



INVESTIGAÇÃO DO INÍCIO DE ATIVAÇÃO DE MÚSCULOS DO
TRONCO DURANTE REALIZAÇÃO DE TAREFA MOTORA EM HOMENS
COM E SEM DOR LOMBAR

Danielle Polato

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro
Janeiro de 2017

INVESTIGAÇÃO DO INÍCIO DE ATIVAÇÃO DE MÚSCULOS DO
TRONCO DURANTE REALIZAÇÃO DE TAREFA MOTORA EM HOMENS
COM E SEM DOR LOMBAR

Danielle Polato

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Luiz Alberto Batista, D.Sc.

Prof. Julio Guilherme Silva, D.Sc.

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Roger Gomes Tavares de Mello, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JANEIRO DE 2017

Polato, Danielle

Investigação do início de ativação de músculos do tronco durante realização de tarefa motora em homens com e sem dor lombar. / Danielle Polato. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2017.

IX, 137 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 78-89.

1. Dor lombar crônica. 2. Eletromiografia de superfície. 3. Tempo de ativação. I. Souza, Marcio Nogueira de *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradeço...

Sobretudo, agradecer àquele que planejou cada detalhe na minha vida, que me deu força para passar noites acordada, que renovou minhas energias a cada manhã, que me encheu de fé e coragem para prosseguir. Obrigada Deus, por me trazer até aqui, atribuo a ti todas as minhas conquistas...

... ao inesquecível “Papai Cherol”, meu exemplo, que me ensinou a nunca desistir, insistir, acreditar, lutar, ser menos intransigente... que dedicou sem tempo, conhecimento e paciência sem esperar nada em troca...

...ao querido Marco Antônio C. Garcia, por ter me inserido no meio acadêmico, por suas orientações e por ter me apresentado àquela que se tornaria muito mais que uma orientadora...

...à minha amiga Bruna Maria de Paula, por ter me ensinado tanta coisa, por ser minha musa inspiradora...

...aos meus orientadores Márcio N. de Souza e Alexandre V. Pino, por toda dedicação e carinho, por acreditarem que eu conseguiria, por não desistirem de mim...

...ao meu maior colaborador, meu amigo querido, João M.Y. Catunda, pela enorme ajuda prestada. Sem ele eu não teria conseguido...

...ao meu amado marido Maíke Balestieri, meu grande incentivador, por entender minhas ausências e vibrar com cada vitória...

...aos companheiros de laboratório por dividirem as angústias comigo e me proporcionarem momentos inesquecíveis...

...a todos os meus alunos de Iniciação Científica, em especial à Suzana Griffó, que hoje faz parte da minha vida...

...aos alunos do C-EspEP2016 e C-ApEP2016, por terem se voluntariado prontamente com o único intuito de ajudar...

...aos amigos de trabalho, que muito ajudaram... aos amigos da vida pela torcida e compreensão...

...à minha família.

Don't worry, be happy!

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

INVESTIGAÇÃO DO INÍCIO DE ATIVAÇÃO DE MÚSCULOS DO TRONCO
DURANTE REALIZAÇÃO DE TAREFA MOTORA EM HOMENS COM E SEM
DOR LOMBAR

Danielle Polato

Janeiro/2017

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

O presente trabalho utilizou a eletromiografia de superfície para identificar os tempos de ativação de alguns músculos do tronco durante o início do movimento de extensão desse segmento em três velocidades angulares distintas, a fim de descrever o sinergismo muscular em voluntários com e sem dor lombar crônica (DLC). Foram investigados também os padrões de energia dos sinais de EMGs por meio de imagens topográficas durante um ciclo de extensão-flexão-extensão do tronco. O estudo incluiu 18 homens divididos igualmente em dois grupos, com e sem DLC, e utilizou equipamento isocinético para controle da velocidade e ângulo do movimento. Ao comparar os tempos de ativação muscular entre os grupos os resultados foram estatisticamente significativos para os músculos reto abdominal superior, reto abdominal inferior e oblíquo externo nas velocidades de 120°/s e 90°/s; e somente para o reto abdominal superior em 60°/s. Esses resultados indicam a presença de co-contração entre os músculos flexores e extensores do tronco durante o início do movimento no grupo com DLC. As imagens topográficas apresentadas para voluntário com dor lombar crônica foram capazes de mostrar esse comportamento. A ativação antecipatória ao movimento do músculo transverso do abdome/oblíquo interno se mostrou presente em ambos os grupos. Não foi encontrada assimetria entre os lados dos músculos investigados em nenhum dos grupos.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

