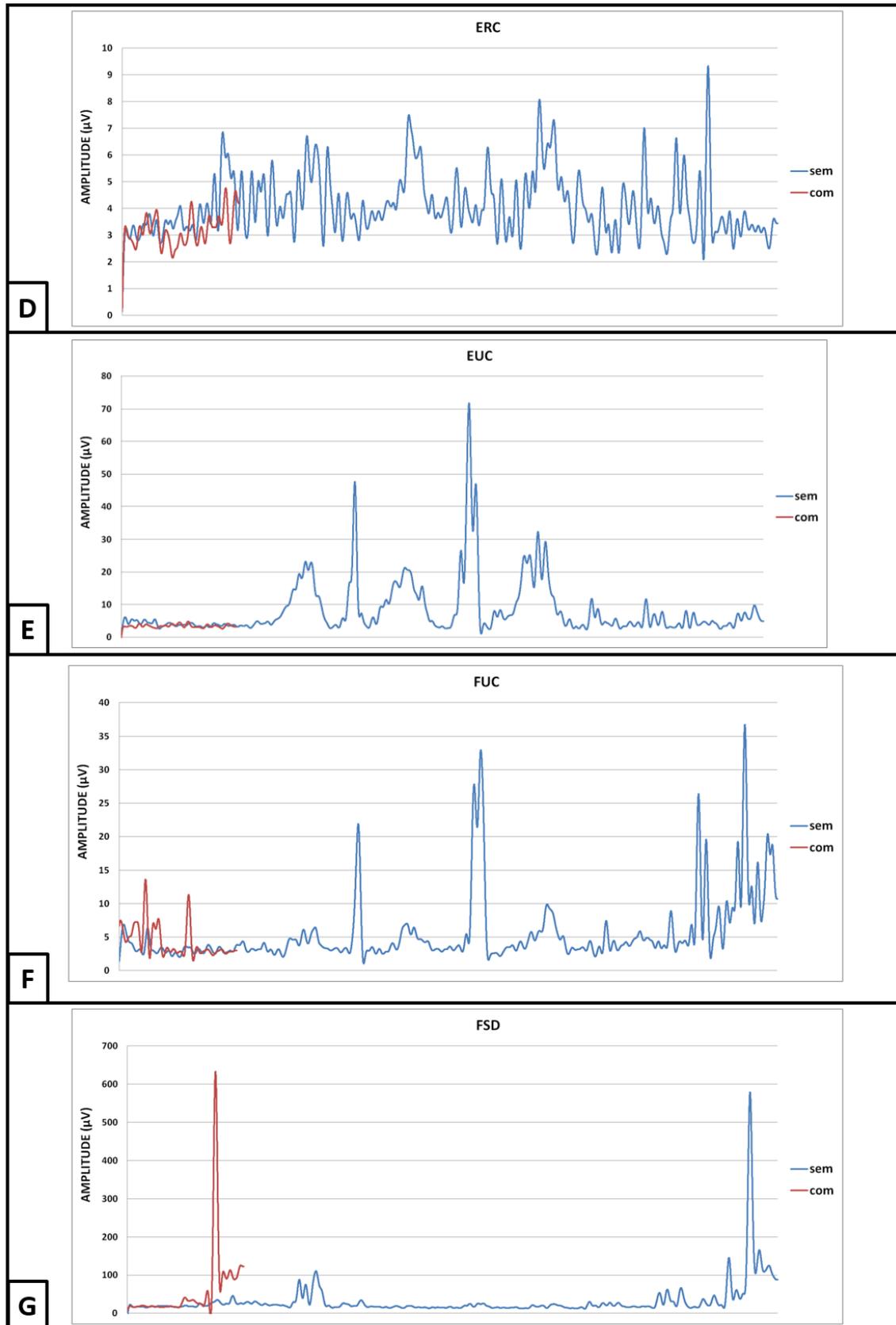


Figura 33 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "ativo". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

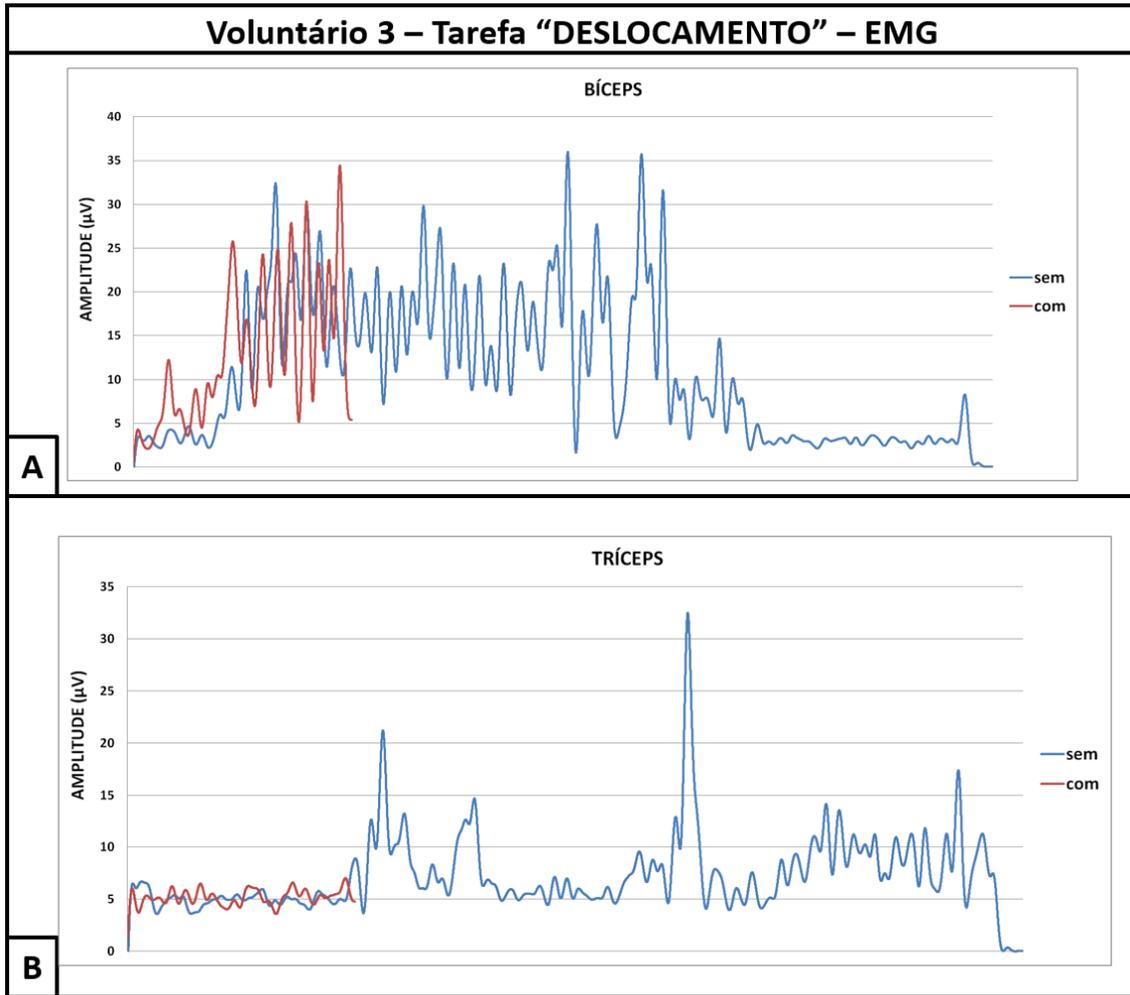


Figura 34. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "deslocamento". BCP= bíceps; TCP = tríceps.

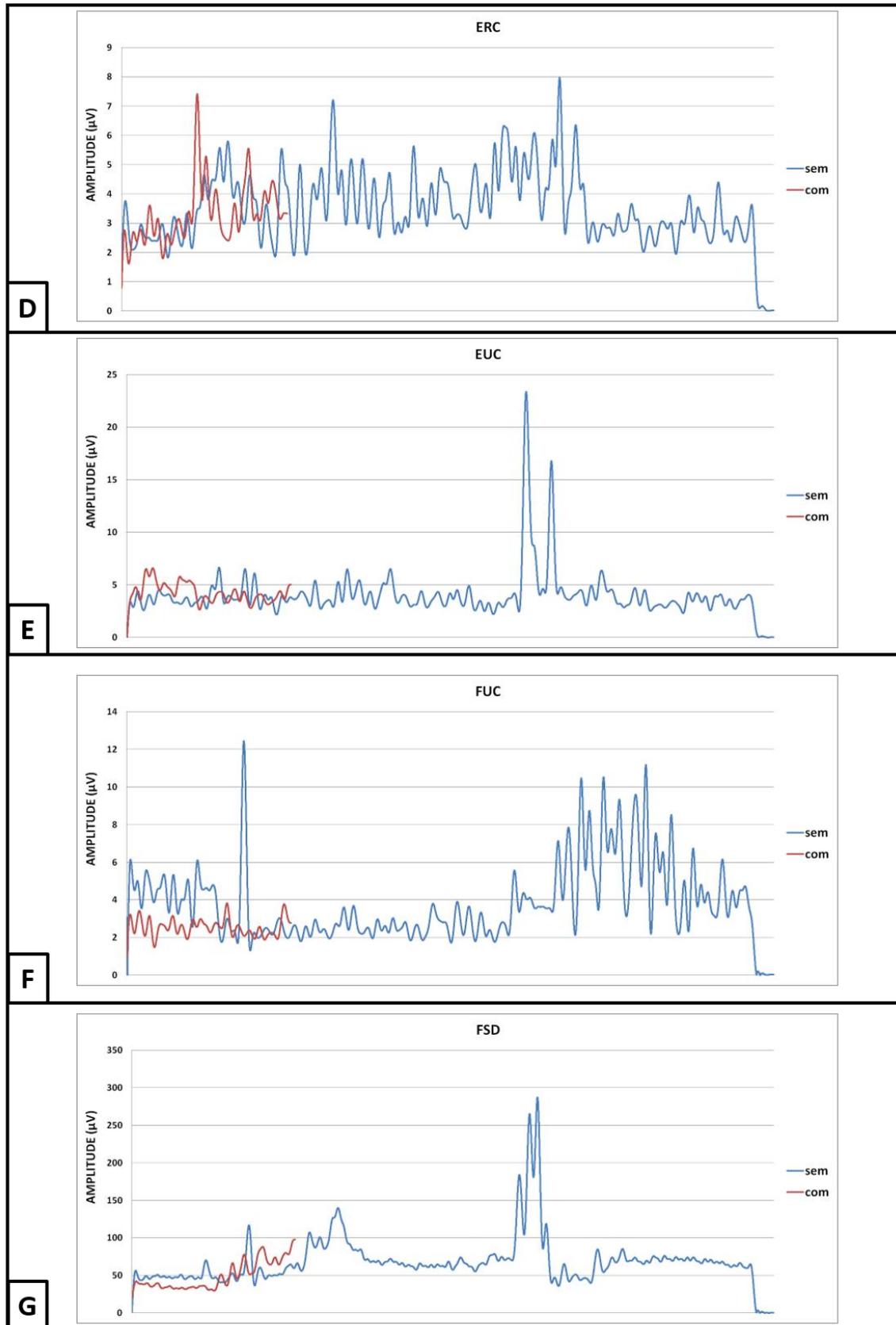


Figura 34 (cont). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "deslocamento". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

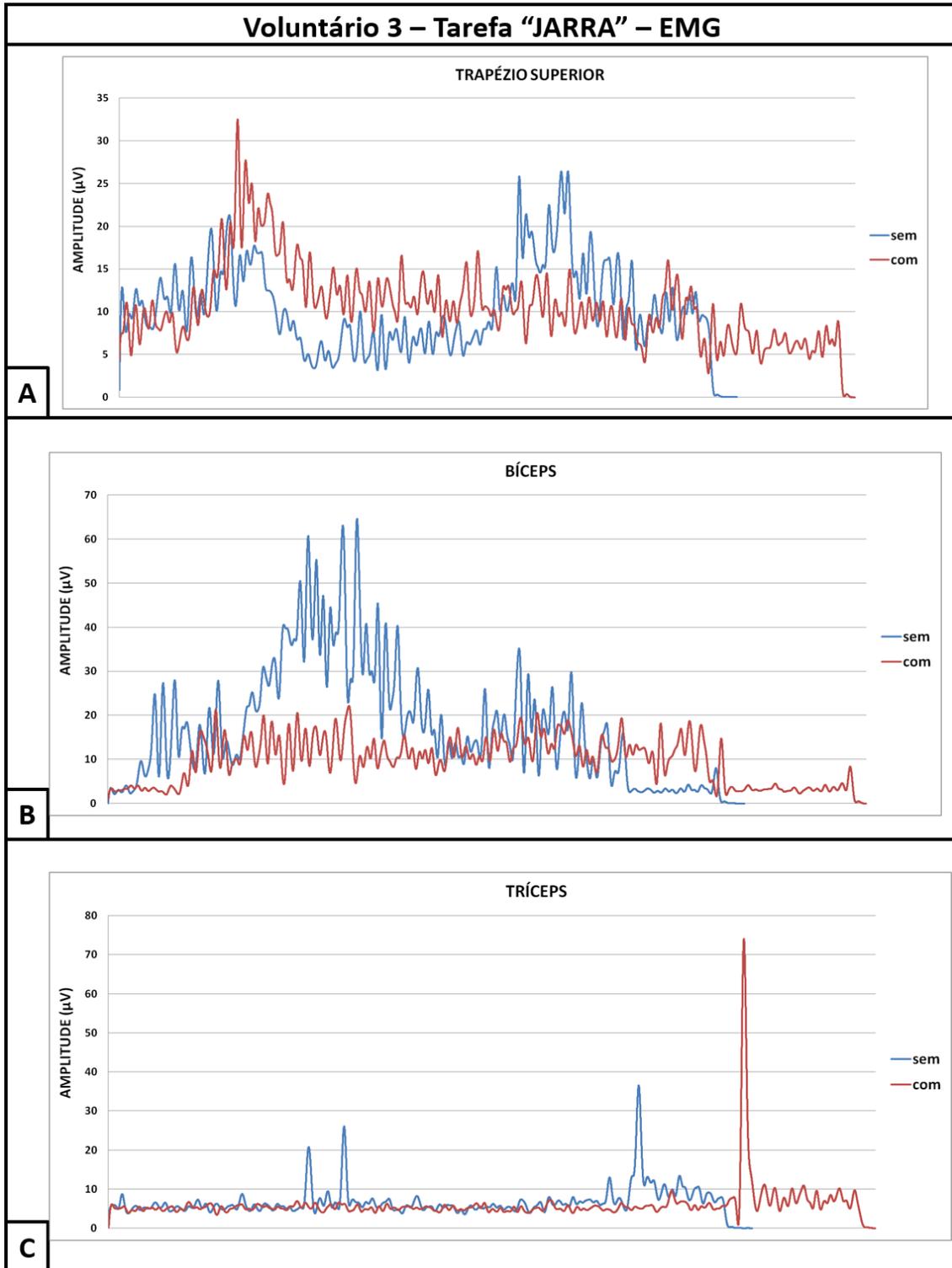


Figura 35. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "jarra". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

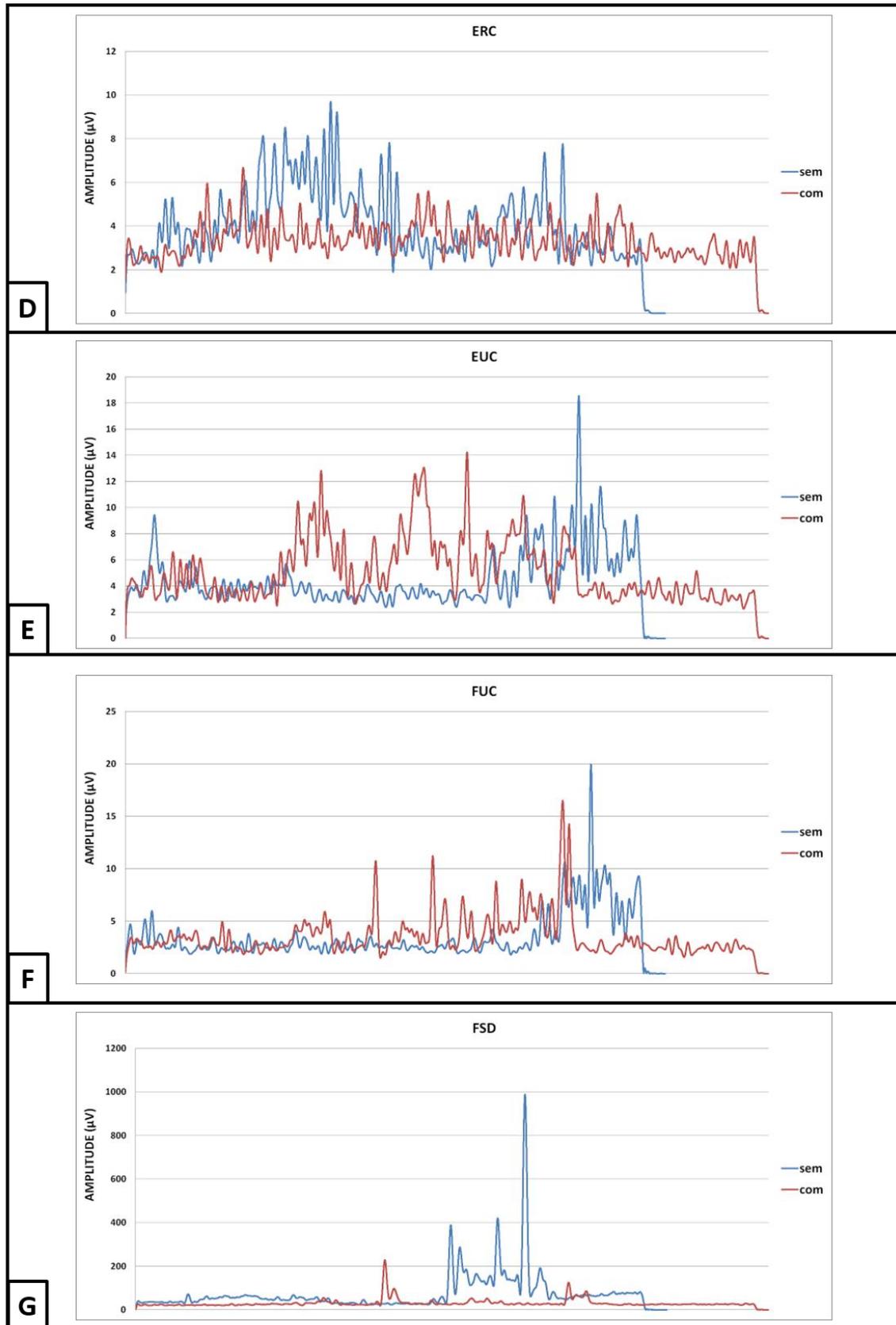


Figura 35 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "jarra". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

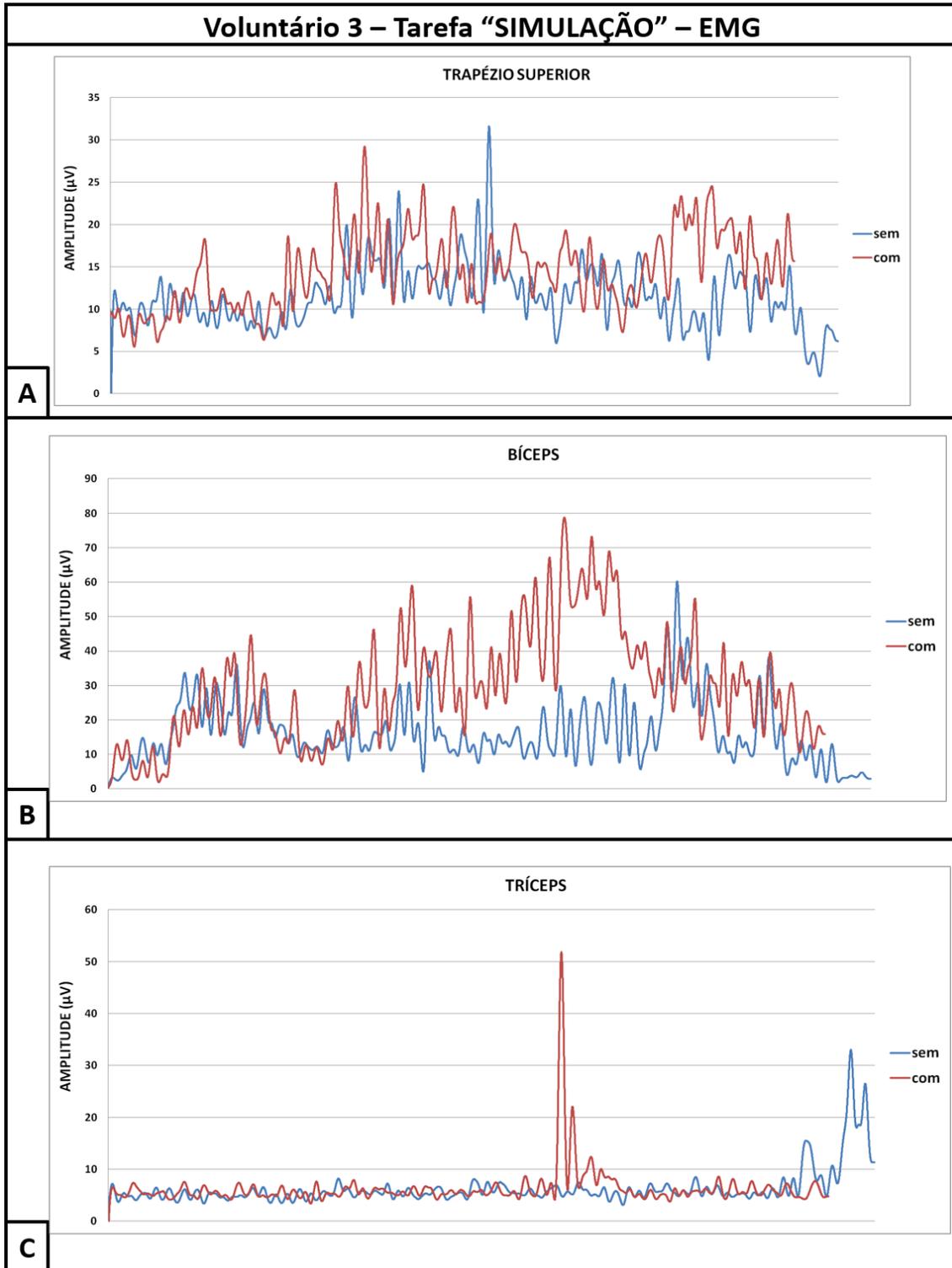


Figura 36. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "simulação". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

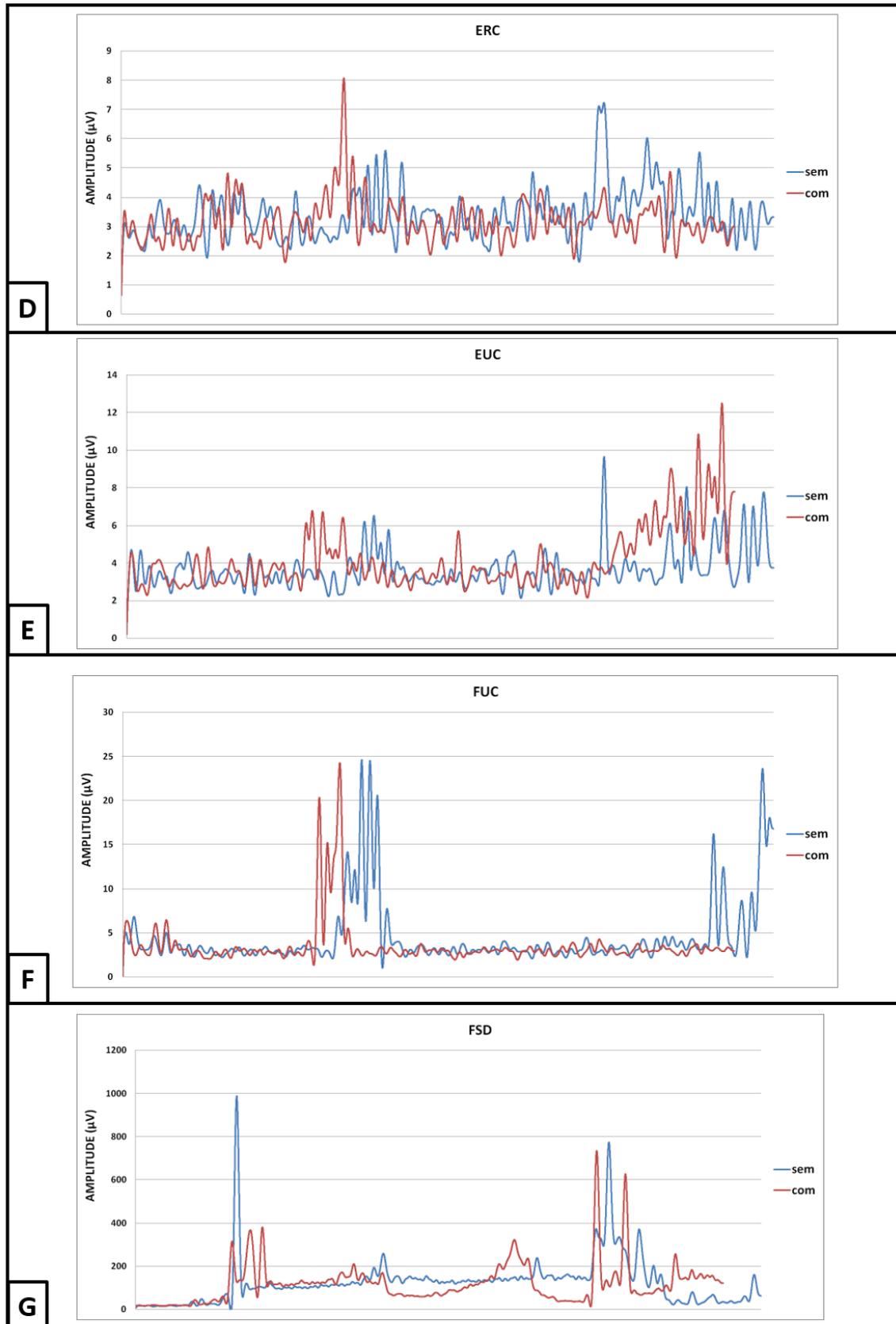


Figura 36 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com e sem a órtese, voluntário 3, tarefa "simulação". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

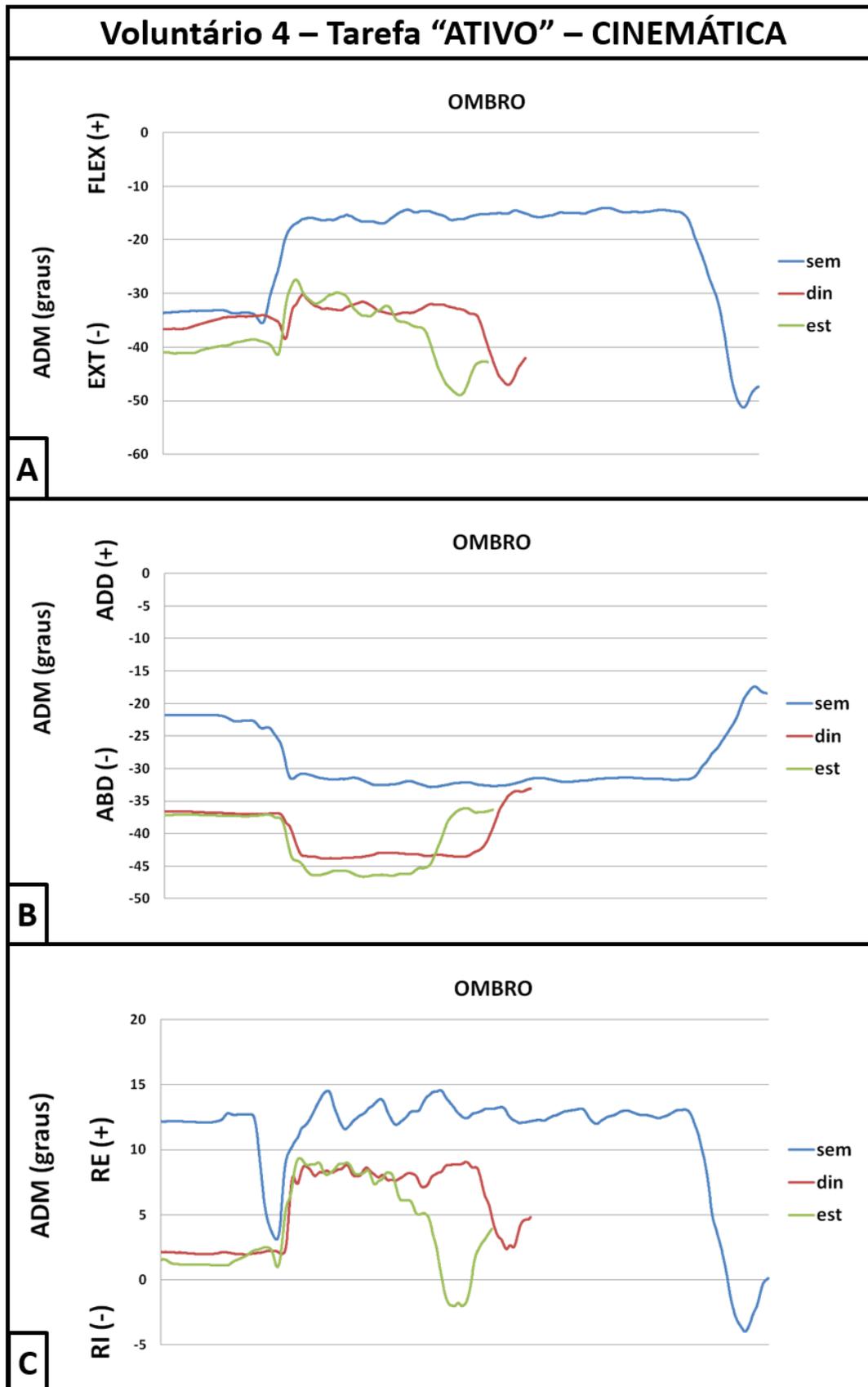


Figura 37. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "ativo". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

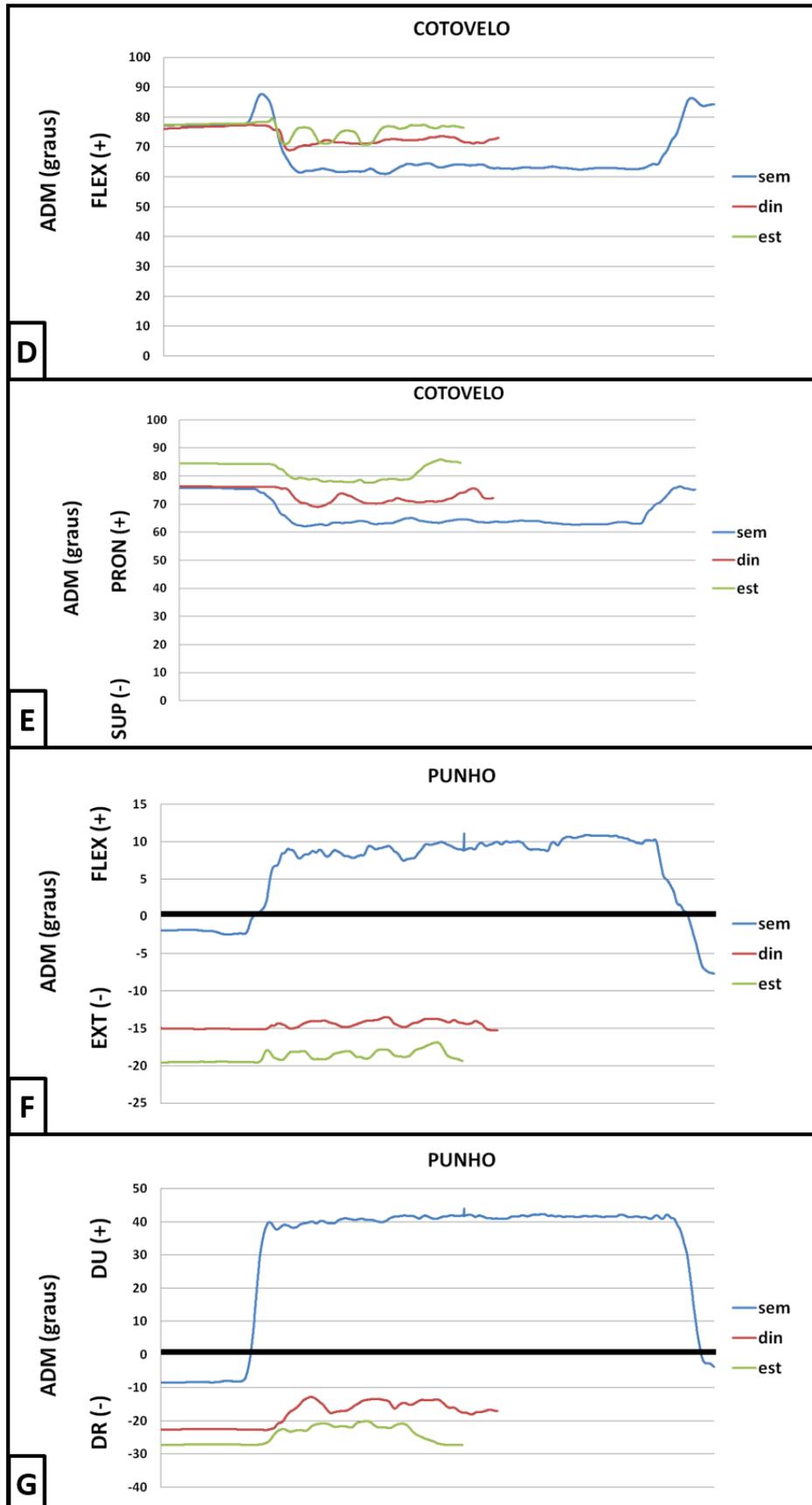


Figura 37 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "ativo". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

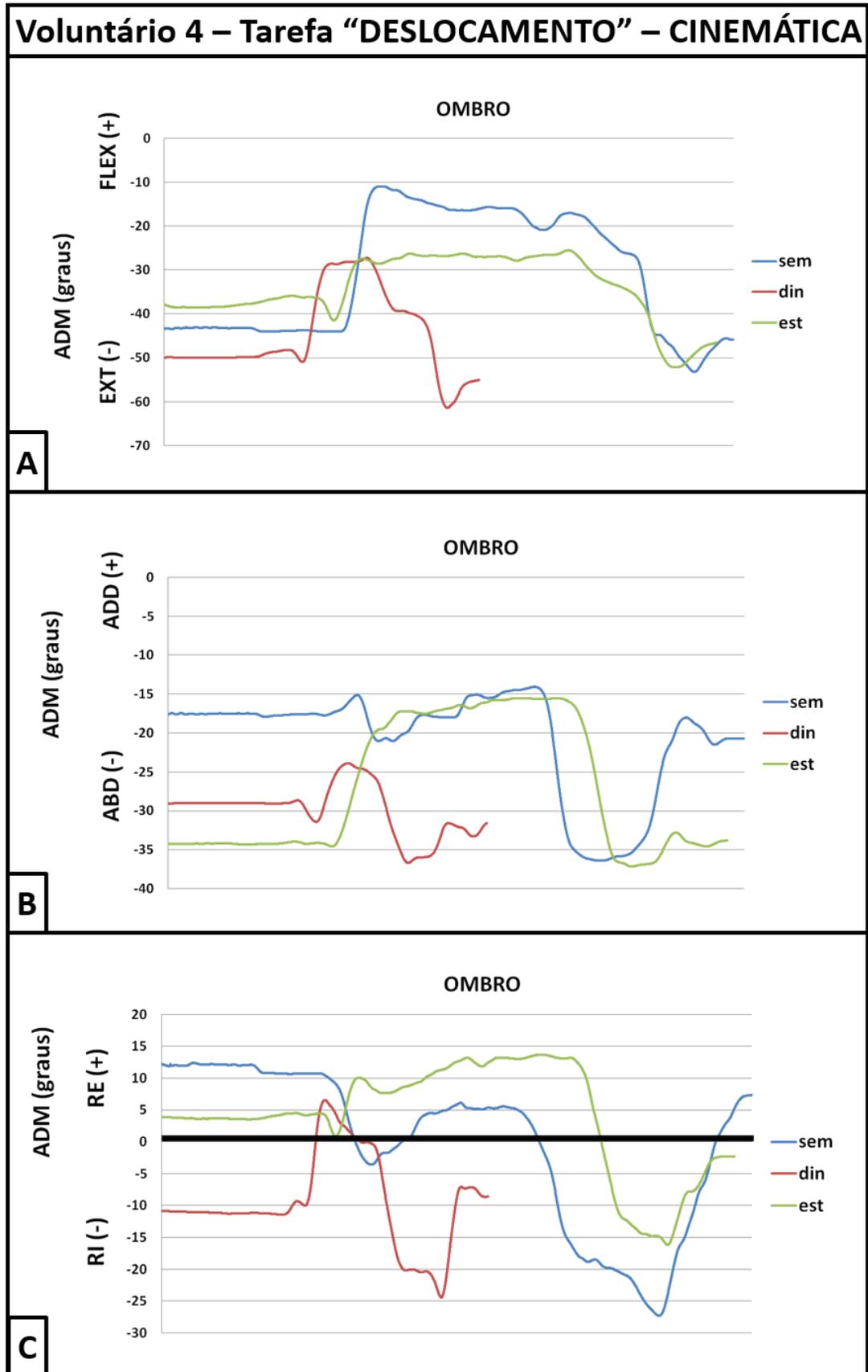


Figura 38. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "deslocamento". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

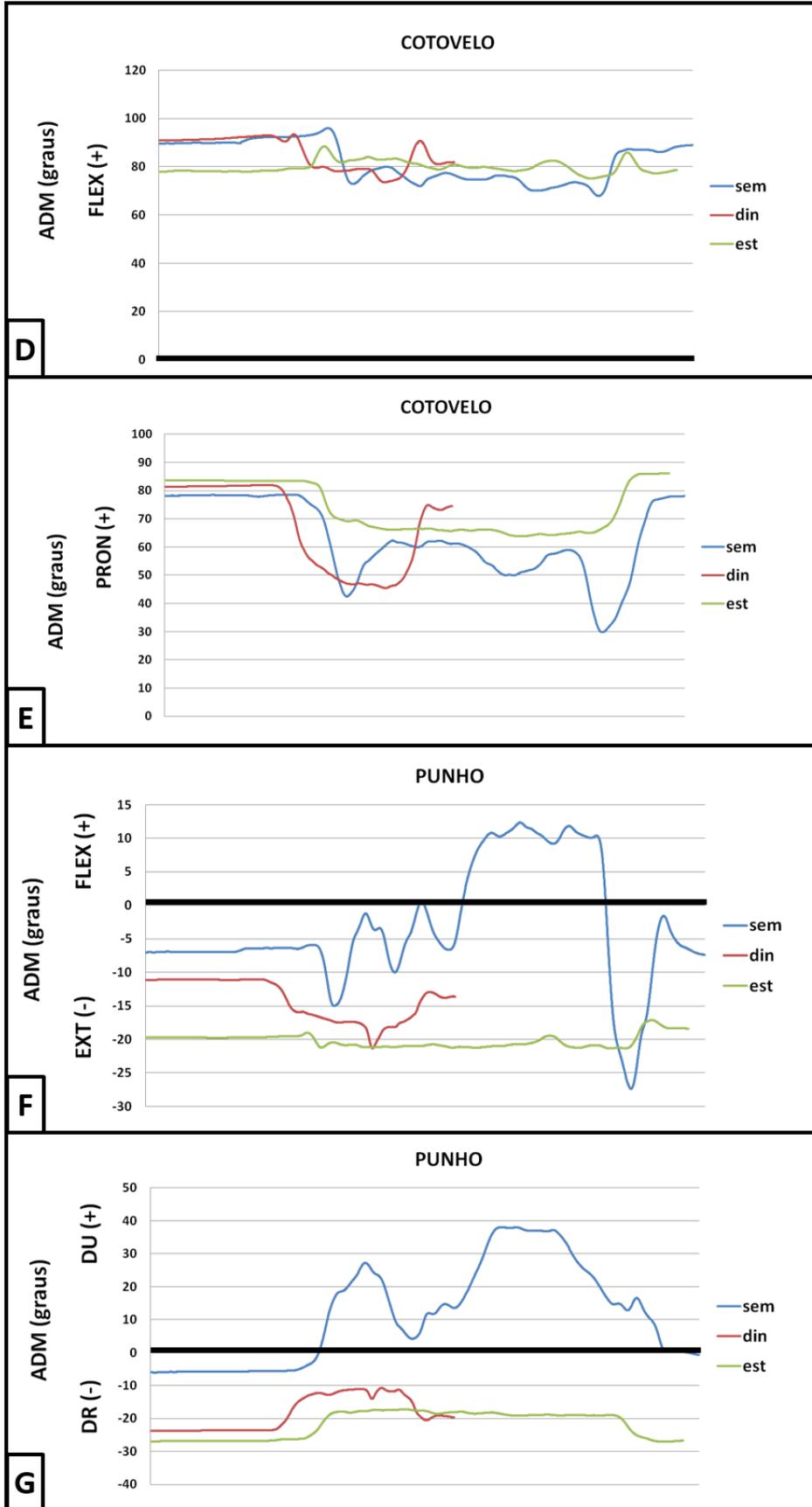


Figura 38 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "deslocamento". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

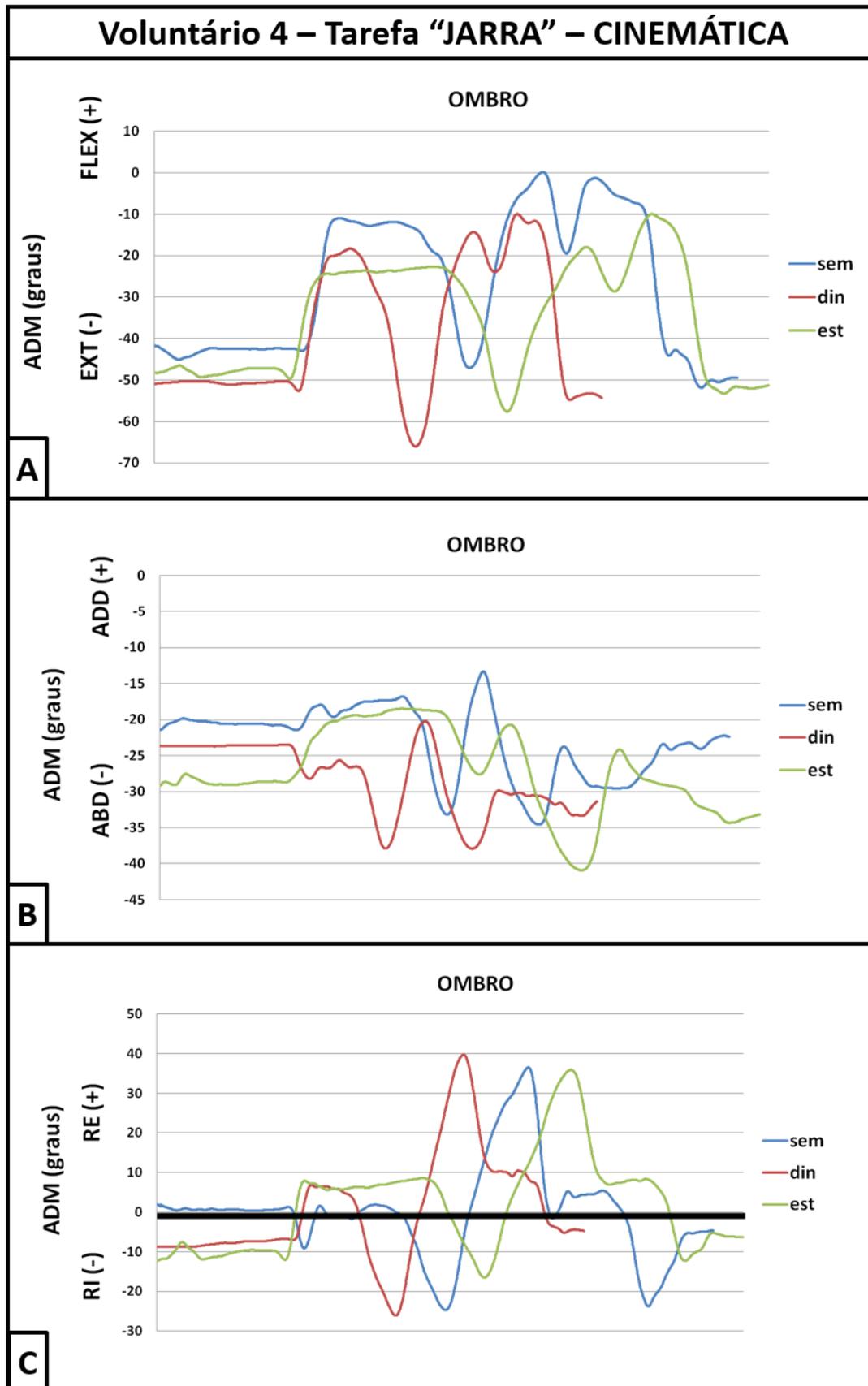


Figura 39. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "jarra". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

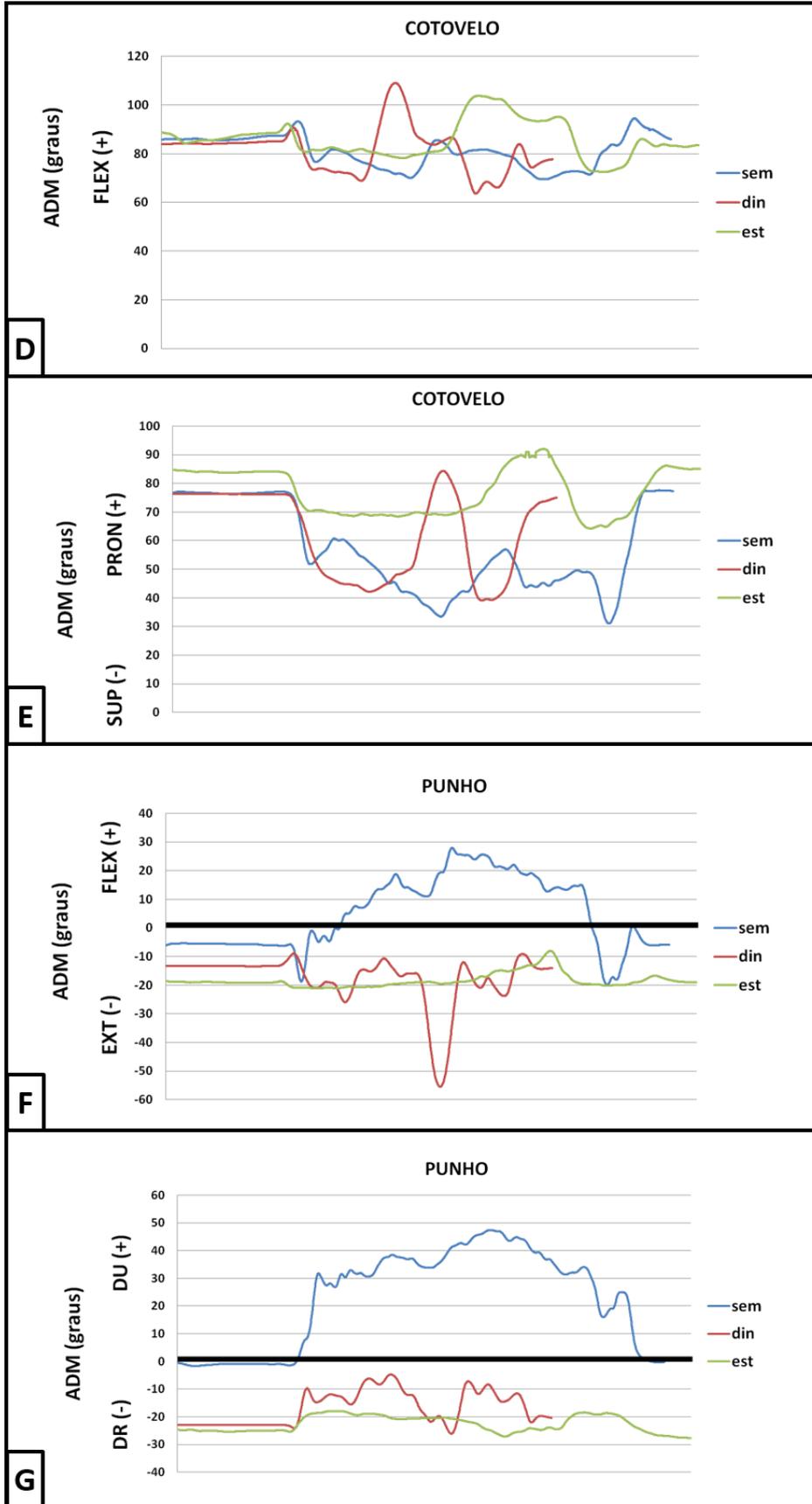


Figura 39 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "jarra". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

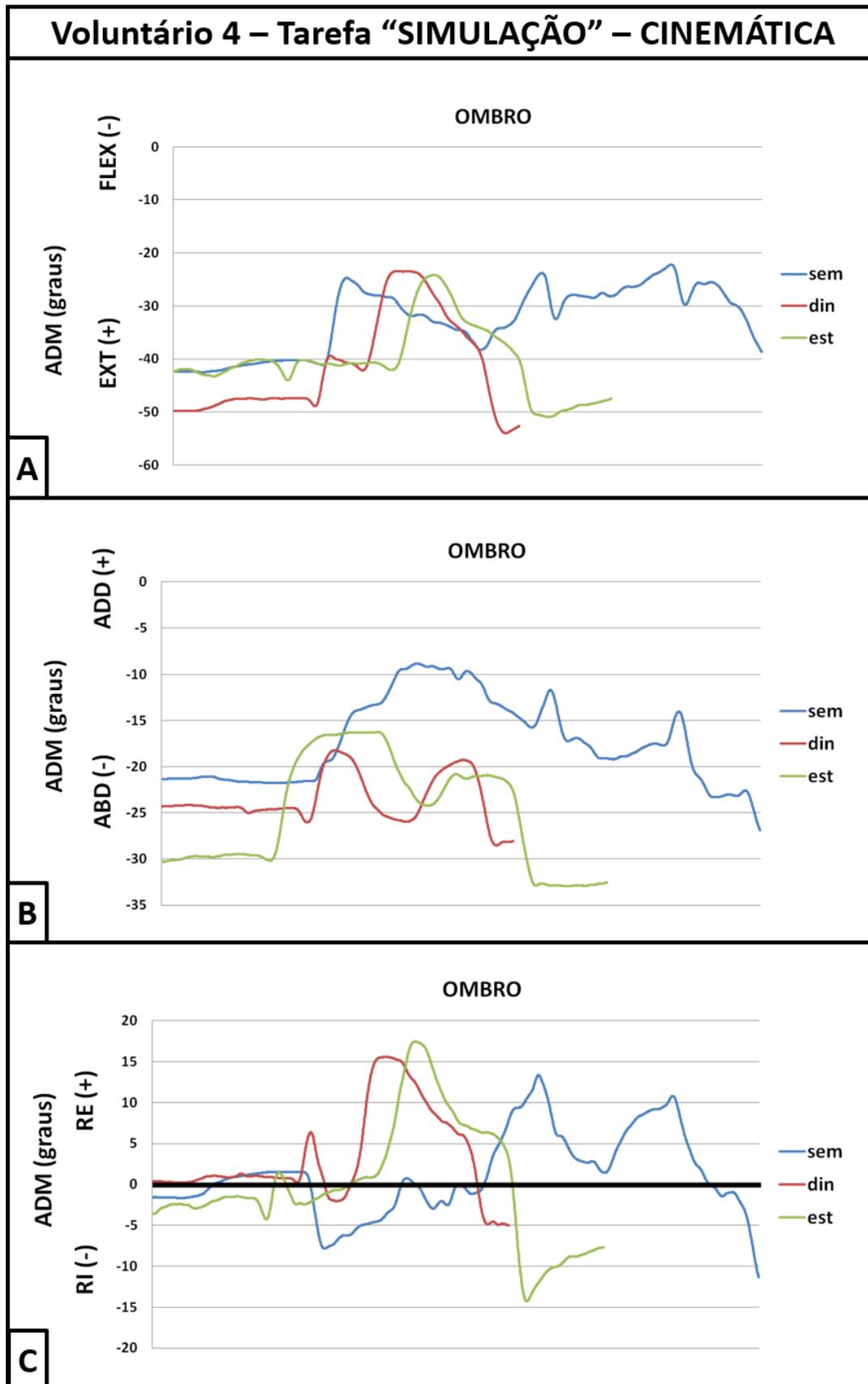


Figura 40. Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "simulação". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; ABD= abdução; ADD= adução; RE= rotação externa; RI= rotação interna.

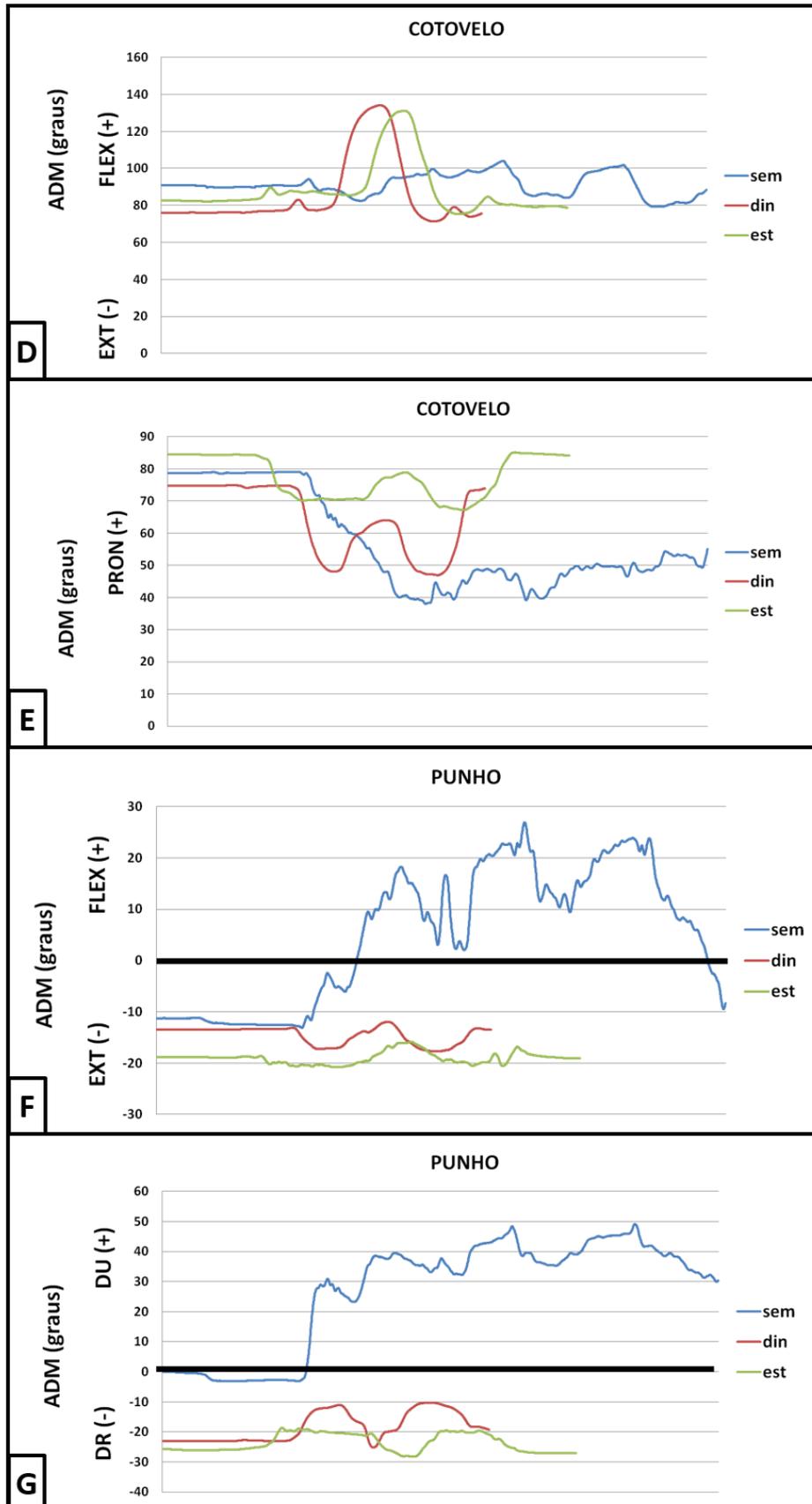


Figura 40 (cont.). Amplitude de movimento ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "simulação". ADM = amplitude de movimento; FLEX= flexão; EXT= extensão; PRON= pronação; SUP= supinação; DU= desvio ulnar; DR= desvio radial.

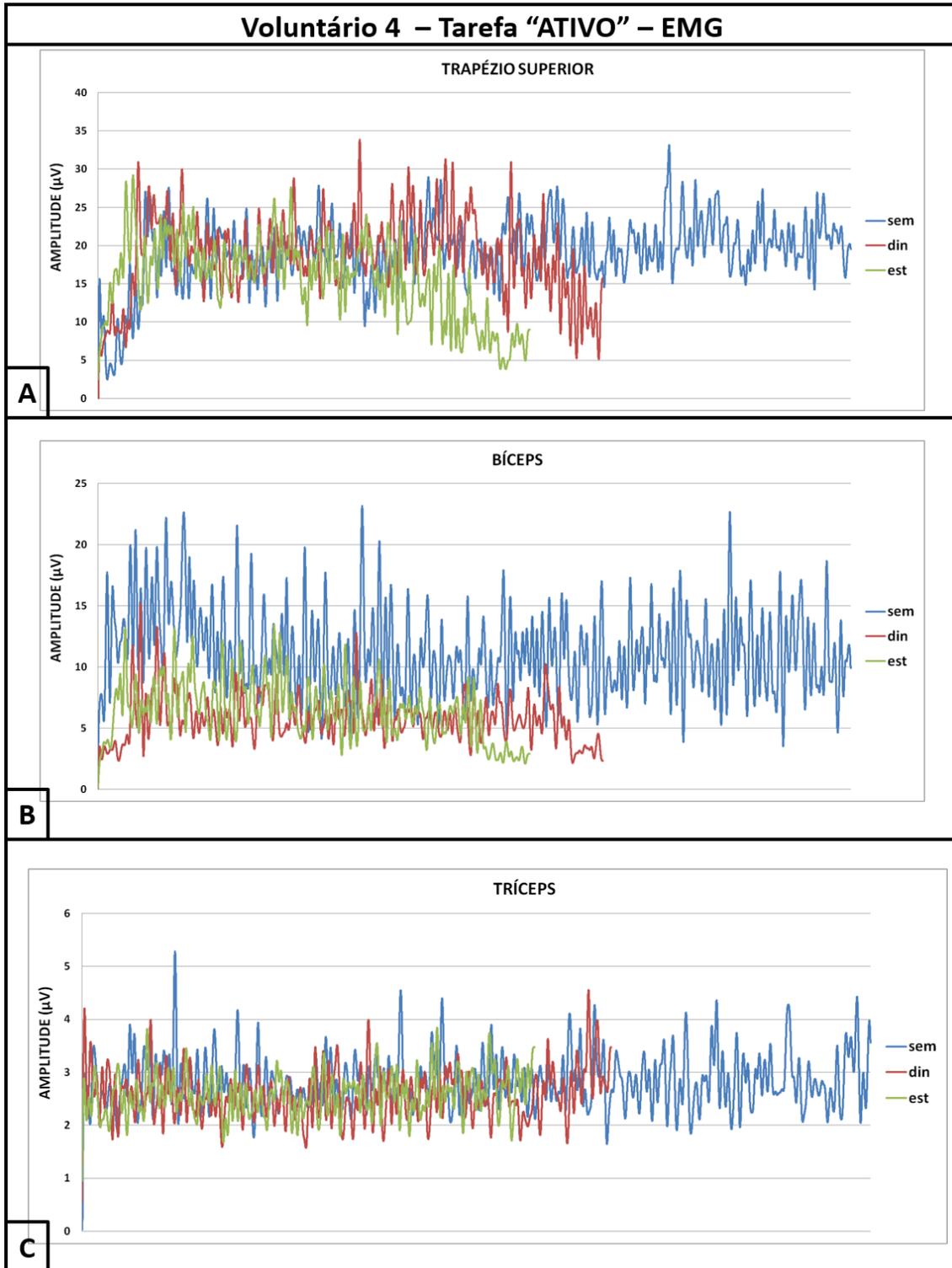


Figura 41. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "ativo". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

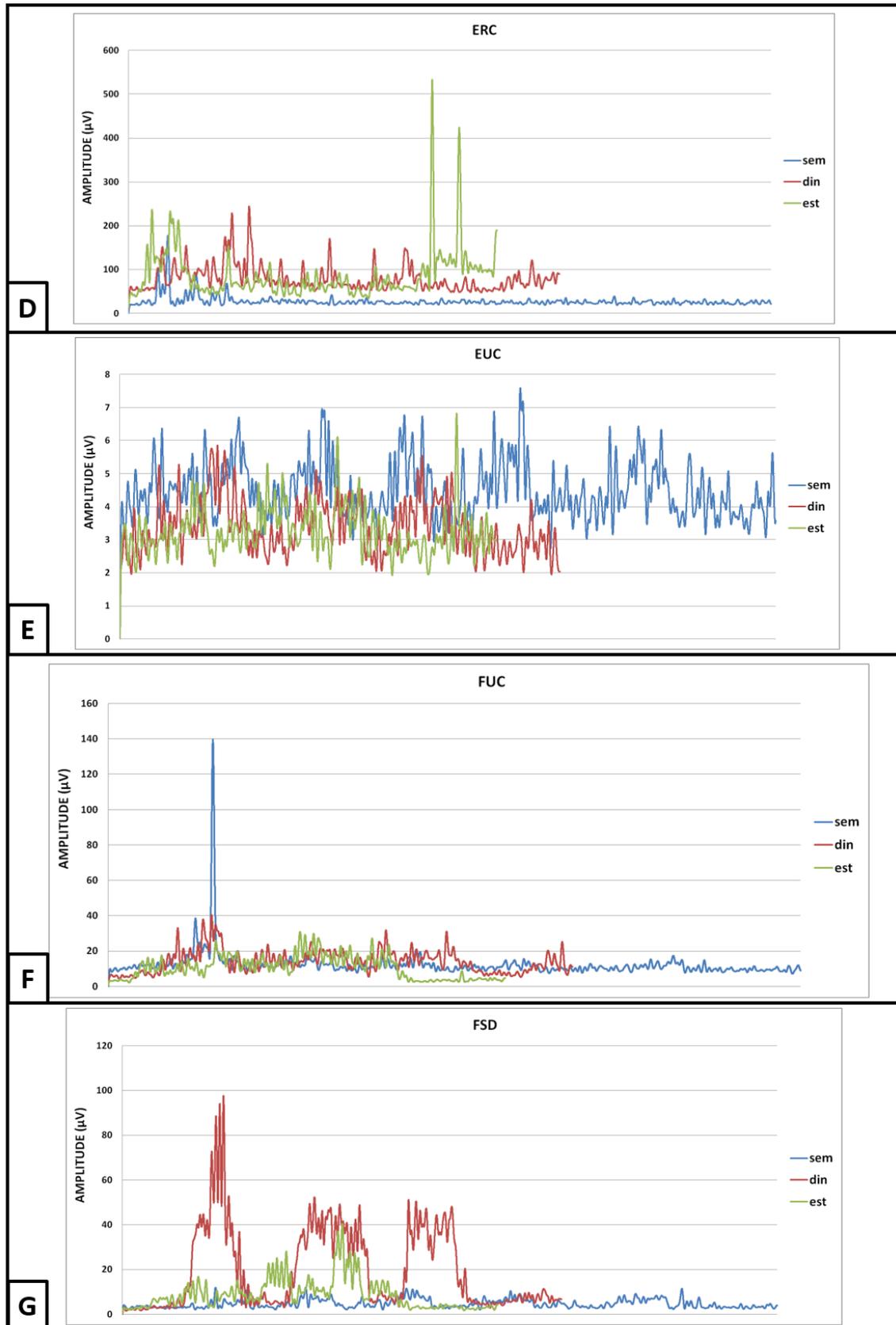


Figura 41 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "ativo". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

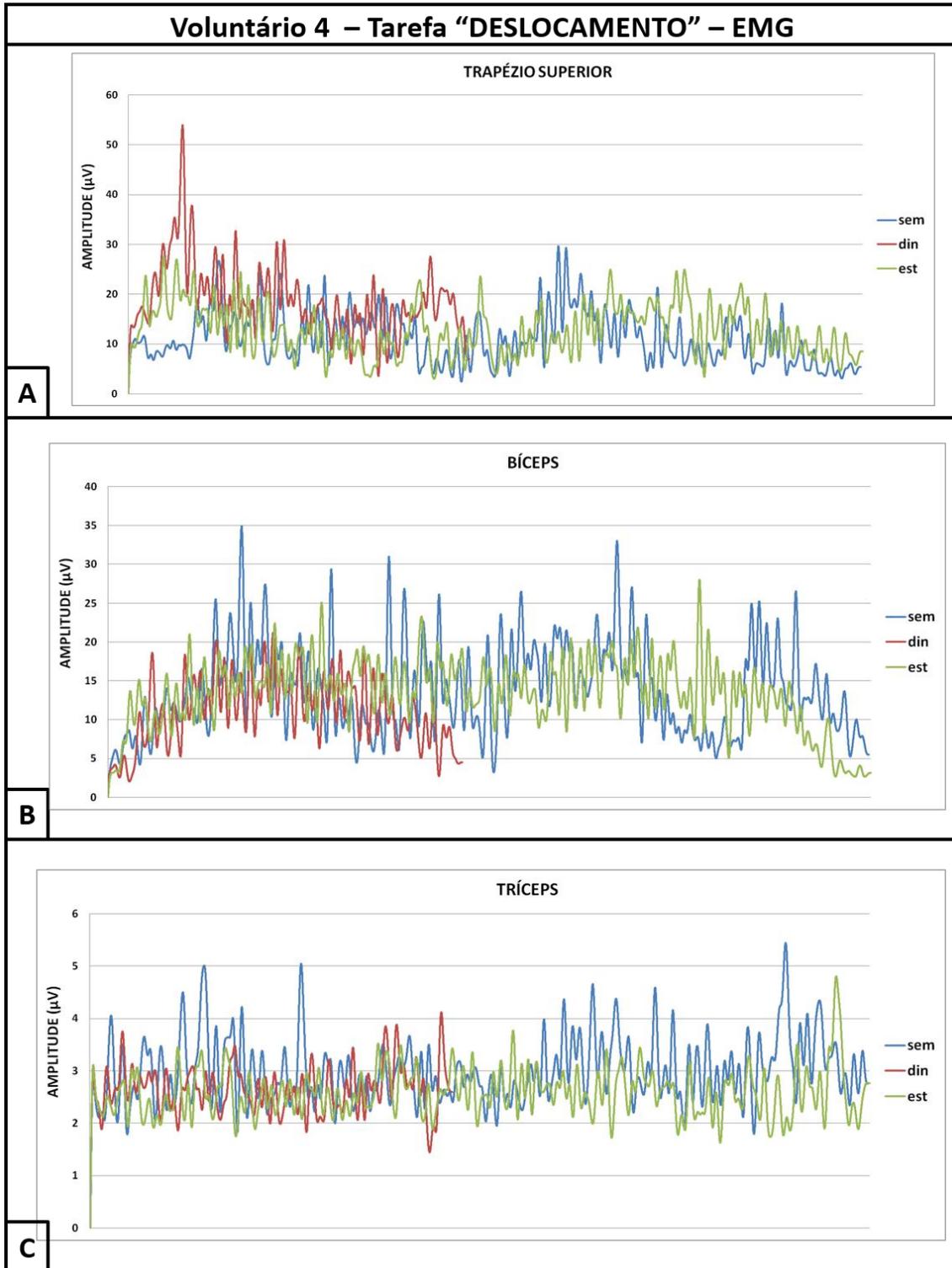


Figura 42. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "deslocamento". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

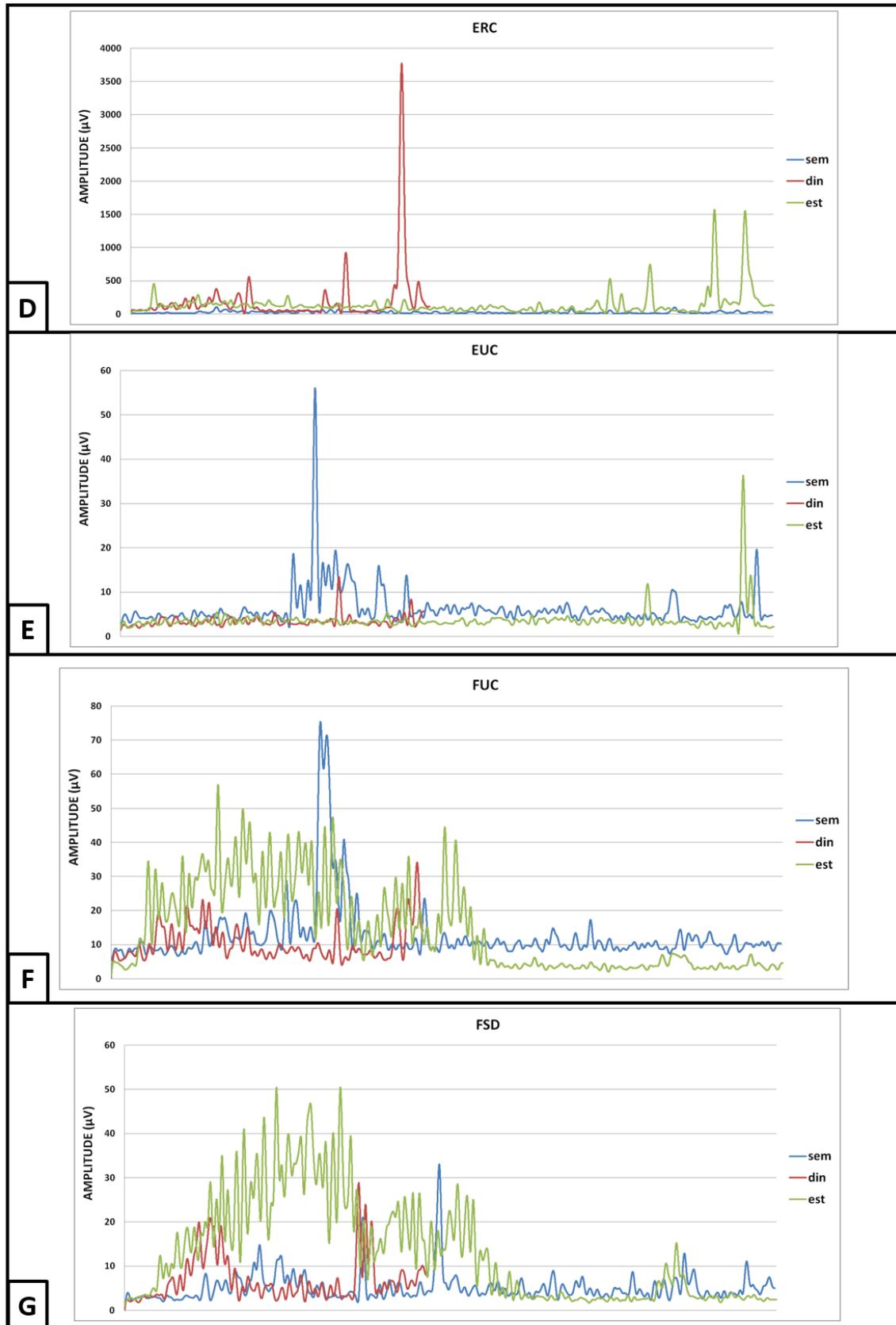


Figura 4 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "deslocamento". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD = flexor superficial dos dedos.

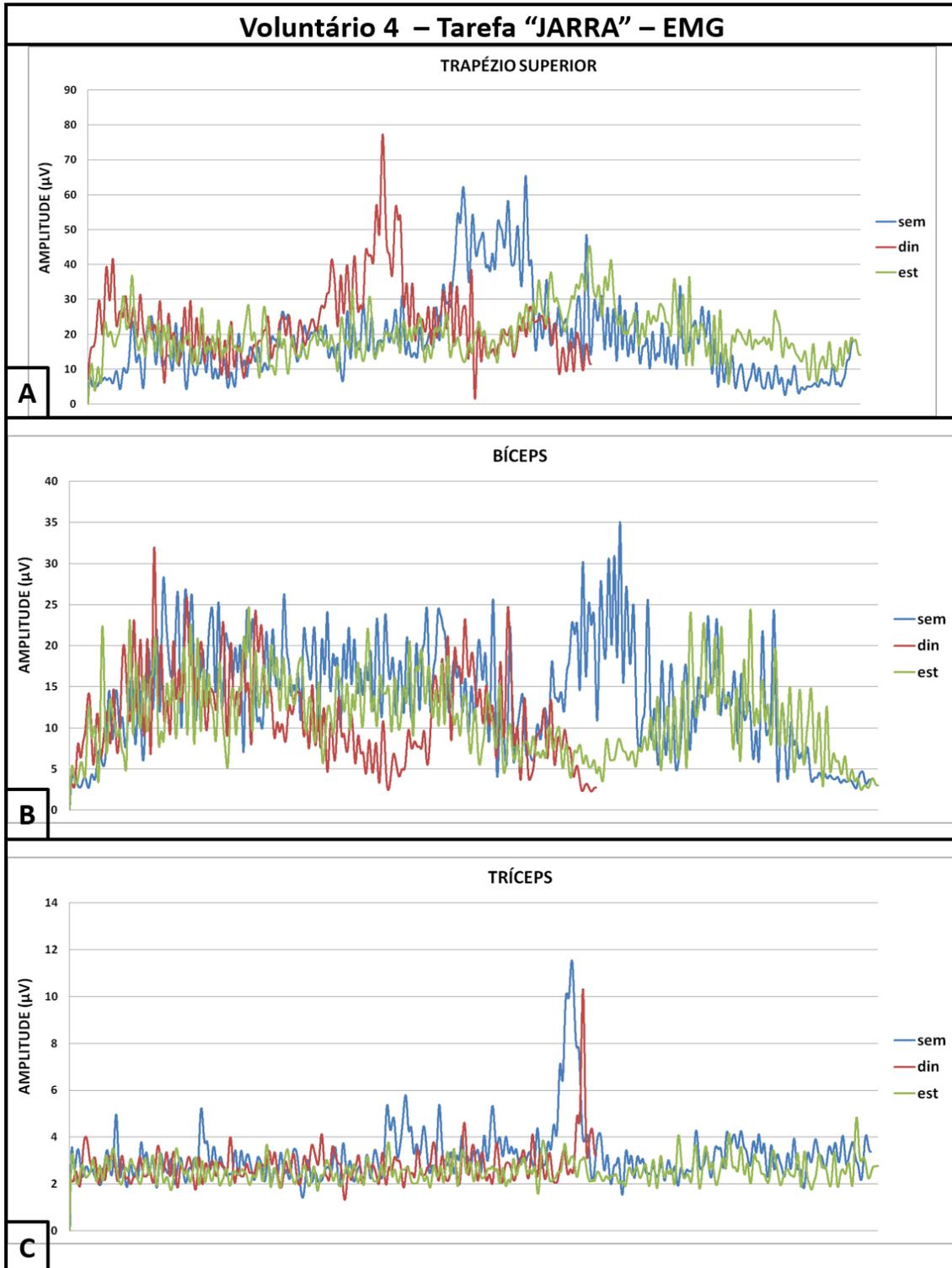


Figura 5. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "jarra". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

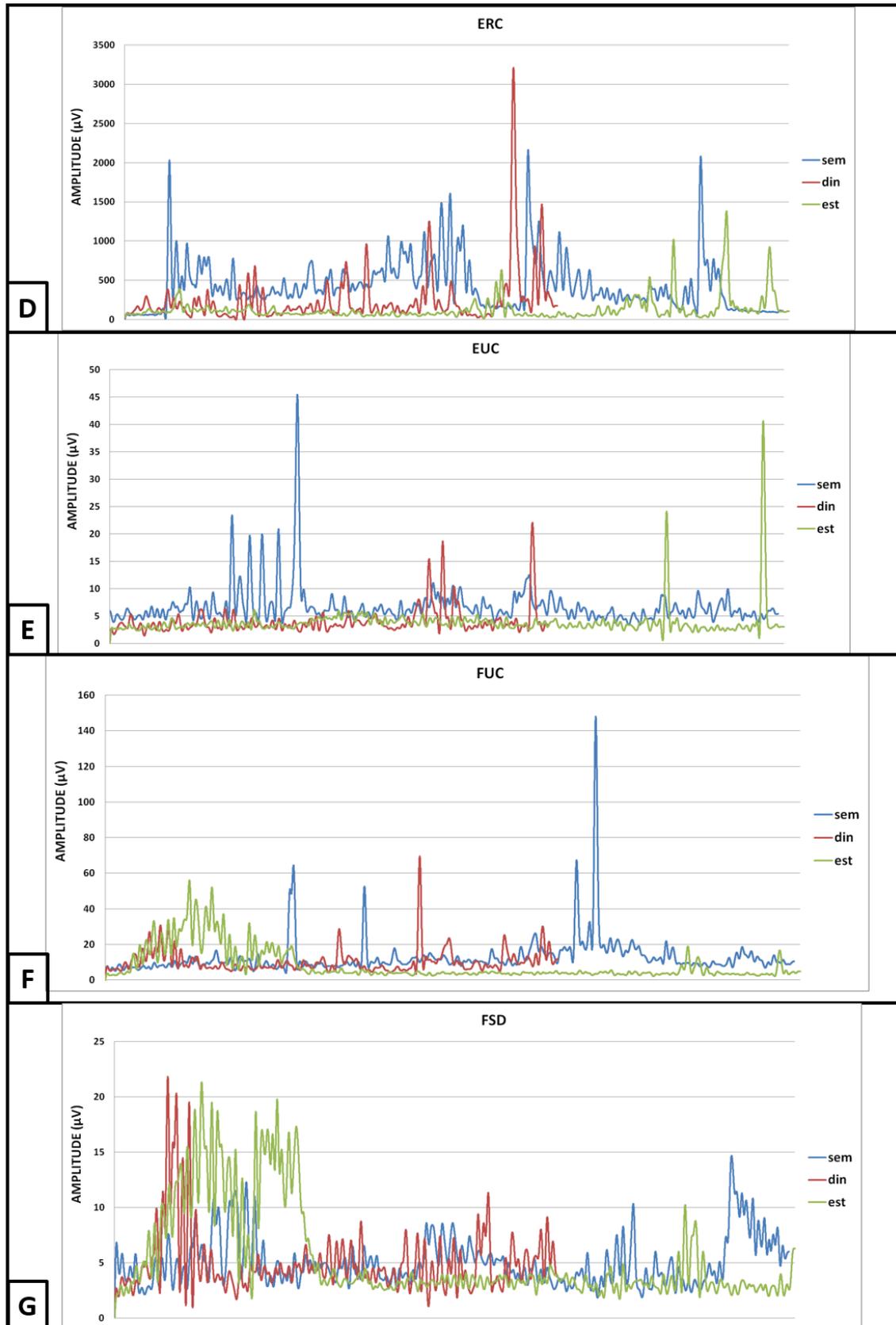


Figura 43 (cont.). Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "jarra". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD= flexor superficial dos dedos.

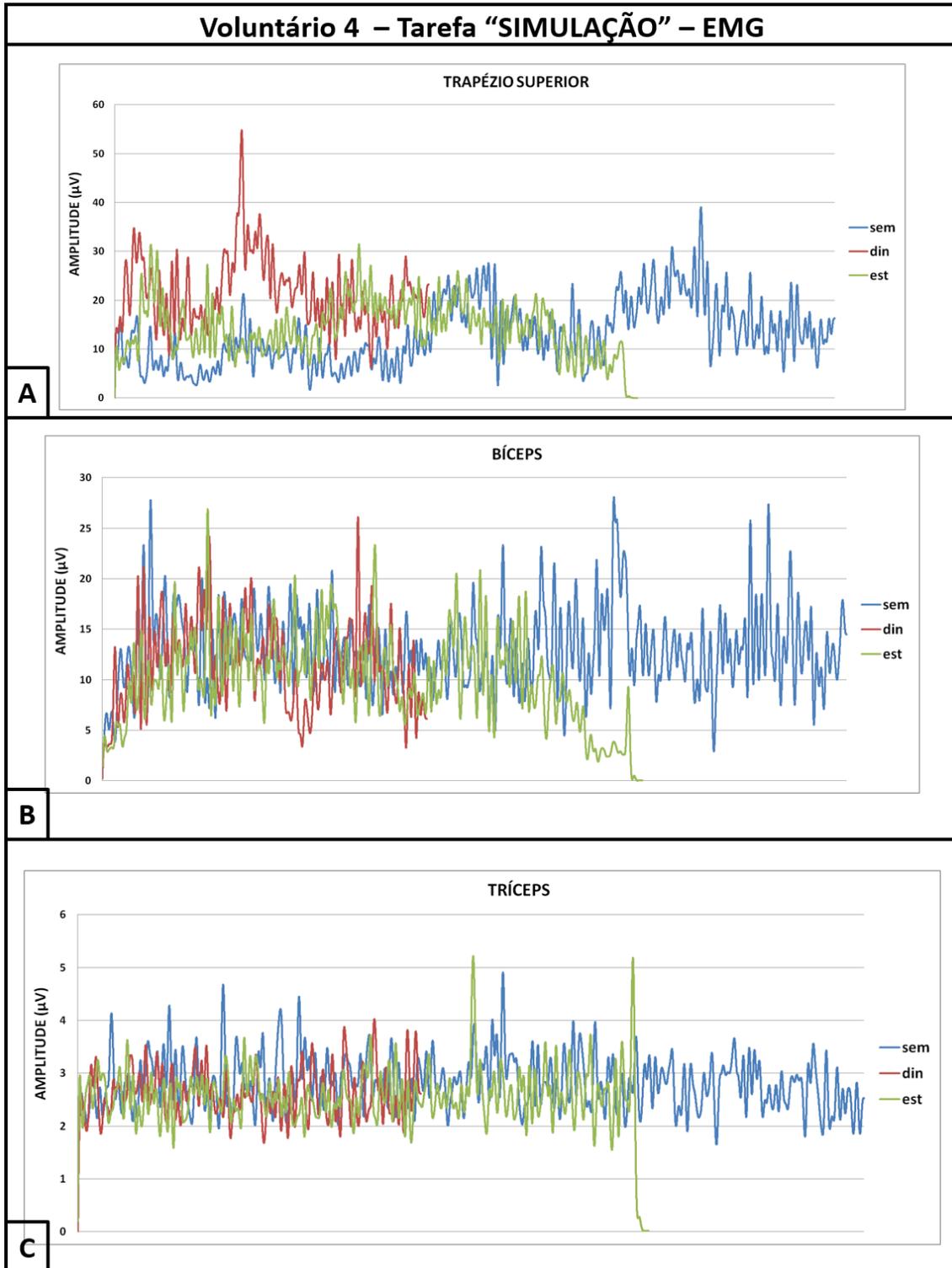


Figura 64. Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "simulação". TS = trapézio superior; BCP= bíceps; TCP = tríceps.

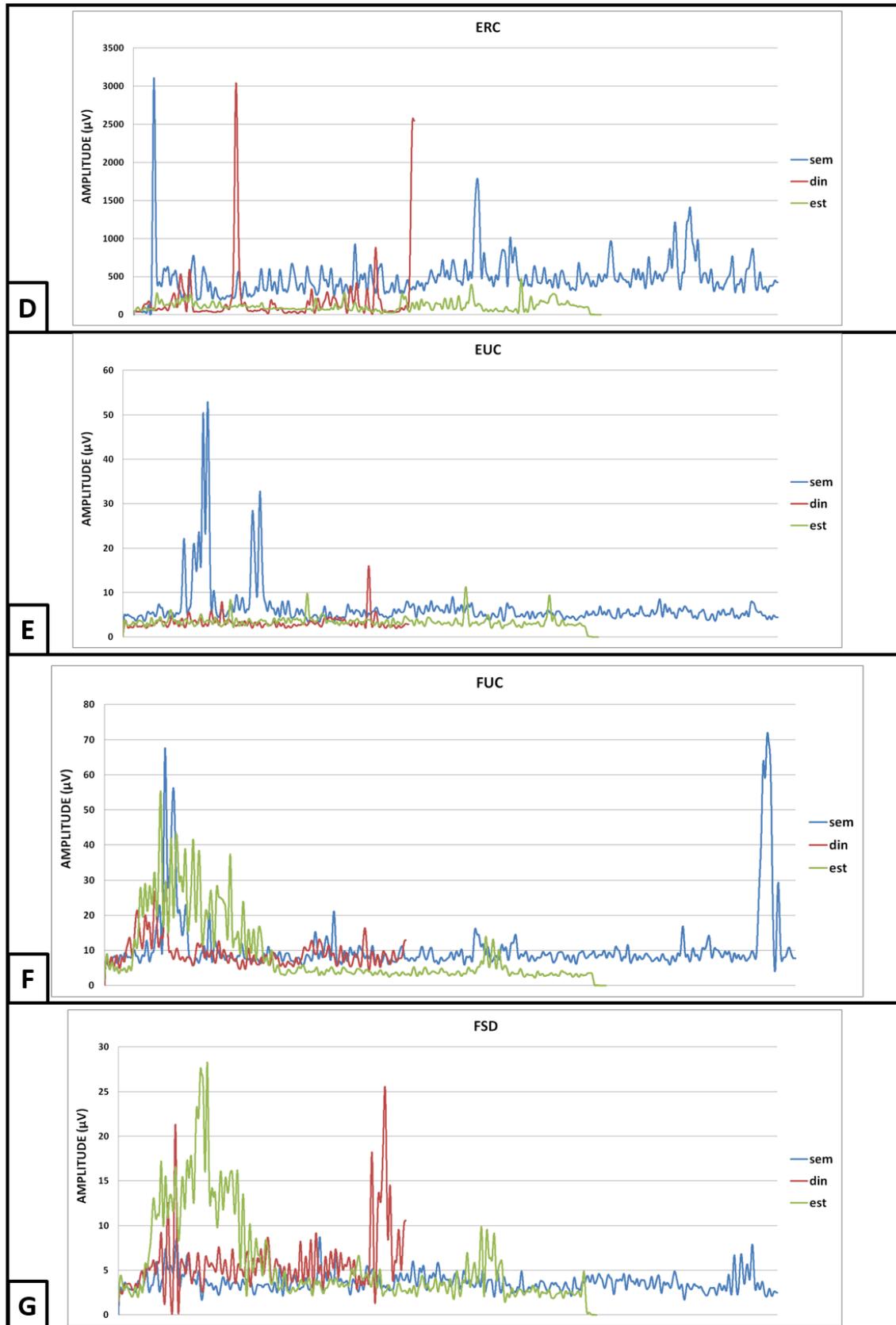


Figura 44 (cont.) Atividade eletromiográfica (envelope linear) ao longo da execução da tarefa com órtese estática, órtese dinâmica e sem a órtese, voluntário 4, tarefa "simulação". ERC = extensor radial do carpo; EUC = extensor ulnar do carpo; FUC = flexor ulnar do carpo; FSD= flexor superficial dos dedos.

6. DISCUSSÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar os efeitos biomecânicos das órteses indicadas para melhora da função do membro superior em pacientes com lesão nervosa periférica. Os participantes foram pacientes atendidos no Hospital das Clínicas da FMRP-USP, que é um hospital de referência regional do SUS no atendimento terciário de saúde, localizado em uma cidade com mais de 600.000 habitantes e com uma população regional de aproximadamente 305.000 habitantes (RICCI et al, 2015).

No setor de Reabilitação da Mão e Membro Superior, particularmente no que diz respeito à confecção de órteses, a alta demanda de serviço associada a frequentes limitações de disponibilidade de materiais leva os profissionais a buscarem alternativas para conciliar a prática baseada em evidências e a reais possibilidades práticas. Pode-se citar como exemplo o modelo de órtese confeccionado para pacientes com lesão do nervo radial. Atualmente, sabe-se que o modelo ideal de órtese dinâmica para estes pacientes deve ser de baixo perfil, confeccionado com termoplástico relativamente flexível e deve permitir a flexão de punho, bem como a flexão isolada das articulações metacarpofalangeanas (MCKEE, NGUYEN, 2007). No entanto, devido à pouca variedade de tipos de termoplástico disponíveis e aos anexos pré-fabricados em série, o modelo confeccionado é de alto perfil, com material rígido e apresenta o punho fixo em extensão. Ainda que diferente do modelo ideal proposto pela literatura, esta órtese proporciona sustentação ao punho e permite que o indivíduo retome parte da funcionalidade perdida, cumprindo o objetivo principal da confecção de órtese para estes pacientes.

Os resultados do presente trabalho retrataram de forma quantitativa esta situação. Os dois sujeitos que utilizaram este modelo de órtese apresentaram melhora na força de preensão palmar e de pinças. Um relato de caso publicado em 2018 (RICCI et al, 2019) encontrou resultado semelhante. Neste caso, o paciente realizou o teste de preensão com o mesmo equipamento utilizado neste estudo (Jamar®) nas seguintes condições: sem utilizar órtese, com uma órtese estática de punho e com o mesmo modelo de órtese dinâmica deste estudo. Sem órtese não conseguiu realizar o teste (0kgf), com a órtese estática conseguiu 16kgf e com a dinâmica de alto perfil 21,3kgf. Tanto no relato de caso como no presente estudo, os valores obtidos foram inferiores ao de referência para adultos saudáveis. Segundo Schlüssel et al (2008), para homens brasileiros a média é de 42,8kg para o lado direito e 40,9kg para o esquerdo. Ainda assim, a medida da força de preensão palmar com dinamometria é um forte indicador do estado funcional do indivíduo (GUERRA et al., 2017) de modo que uma

pequena melhora deste indicador pode significar uma melhora clínica e da qualidade de vida desses pacientes.

Além de apresentar a dinamometria, os autores do relato de caso citado também ressaltaram a importância de levar em consideração a opinião pessoal do paciente, bem como suas queixas funcionais. No presente estudo, ambos demonstraram satisfação com o uso da órtese dinâmica de alto perfil. O voluntário 3 afirmou que “a órtese ajuda a pegar objetos e proporciona maior firmeza para o punho”, e o voluntário 4 relatou que conseguiu “voltar a utilizar o membro superior para pegar objetos” depois que começou a utilizar a órtese. Apesar deste relato positivo, o voluntário 4 apresentou aumento da pontuação do questionário Quick-DASH, o que representaria uma piora da função. Acredita-se que esta contradição tenha acontecido possivelmente devido ao fato de que este é um questionário que avalia a função do membro superior como um todo e independentemente do lado acometido. Fonseca et al. (2018) conduziram uma revisão sistemática a respeito dos instrumentos de avaliação após reparo cirúrgico de lesões nervosas periféricas e não encontraram medidas de auto-relato que proporcionem avaliação abrangente dos sintomas e da função pela perspectiva do paciente. Questionários individuais, como o *Patient Specific Functional Scale* – PSFS (BALBI et al., 2019), poderiam ser uma alternativa.

A avaliação cinemática do punho ilustrou claramente a correção do “punho caído” exercida pelo uso da órtese dinâmica de alto perfil. Em todas as tarefas avaliadas a articulação do punho se manteve em flexão e desvio ulnar durante a execução da tarefa sem a órtese. Durante a realização da tarefa com a utilização da órtese o oposto foi observado. Além disso, nesta condição também foi possível notar uma menor oscilação da amplitude de movimento ao longo da tarefa, o que pode ser indicativo de que o uso da órtese de fato proporciona maior estabilidade para movimento. Apesar de ser este o principal objetivo da confecção de órteses dinâmicas para pacientes com lesão do nervo radial, até o presente momento não há estudos que avaliem de forma quantitativa esta população. Os trabalhos existentes são compostos em sua grande maioria por relatos de caso ou instruções de fabricação (PENNER, 1972; COLDITZ, 1987; SZEKERES, 2006; HANNAN e HUDAK, 2001; MCKEE, NGUYEN, 2007; PECK e OLLASON, 2015).

Além de avaliar a articulação diretamente envolvida com o uso da órtese, este trabalho se propôs a avaliar também as articulações mais proximais do membro superior, uma vez que este atua como um arranjo de segmentos sinérgicos entre si. Movimentos compensatórios em outras articulações são comuns após lesões nervosas ou musculoesqueléticas e podem levar ao aumento da sobrecarga e eventualmente à osteoartrite precoce (MURGIA, KYBERD,

BARNHILL, 2010; SCHACHINGER et al, 2019). De forma geral, nos pacientes com lesão do nervo radial foi possível observar uma tendência à rotação interna e à adução de ombro, bem como a manutenção da supinação do cotovelo durante a execução dos movimentos na condição sem órtese. Aparentemente o uso da órtese minimizou estas compensações.

Um achado comum aos dois voluntários com relação à avaliação eletromiográfica foi um aumento da atividade elétrica do músculo trapézio superior durante a execução das tarefas com a órtese dinâmica de alto perfil. Provavelmente esta foi uma estratégia compensatória utilizada para sustentar o aumento de carga na extremidade distal que esta órtese representa. Ricci et al. (2015) realizaram avaliação cinemática e eletromiográfica do membro superior em indivíduos saudáveis, durante a execução de uma tarefa funcional e um dos achados foi o aumento da atividade elétrica do músculo trapézio superior em uma etapa da tarefa em que houve aumento da carga distal. Por outro lado, um estudo semelhante avaliou a mesma tarefa funcional em indivíduos saudáveis utilizando uma órtese estática de punho em extensão e não encontrou diferença significativa da atividade elétrica deste músculo na etapa da tarefa em que houve aumento da carga distal (GOMES et al., 2018).

O aumento da atividade elétrica do músculo trapézio superior é um achado comum em trabalhos que avaliaram por meio de eletromiografia o uso de órtese estática de punho durante a realização de tarefas. Yoo et al. (2010) relataram aumento significativo de ativação do trapézio superior durante a execução de uma tarefa de montagem que exigia movimento de ombro no espaço, ao comparar a condição sem e com uso da órtese. Mell ET al. (2006) demonstrou que durante uma tarefa laboral de manufatura, na qual os voluntários deveriam mover objetos para dentro de uma caixa, houve aumento expressivo da ativação de trapézio superior, deltoide anterior e posterior. Ferrigno et al. (2009) descreveram que o uso da órtese estática de punho durante a execução de uma tarefa de digitação no teclado e manipulação do mouse no computador influenciou no maior recrutamento do músculo trapézio superior.

O voluntário 3 apresentou muito poucas diferenças na atividade elétrica muscular durante a execução das tarefas nas duas condições. Já o voluntário 4 apresentou pouca diferença no que diz respeito aos músculos proximais, porém, na musculatura do antebraço foi possível observar uma tendência ao aumento da atividade elétrica dos músculos extensores na condição sem órtese e ao aumento da atividade elétrica dos músculos flexores nas condições com órtese. Provavelmente, na condição sem órtese, o esforço dos músculos extensores na tentativa de proporcionar uma estabilização adequada levou ao aumento do número de unidades motoras recrutadas, embora não tenha acontecido a extensão do punho. Com a órtese dinâmica de alto perfil o punho é mantido em uma posição estendida fixa, o que pode ter

diminuído a necessidade de recrutamento das unidades motoras dos extensores para sustentar o punho. Além disso, a força necessária pelos músculos flexores dos dedos para superar a tensão passiva dos tendões extensores é menor quando o punho está em uma posição de extensão, facilitando a ativação dos flexores pelo sinergismo muscular presente entre estes grupos musculares (FERREIRA et al., 2013).

A ferramentas de análise cinemática e eletromiografia possibilitam ainda a comparação entre diferentes tipos de órtese, como foi o caso do voluntário 4. Pudemos observar, por exemplo, que os dois modelos de órtese mantiveram o punho em extensão durante a execução da tarefa, porém a órtese estática proporcionou menor oscilação da amplitude de movimento. No teste de dinamometria este paciente apresentou maior força de preensão utilizando a órtese estática, quando comparada à dinâmica de alto perfil. A intensidade da atividade elétrica dos flexores neste voluntário foi maior durante a execução das tarefas com a órtese estática, exceto na tarefa “ativo”. Estas comparações quantitativas associadas às informações referentes a compensações realizadas pelo membro superior durante a execução de tarefas funcionais têm relevância clínica não apenas para o processo de confecção das órteses como também para a orientação desses pacientes e elaboração do protocolo de reabilitação.

Com relação aos pacientes com lesão dos nervos mediano e ulnar com deformidade em garra mista, o dispositivo utilizado é denominado órtese para bloqueio de garra. O modelo confeccionado no setor de Reabilitação da Mão e Membro Superior do Hospital das Clínicas da FMRP-USP também utiliza um tipo de termoplástico rígido e apresenta uma barra palmar. Ambos os pacientes que utilizaram este modelo relataram dificuldade para realização de AVDs utilizando esta órtese, pois ela atrapalhava a preensão de objetos. O relato pessoal dos pacientes foi de acordo com o resultado do teste de preensão, no qual um dos pacientes não conseguiu realizar o teste utilizando a órtese e o outro apresentou diminuição da força de preensão utilizando esta órtese.

A barra palmar deste modelo de órtese impedia a preensão apropriada do dinamômetro utilizado neste trabalho. Wachter et al. (2017) realizaram um estudo no qual avaliaram a força de preensão em indivíduos saudáveis antes e após a simulação de uma lesão nervosa de ulnar por meio de bloqueio. Os autores encontraram uma redução de 26,9%. No presente estudo, a redução da força de preensão foi maior, tendo em vista os valores normativos citados anteriormente. Muito provavelmente, este achado se deve ao fato de que os voluntários de Wachter et al apresentavam uma lesão do nervo ulnar isolada, enquanto os dois voluntários deste trabalho apresentavam uma lesão mista, envolvendo também o nervo mediano.

Existem outros modelos de órteses para correção de garra descritos na literatura. Mckee and Morgan (1998) apresentaram diversos modelos que utilizam variados materiais, como tubos de termoplástico, couro, bandas elásticas, anexos dinâmicos de metal. Em uma publicação mais recente Mckee and Rivard (2011) propuseram um modelo de “anel em 8” similar ao deste estudo, porém confeccionado com material mais resistente, o que permitia que a barra fosse mais estreita. Sousa e Macedo (2015) descrevem um modelo composto por termoplástico, couro e bandas elásticas, utilizado para realização de exercícios. Assim como acontece nos trabalhos referentes às órteses para lesão do nervo radial, as publicações existentes sobre órteses para bloqueio de garra possuem caráter descritivo e fornecem informações sobre o processo de confecção. Até a presente data não foram encontrados estudos que avaliem quantitativamente os variados modelos existentes.

Assim como nos pacientes com lesão do nervo radial, houve controvérsia nos resultados do questionário Quick-DASH. Um dos pacientes apresentou melhora da função de acordo com o questionário e o outro, diminuição da pontuação. Provavelmente isto aconteceu devido à questão de inespecificidade desta ferramenta, já discutida anteriormente.

Com relação à avaliação biomecânica desses pacientes não foram observadas diferenças nas articulações e músculos proximais. Por outro lado, na articulação do punho foi possível observar o posicionamento em maior extensão para a execução das tarefas na condição com órtese, associado a uma maior atividade elétrica dos músculos extensores. A estabilidade da articulação do punho é fundamental para a função da mão e os músculos extensores do antebraço possuem papel fundamental na manutenção de uma postura adequada (RICCI et al., 2015). Estes achados sugerem que apesar dos relatos negativos referentes à realização de atividades diárias com o uso da órtese para bloqueio de garra mista, esta proporciona uma correção postural do punho.

Existem poucos trabalhos disponíveis na literatura atual referentes à avaliação biomecânica e o uso de órteses do membro superior (DOMIZIO, MOGK, KEIR, 2008; FERRIGNO ET al., 2009; BULTHAUP, CIPRIANI, THOMAS, 1999; YOO ET al., 2010; SHU e MIRKA, 2006; BURTNER et al., 2003; JANSEN, OLSON, HASSON, 1997). Até a presente data, não foram encontrados trabalhos que abordassem o tema central deste estudo, composto por avaliação cinemática e eletromiográfica de pacientes com lesão nervosa periférica que utilizam órteses para melhora da função do membro superior.

Todos os participantes deste estudo eram adultos jovens do sexo masculino. Este perfil vai ao encontro de estudos realizados ao redor de todo o mundo, em diversos países como Estados Unidos, Itália, Suécia, México e Irã (SAADAT, ESLAMI, RAHIMI-MOVAGHAR,

2011; THORSÉN et al, 2012; CASTILLO-GALVÁN et al., 2014; VALENT et al., 2018; TAPP et al., 2019). Esta população predominantemente acometida se encontra em idade laboral e de produção. As lesões nervosas periféricas podem acarretar sequelas graves, muitas vezes permanentes. Além das questões pessoais dos indivíduos acometidos, há um custo socioeconômico envolvido. Por isso a importância de estudos que possibilitem a melhora da recuperação destes pacientes ou que minimizem o prejuízo de sequelas.

Como limitações deste estudo pode-se citar a pequena amostra, o que não permitiu análise estatística, mas sim descrição como relatos de casos. Além disso, também houve a dificuldade técnica tanto na captação como no desenvolvimento de um modelo para processamento e análise dos dados referentes aos marcadores dos dedos, os quais apareceram na seção de métodos.

Por fim, apesar do aparente efeito positivo das órteses avaliadas neste trabalho, alguns ajustes referentes ao processo de confecção destes dispositivos podem ser pertinentes, como a diminuição da quantidade de material presente na região palmar da órtese estática para bloqueio de garra mista. Futuros estudos que comparem quantitativamente diferentes modelos de órteses e avaliem amostras maiores podem colaborar efetivamente para o aperfeiçoamento do processo de confecção de órteses do membro superior.

7. CONCLUSÃO

Os achados deste trabalho confirmam a hipótese inicial e nos permitem concluir que as órteses indicadas para melhora da função em pacientes com lesão nervosa periférica podem alterar o padrão de movimento e da ativação muscular do membro superior durante a execução de uma tarefa que simule uma atividade de vida diária. Mais especificamente, a órtese dinâmica de alto perfil para pacientes com lesão do nervo radial foi capaz de manter o punho em extensão, favorecer a ativação dos flexores e minimizar a postura compensatória do membro superior como um todo. A órtese estática para bloqueio de garra mista foi capaz de adequar à postura da articulação do punho, permitindo maior amplitude de movimento de extensão e favorecendo a ativação dos músculos extensores do antebraço.

REFERÊNCIAS

- ABDALLA, L. M.; BRANDÃO, M. C. F. In: Recomendações para avaliação do membro superior. 2a. ed. São Paulo: Sociedade Brasileira de Terapeutas da Mão e membro Superior, 2005. Cap 6.
- ARAÚJO, P. M. P. Avaliação Funcional. In: FREITAS, P.P., editor. Reabilitação da Mão. São Paulo. Atheneu; 2006. Cap.3.
- ARNOLD, A.; JANSON, R. Wrist extension or flexion mobilization orthosis: The dinosaur design. *Journal of Hand Therapy*. v. 30, p. 109-112, 2017.
- BALBI, L.L., BARBOSA, R.I., MARCOLINO, A.M., SUGANO, R.M., FONSECA, M.C.R. Validade, confiabilidade e responsividade da versão brasileira do questionário Patient Specific Functional Scale (PSFS-Br) nas lesões do membro superior. *Acta Fisiátr.* ;26(2):[article in press], 2019.
- BEATON, D. E.; WRIGHT, J. G.; KATZ, J. N. Development of the QuickDASH: comparison of three item-reduction approaches. *J Bone Joint Surg Am*. v. 87, p.1038-46, 2005.
- 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.
- BOSER, Q. A.; VALEVIVIUS, A. M.; LAVOIE, E. B.; CHAPMAN, C. S.; PILARSKI, P. M. HEBERT, J. S.; VETTE, A. Cluster-based upper body marker models for Three-dimensional kinematic analysis: Comparison with an anatomical model and reliability analysis. *Journal of Biomechanics*. v.72, p.228–234, 2018.
- BULTHAUP, S.; CIPRIANI, D.J. 3rd, THOMAS, J.J. An electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function. *Am J Occup Ther.* 53(5):434-40, 1999.
- BURTNER, P.A.; ANDERSON, J.B.; MARCUM, M.L.; POOLE, J.L.; QUALLS, C., PICCHIARINI, M.S. A comparison of static and dynamic wrist splints using electromyography in individuals with rheumatoid arthritis. *J Hand Ther.* 16(4):320-5, 2003.

- BURSENS, A.; SCHELPE, N.; VANHAECKE, M. D.; STOCKMANS, F. Influence of wrist position on maximum grip force in a post-operative orthosis. *Prosthetics and Orthotics International*. v. 41(1), p. 78–84, 2017.
- CANTERO-TÉLLEZ, R.; GÓMES-MARTÍNEZ, M.; LABRADOR-TORIBIO, C. Effects on Upper-Limb Function with Dynamic and Static Orthosis Use for Radial Nerve Injury: A Randomized Trial. *Journal of Neurological Disorders*. v.4, p.264, 2016.
- 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.
- CASTILLO-GALVÁN, M.L.; MARTÍNEZ-RUIZ, F.M.; DE LA GARZA-CASTRO, O.; ELIZONDO-OMAÑA, R.E.; GUZMÁN-LÓPEZ, S. Study of peripheral nerve injury in trauma patients. *Gac Med Mex*. 150(6):527-32, 2014.
- COLDITZ, J.C. Splinting for radial nerve palsy. *J Hand Ther*. 1:18e23, 1987.
- DOMIZIO, J.D.; MOGK, J.P.; KEIR, P.J. Wrist splint effects on muscle activity and force during a handgrip task. *J Appl Biomech*. 24(3):298-303, 2008.
- DUNCAN, S. F.; SARACEVIC, C.E.; KAKINOKI, R. Biomechanics of the hand. *Hand Clin*. v.29(4), p.483-92, 2013.
- DUPREY, S.; NAAIM, A.; MOISSENET, F.; BEGON, M.; CHÈZE, L. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: An overview. *Journal of Biomechanics*. v. 62, p. 87–94, 2017.
- 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.

FERREIRA, A. M.; FONSECA, M. C. R.; TANAKA, D. M.; BARBOSA, R. I.; MARCOLINO, A. M. M.; ELUI, V. M. C.; MAZZER, N. Should we think about wrist extensor after flexor tendon repair? *SAGE Open Med.* 1: 2050312113494974, 2013.

FERRIGNO, I. S. V.; CLIQUET, A.; MAGNA, L. A.; FILHO, A. Z. Electromyography of the Upper Limbs During Computer Work: A Comparison of 2 Wrist Orthoses in Healthy Adults. *Arch Phys Med Rehabil.* V.90, p.1152-8, 2009.

FESS, E. E. 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.

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

FONSECA, M.C.R.; ELUI, V.M.C.; LALONE, da Silva N.C.; BARBOSA, R.I.; MARCOLINO, A.M.; RICCI, F.P.F.M.; MACDERMID, J.C. Functional, motor, and sensory assessment instruments upon nerve repair in adult hands: systematic review of psychometric properties. *Syst Rev.* 27;7(1):175, 2018.

FRANCO, L. J.; PASSOS, A. D. C. *Fundamentos de Epidemiologia.* Ed. Manole, 2005.

GOIA, D. N.; FORTULAN, C. A.; PURQUEIRO, B. M.; ELUI, V. M. C. A new concept of orthosis for correcting fingers ulnar deviation. *Research on Biomedical Engineering.* v.33, p. 50-57, 2017

GOMES, A. D.; RICCI, F. P. F. M.; ZAMPAR, A. C.; SANTIAGO, P. R. P.; FONSECA, M. C. R. Influência da órtese estática de punho na atividade muscular e amplitude de movimento

de ombro e cotovelo durante uma tarefa funcional: estudo biomecânico. *Fisioterapia e Pesquisa*. v. 25(1), p. 56-64, 2018.

GONZALEZ, V.; ROWSON, J.; YOXALL, A. Analyzing finger interdependencies during the Purdue Pegboard Test and comparative activities of daily living. *Journal of Hand Therapy*. v.30, p.80-88, 2017.

GUERRA, R.S.; AMARAL, T. F.; SOUSA, A. S.; FONSECA, I.; PICHEL, F.; RESTIVO, M. T. Comparison of Jamar and Bodygrip Dynamometers for Handgrip Strength Measurement. *J Strength Cond Res*. v.31, p.1931-1940, 2017.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 11ª 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.

FERRIGNO, I. S. V.; JUNIOR, A. C.; MAGNA, L. A.; FILHO, A. Z. Electromyography of the Upper Limbs During Computer Work: A Comparison of 2 Wrist Orthoses in Healthy Adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 90:1152-8, 2009.

FONSECA, M.C.R.; MAZZER, N.; BARBIERI, C.H.; ELUI, V.M.C. Traumas da mão: estudo retrospectivo. *Rev Bras Ortop*, v. 41(5), p. 181-6, 2006.

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.

JANSEN, C.W.S.; OLSON, S.L.; HASSON, S.M. The effect of use of a wrist orthosis during functional activities on surface electromyography of the wrist extensors in normal subjects.. *J Hand Ther*. 10(4):283-9, 1997.

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.

JOHANSSON, L.; BJÖRING, G.; HÄGG, G. M. The effect of wrist orthoses on forearm muscle activity. *Applied Ergonomics.* v.35, p.129–136, 2004.

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

KAPANDJI, A. I. *Fisiologia Articular*, volume 1: Esquemas comentados de mecânica humana. 5a ed. Editorial Médica Panamericana. Cap IV e V, 2005.

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

KIM, K.; SONG, W.; LEE, J.; LEE, H.; PARK, D. S.; KO, B.; KIM, J. Kinematic analysis of upper extremity movement during drinking in hemiplegic subjects *Clinical Biomechanics* v. 29, p. 248–256, 2014.

KING, S.; THOMAS, J. J.; RICE, M. S. The Immediate and Short-Term Effects of a Wrist Extension Orthosis on Upper-Extremity Kinematics and Range of Shoulder Motion. *American Journal of Occupational Therapy.* v. 57, p. 517–524, 2003.

LEE, J. A.; HWANG, P. W.; KIM, E. J. Upper extremity muscle activation during drinking from a glass in subjects with chronic stroke. *J. Phys. Ther. Sci.* v.27, p.701–703, 2015

LIU, C.; YIP, K.; FAN, S. Optimal Grasp Distance and Muscle Loads for People With Rheumatoid Arthritis Using Carpometacarpal and Metacarpophalangeal Immobilization Orthoses. *The American Journal of Occupational Therapy.* v. 71, n. 1, 2017.

MACDERMID, J. C.; KHADILKAR, L.; BIRMINGHAM, T. B.; ATHWAL, G. S. Validity of the QuickDASH in patients with shoulder-related disorders undergoing surgery. *J Orthop Sports Phys Ther.* v.45(1), p.25-36, 2015.

MACDERMID, J. C. 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, E. M. Terapia Ocupacional para membro superior. In: Terapia ocupacional em Reabilitação. Parte 2. 4ª ed. São Paulo. Ed Santos;1998, p146-157.

MARCOLINO, A. M.; FONSECA, M. C. R.; LEONARDI, N. T.; BARBOSA, R. I.; NEVES, L. M. S.; GUIRRO, R. R. J. The influence of different non-articular proximal forearm orthoses (brace) widths in the wrist extensors muscle activity, range of motion and grip strength in healthy volunteers. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. v. 30, p. 145–151, 2017.

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

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

MCKEE, P.; MORGAN, L. Orthotics in Rehabilitation: splinting the hand and body. editors. F. A. Davis Company. 1998. Capítulo 11.

MCKEE, P.; NGUYEN, C. Customized Dynamic Splinting: Orthoses that Promote Optimal Function and Recovery after Radial Nerve Injury: A Case Report. *J Hand Ther*, v. 20, p. 73-88, 2007.

MCKEE, P.; RIVARD, A. Foundations of Orthotic Intervention. . 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. Capítulo 122.

MELL, A.G.; FRIEDMAN, M.A.; HUGHES, R.E.; CARPENTER, J.E. Shoulder muscle activity increases with wrist splint use during a simulated upper-extremity work task. *Am J Occup Ther*. 60:320-26, 2006.

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.

MURPHY, A. A.; HÄGER, C. K. Kinematic analysis of the upper extremity after stroke – how far have we reached and what have we grasped? *Physical Therapy Reviews*. v. 20, n. 3, 2015.

NOVAK, C. B.; VON DER HEYDE, R. L. Rehabilitation of the upper extremity following nerve and tendon reconstruction: when and how. *Seminars in Plastic Surgery*. v. 29, p.73-80, 2015.

OOSTERWIJK, A. M.; NIEUWENHUIS, M. K.; VAN DER SCHANS, C. P.; MOUTON, L. J. Shoulder and elbow range of motion for the performance of activities of daily living: A systematic review. *Physiotherapy Theory & Practice*, 34(7), 505-528, 2018.

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.

PATERNOSTRO-SLUGA, T.; KEILANI, M.; POSCH, M.; FIALKA-MOSER, V. Factors that influence the duration of splint wear in peripheral nerve lesions. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation.* v. 82, 2003.

PEAT, J.; BARTON, B. *Medical Statistics: A guide to data analysis and critical appraisal.* Blackwell Publishing. Cap 4, 2009.

PECK J.; OLLASON J. Low profile radial nerve palsy orthosis with radial and ulnar deviation. 28(4):421-3, 2015.

PENNER, D.A. Dorsal splint for radial palsy. *Am J Occup Ther.* 26:46-7, 1972.

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

PESYNA, C.; PUNDI, K.; FLANDERS, M. Coordination of Hand Shape. *The Journal of Neuroscience.* v.30, p.3757–3765, 2011.

POLOVINETS, O.; WOLF, A.; WOLLSTEINS, R. Force transmission through the wrist during performance of push-ups on a hyperextended and a neutral wrist. *Journal of Hand Therapy.* v.31, p. 322-330, 2018.

PRATT, N. E. 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. Capítulo 1.

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

RANGANATHAN, R.; WANG, R.; DONG, B.; BISWAS, S. Identifying Compensatory Movement Patterns in the Upper Extremity using a Wearable Sensor System. *Physiol Meas.* v. 38(12), p.2222-2223, 2017.

RICCI, F.P.F.; BARBOSA, R.I.; ELUI, V.M.C.; BARBIERI, C.H.; MAZZER, N; FONSECA, M.C.R. Lesão do nervo radial associada à fratura da diáfise do úmero: um estudo retrospectivo. *Acta Ortop Bras.* [online]; 23(1):19-21, 2015.

RICCI, F. P. F. M.; SANTIAGO, P. R. P.; ZAMPAR, A. C.; PINOLA, L. N.; FONSECA, M. C. R. Upper extremity coordination strategies depending on task demand during a basic daily activity. *Gait & Posture.* V.42, p.472–478, 2015.

RICCI, F. P. F. M.; MCKEE, P.; SEMEDO, A. C. G.; ZAMPAR, A. C.; SANTIAGO, P. R. P.; FONSECA, M. C. R. Enhancing function after radial nerve injury with a high-profile orthosis and a Bio-Occupational Orthotic Framework. *Journal of Hand Therapy*, S0894-1130(17)30204-1, 2019.

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. Capítulo 1.

SAADAT, S.; ESLAMI, V.; RAHIMI-MOVAGHAR, V. The incidence of peripheral nerve injury in trauma patients in Ira. *Turkish Journal of Trauma & Emergency Surgery.* 17 (6):539-544, 2011.

SCHACHINGER, F.; POBATSCHNIG, B.; KRANZL, A.; STAUFFER, A.; FARR, S. Outcomes of patients with single-bone-forearm surgery: a clinical assessment and three-dimensional motion analysis. *J Hand Surg Eur.* 44(8):838-844, 2019.

SCHLÜSSEL, M. M.; DOS ANJOS, L. A.; DE VASCONCELLOS, M. T.; KAC, G. Reference values of handgrip dynamometry of healthy adults: a population-based study. *Clin Nutr.*v. 27, p.601-7, 2008.

SEDDON, H.J. Nerve grafting. *J Bone Joint Surg [Br]*, v. 45-B, p. 447-61, 1963.

SEU, M.; PASQUALETO, M. Hand Therapy for Dysfunction of the Intrinsic Muscles. *Hand Clinics.* v.28, p.87–100, 2012.

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. Capítulo 6.

SHU, Y.; MIRKA, G. A. A Laboratory Study of the Effects of Wrist Splint Orthoses on Forearm Muscle Activity and Upper Extremity Posture. HUMAN FACTORS. v.48, p. 499–510, 2006.

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. Capítulo 7.

SOUSA, G. G. Q.; MACÊDO, M. P. Effects of a dynamic orthosis in an individual with claw deformity. Journal of Hand Therapy. v. 28, p. 425-428, 2015.

SUNDERLAND, S. A classification of peripheral nerve injuries producing loss of function. Brain, v. 74, p. 491, 1951.

SZEKERES, M. Tenodesis extension splinting for radial nerve palsy. Tech Hand Up Extrem Surg. Sep;10(3):162-5, 2006.

TAPP, M.; WENZINGER, E.; TARABISHY, S.; RICCI, J.; HERRERA, F.A. The Epidemiology of Upper Extremity Nerve Injuries and Associated Cost in the US Emergency Departments. Ann Plast Surg. 83(6):676-680, 2019.

TANAKA, D. M.; FERREIRA, A. M.; COLOMBARI, F. S.; BARBOSA, R. I.; MARCOLINO, A. M.; MAZZER, N.; FONSECA, M. C. R. Muscles co-activation and wrist position during sustained grip in healthy subjects. J Health Sci Inst. 32(2):194-7, 2014.

TAYLOR, S. A. F.; KEDGLEY, A. E.; HUMPHRIES, A.; SHAHEEN, A. F. Simulated activities of daily living do not replicate functional upper limb movement or reduce movement variability. Journal of Biomechanics. v. 76, p. 119–128, 2018.

THORSÉN, F; ROSBERG, H-E.; CARLSSON, K.S; DAHLIN, L. B. Digital nerve injuries: Epidemiology, results, costs, and impact on daily life, Journal of Plastic Surgery and Hand Surgery, 46:3-4, 184-190, 2012.

- VALDES, K.; BOYD, J. D.; POVLAKE, S. B.; SZELWACH, M. A. Efficacy of orthotic devices for increased active proximal interphalangeal extension joint range of motion: A systematic review. *Journal of Hand Therapy*. p. 1-9, 2018.
- VALENT, F.; ELEOPRA, R.; MANGANOTTI, P.; PASSADORE, P. A population-based study of injuries to the brachial plexus and to the peripheral nerves of the shoulder girdle and upper limb in the Italian region Friuli Venezia Giulia. *Neurosurg Rev*. 41:519–523, 2018.
- VALEVICIUS, A. M.; BOSER, Q. A.; LAVOIE, E. B.; MURGATROYD, G. S.; PILARSKI, P. M.; CHAPMAN, C. S.; VETTE, A. H.; HERBERT, J. S. Characterization of normative hand movements during two functional upper limb tasks. *PLoS ONE* 13(6), 2018.
- VAN PETTEN, A. M. V. V.; ÁVILA, A. F. Efeito do uso de órtese de punho na ativação da musculatura flexora e extensora do punho. *Revista Brasileira de Ortopedia*. v.45, p.72-8, 2010.
- VERGARA, M.; SANCHO-BRU, J. L.; GRACIA-IBÁÑEZ, V.; PÉREZ-GONZALEZ, A. An introductory study of common grasps used by adults during performance of activities of daily living. *Journal of Hand Therapy*. v. 27, p. 225-234, 2014.
- WACHTER, N. J.; MENTZEL, M.; KRISCHAK, G. D.; GÜLKE, J. Quantification of hand function by power grip and pinch strength force measurements in ulnar nerve lesion simulated by ulnar nerve block. *Journal of Hand Therapy*. 2017.
- 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.
- YANCOSEK, K. E.; HOWELL, D. A narrative review of dexterity assessments. *J Hand Ther*. v.22, p.258-70, 2009.
- YOO, I.G.; JUNG, M.Y.; JEON, H.S.; LEE, J. Effects of wrist-extension orthosis on shoulder and scapular muscle activities during simulated assembly tasks. *Ind Health*. 48(1):108-14, 2010.
- YOUNG, N.; TERRINGTON, N., FRANCIS, D.; ROBINSON, L. S. Orthotic management of fixed flexion deformity of the proximal interphalangeal joint following traumatic injury: A systematic review. *Hong Kong Journal of Occupational Therapy*. Vol. 31(1), p. 3–13, 2018.

Apêndice A - TCLE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar, como voluntário, do projeto de pesquisa intitulado **“ANÁLISE DOS EFEITOS BIOMECÂNICOS DAS ÓRTESES DO MEMBRO SUPERIOR DURANTE A EXECUÇÃO DE UMA TARFEFA FUNCIONAL”** que tem como pesquisadora responsável a Ft. Flávia Pessoni F. Macêdo Ricci, aluna de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, que pode ser contatada pelo telefone (16) 3315-0300 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 um paciente que precisa de um aparelho (órtese) para ajudar na função da mão realiza tarefas do dia-a-dia.

PROCEDIMENTOS

Durante a pesquisa, você deverá se encaminhar ao Laboratório de Análise do Movimento do Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (CER-HCRP). Inicialmente, o pesquisador irá ensiná-lo quais serão os movimentos que deverão se realizados. Em seguida, irá preparar sua pele por meio 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 ou a órtese poderão gerar desconforto durante o movimento. Seu benefício será auxiliar os pesquisadores a compreenderem o funcionamento dos músculos e articulações do braço nesta situação para melhorar a fabricação destes aparelhos e a orientação dada aos pacientes 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: ____/____/____

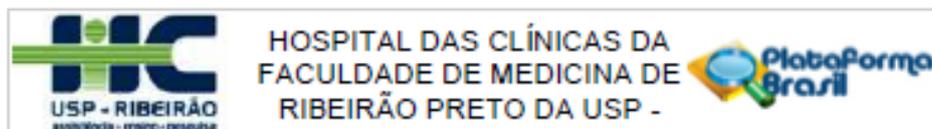
Pesquisadora Responsável: **Flávia Pessoni F. M. Ricci – CREFITO3/152618**

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 pesquisadora responsável, pelo telefone: 3315-0300 ou 3315-4769. Também é possível entrar em contato diretamente com o Comitê de Ética em Pesquisa (3602-2228).

Anexo A – Parecer Consubstanciado do CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE DOS EFEITOS BIOMECÂNICOS DAS ÓRTESES DO MEMBRO SUPERIOR DURANTE A EXECUÇÃO DE UMA TARFEFA FUNCIONAL

Pesquisador: Flávia Pessoni Faleiros Macêdo Riold

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 50633015.8.0000.5440

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.354.421

Apresentação do Projeto:

O protocolo de pesquisa foi instruído com o projeto de pesquisa, folha de rosto da Plataforma Brasil devidamente preenchida e assinada pelo responsável pela Instituição proponente, a autorização Institucional para que o projeto seja executado nas dependências do Ambulatório de Órteses do membro Superior do Centro de reabilitação do HCFMRP, a aprovação do orçamento pela UPC, orçamento detalhado, o cronograma de atividades, o projeto de pesquisa, o TCLE e indicação de telefone para contato.

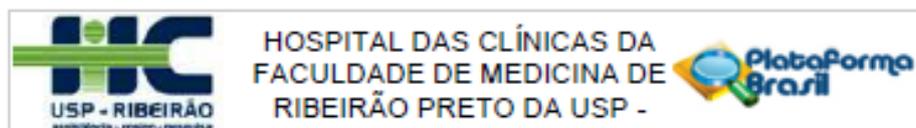
Objetivo da Pesquisa:

O objetivo da proposta é analisar as alterações biomecânicas no padrão funcional do membro superior com o uso de órteses em pacientes com disfunções decorrentes de traumas do sistema musculoesqueléticos e de queimaduras, visando contribuir com evidências científicas para a prática clínica.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Em relação aos procedimentos da pesquisa, não há riscos maiores que os benefícios gerados pela execução do projeto de pesquisa, pois, se houver algum desconforto, não gerará danos físicos e nem morais importantes, que o anuente não tenha considerado durante o consentimento; os benefícios são coletivos, considerando a melhoria de protocolos e de terapias, além dos

| | | |
|---------------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|
| Endereço: CAMPUS UNIVERSITÁRIO | | |
| Bairro: MONTE ALEGRE | | CEP: 14.048-000 |
| UF: SP | Município: RIBEIRÃO PRETO | |
| Telefone: (16)3602-2228 | Fax: (16)3633-1144 | E-mail: cep@hcrp.usp.br |



Continuação do Parecer: 1.354.421

participantes receberem a avaliação inicial, que inclui a indicação e o agendamento da confecção da órtese, independentemente da aceitação da participação como voluntário no estudo. A confidencialidade dos dados é sempre um risco, mas o TCLE esclarece tal situação a contento.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto de pesquisa apresenta bom enquadramento metodológico, cálculo amostral baseado em estudo prévio, que foi realizado com a aprovação do CEP-HCFMRP, apresenta critérios de inclusão e de exclusão, pretende realizar o recrutamento de voluntário sem coação e respeitando a liberdade de escolha, identificou as técnicas e procedimentos da coleta de dados e indicou a possível análise estatística.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE está bem apresentado e não fere os princípios da ética em pesquisa com seres humanos.

Recomendações:

Nada a recomendar, sob o ponto de vista da avaliação ética.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O protocolo de pesquisa foi completamente instruído, o objetivo da pesquisa contribui com o conhecimento da área, a relação risco/benefícios justifica a realização da pesquisa, o projeto está bem fundamentado e bem estruturado e o TCLE é coerente com o processo de consentimento.

Diante do exposto e à luz da Resolução CNS 466/2012, o projeto de pesquisa versão 2 de 17/11/2015, assim como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido versão 2 de 17/11/2015 podem ser enquadrados na categoria APROVADO.

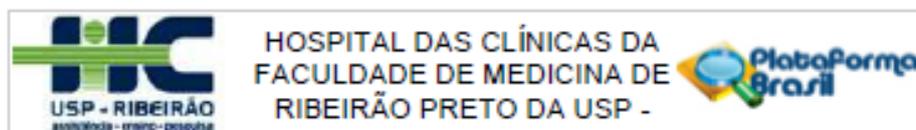
Considerações Finais a critério do CEP:

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.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

| Tipo Documento | Arquivo | Postagem | Autor | Situação |
|--------------------------------|----------------------------------------------|------------------------|-------|----------|
| Informações Básicas do Projeto | PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_429325.pdf | 01/12/2015 17:44:55 | | Aceito |

| | |
|--------------------------------|--------------------------------------------|
| 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 |



Continuação do Parecer: 1.354.421

| | | | | |
|-----------------------------------------------------------|-------------------------------------------|---------------------|--------------------------------------|--------|
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | projeto_doutorado_Flavia_CEP_2aVersao.pdf | 01/12/2015 17:43:44 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |
| Outros | Carta_adequacoes_cep_flavia_ricci.pdf | 01/12/2015 17:42:36 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |
| Outros | Autorizacao_CER.pdf | 01/12/2015 17:41:36 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE_Flavia_Ricci_ortese-versao2.pdf | 17/11/2015 11:39:53 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |
| Orçamento | Orcamento_Aprovado_UPC_Flavia_Ricci.pdf | 17/11/2015 11:34:49 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |
| Folha de Rosto | Folha_de_Rosto_Flavia_Ricci.pdf | 17/11/2015 11:32:44 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |
| Cronograma | CRONOGRAMA_Flavia_Ricci-versao1.pdf | 03/11/2015 10:37:17 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE_Flavia_Ricci_ortese-versao1.pdf | 29/10/2015 23:17:23 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | projeto_Flavia_Ricci_ortese-versao1.pdf | 29/10/2015 23:17:11 | Flavia Pessoni Faleiros Macêdo Ricci | Aceito |

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIBEIRAO PRETO, 07 de Dezembro de 2015

Assinado por:
MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
(Coordenador)

Endereço: CAMPUS UNIVERSITÁRIO
Bairro: MONTE ALEGRE CEP: 14.048-900
UF: SP Município: RIBEIRAO PRETO
Telefone: (16)3603-2228 Fax: (16)3633-1144 E-mail: cep@hcrp.usp.br

Anexo B – QuickDASH

Quick DASH**Instruções**

Esse questionário pergunta sobre seus sintomas, assim como suas habilidades para fazer certas atividades.

Por favor responda cada questão, baseando-se em sua condição na semana passada, circulando o número apropriado.

Se você não teve a oportunidade de fazer uma das atividades na semana passada, por favor, tente estimar qual resposta seria a mais correta.

Não importa qual mão ou braço você usa para fazer a atividade; por favor, responda baseando-se na sua habilidade independentemente da forma como você faz a tarefa.

Quick DASH

Por favor meça sua habilidade para realizar as seguintes atividades na semana passada circulando o número apropriado da resposta:

| | Não houve dificuldade | Houve pouca dificuldade | Houve dificuldade moderada | Dificuldade severa | Não conseguiu fazer |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|-------------------------|----------------------------|--------------------|---------------------|
| 1. Abrir um vidro novo ou com a tampa muito apertada. | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 2. Fazer tarefas domésticas pesadas (por exemplo: lavar paredes, lavar o chão). | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 3. Carregar uma sacola ou uma mala. | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 4. Lavar suas costas. | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 5. Usar uma faca para cortar alimentos. | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 6. Atividades recreativas que exigem alguma força ou impacto nos braços, ombros ou mãos (por exemplo: jogar vôlei, martelar). | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

| | Não afetou | Afetou pouco | Afetou Moderadamente | Afetou muito | Afetou Extrema Mente |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|---------------|-----------------------|---------------|----------------------|
| 7. Durante a semana passada, em que ponto o seu problema com braço, ombro ou mão afetaram suas atividades normais com família, amigos, vizinhos ou colegas? | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| | Não limitou | Limitou pouco | Limitou moderadamente | Limitou muito | Não conseguiu fazer |
| 8. Durante a semana passada, o seu trabalho ou outras atividades diárias regulares foram limitadas devido ao seu problema com braço, ombro ou mão? | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

| | | | |
|--|--|--|--|
| | | | |
|--|--|--|--|

| Por favor meça a gravidade dos seguintes sintomas na semana passada. (circule o número) | Nenhuma | Pouca | Moderada | Severa | Extrema |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|-------------------|----------------------|--------------------|------------------------------------|
| 9. Dor no braço, ombro ou mão. | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 10. Desconforto na pele (afinadas) no braço, ombro ou mão. | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| | Não houve dificuldade | Pouca dificuldade | Dificuldade moderada | Dificuldade severa | Tão difícil que eu não pude dormir |
| 11. Durante a semana passada, quanto de dificuldade você teve para dormir por causa da dor no seu braço, ombro ou mão? (circule o número) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

ESCORES DOS SINTOMAS E DISFUNÇÃO DO QuickDASH = $[(\text{soma das respostas} / n) - 1] \times 25$, quando o n é o número completo de respostas.

O escore do QuickDASH não pode ser calculado se houver mais de um item não válido.