INVESTIGATION OF THE START OF ACTIVATION OF TRUNK MUSCLES
DURING MOTOR TASK IN MEN WITH AND WITH NO LOMBAR PAIN

Danielle Polato

January/2017

Advisors: Marcio Nogueira de Souza
Alexander Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

The present work used surface electromyography to identify the activation times of some trunk muscles during the beginning of the movement of extension of this segment in three distinct angular velocities in order to describe muscular synergism in volunteers with and without chronic low back pain (LBP). The energy patterns of the EMG signals were also investigated by topographic images during a trunk extension-flexion-extension cycle. The study included 18 men equally divided into two groups, with and without LBP, and used isokinetic equipment to control speed and angle of movement. When comparing muscle activation times between groups, the results were statistically significant for the upper rectus abdominis, lower rectus abdominis and external oblique muscles at speeds of 120°/s and 90°/s; And only for the upper rectus abdominis at 60°/s. These results indicate the presence of co-contraction between the flexor and extensor muscles of the trunk during the onset of movement in the DLC group. The topographic images presented for volunteers with chronic low back pain were able to show this behavior. The anticipatory activation to the movement of the transverse abdomen/internal oblique muscle was present in both groups. No asymmetry was found between the sides of the muscles investigated in any of the groups.

Sumário

1	Introdução	1
1.1.	Objetivos.....	5
1.2.	Objetivos Específicos	6
2	Conceitos Básicos	7
2.1	Terminologia funcional da atividade muscular	7
2.2	A coluna vertebral e seus músculos	7
2.3	Movimentos da coluna vertebral	11
2.4	Aspectos morfológicos e funcionais relacionados com a estabilidade lombar ..	12
2.5	A eletromiografia de superfície.....	14
3	Revisão de literatura	18
3.1	Tempo de ativação muscular.....	18
3.2	Topografia eletromiográfica.....	20
4	Materiais e Métodos.....	28
4.1	Casuística	28
4.2	Descrição do experimento.....	29
4.2.1	Colocação dos eletrodos.....	29
4.2.2	Posicionamento do voluntário.....	32
4.2.3	Manobra	33
4.3	Instrumentação e processamento.....	34
4.4	Estatística	38
5	Resultados	39
5.1	Fase 1:	40
5.1.1	Voluntário sem dor	40
5.1.2	Voluntário com dor	46
5.2	Fase 2:	53

5.2.1	Voluntário sem dor	53
5.2.2	Voluntário com dor	59
5.3	Tempo de ativação muscular	65
6	Discussão	71
7	Conclusão.....	76
8	Trabalhos Científicos Associados ao Doutorado.....	77
9	Referência Bibliográfica	78
	Anexo I - Eletrodos.....	90
	Anexo II – Anamnese e Questionário de Dor Lombar	99
	Anexo III – Termo de consentimento livre e esclarecido.....	101
	Anexo IV- Gráficos de cada voluntário das fases 1 e 2.....	105

1 Introdução

A dor lombar é o sintoma de distúrbio músculo esquelético mais prevalente na população mundial, atingindo cerca de 70 a 85% dos adultos em algum momento da vida (NIJS *et al.*, 2015). Foi considerada a primeira causa de consultas médicas no atendimento primário e secundário dos Sistemas de Saúde de países como Inglaterra e Suécia (JORDAN *et al.*, 2014) e por isso foi apontada como responsável por elevados índices de incapacidade, baixa produtividade e consequentes faltas ao trabalho (OLIVEIRA, *et al.*, 2012), o que gera alto custo para a sociedade (KATZ, 2006).

Por esses motivos, a dor lombar tem sido amplamente discutida na literatura (NEBLETT *et al.*, 2010; WONG *et al.*, 2010, 2012 e 2013; RINGHEIM *et al.*, 2015; MEHTA *et al.*, 2015; SHIRI, 2016). Contudo, uma revisão sistemática chama atenção para grande variedade metodológica nos estudos que se dedicam à compreensão da dor lombar, principalmente no que diz respeito à sua definição e tempo de duração da mesma (LEMEUNIER, 2012).

A dor é classificada de acordo com a sua duração em: aguda ou crônica. A dor aguda tem função de alertar a presença de uma lesão, induzindo as reações de defesa, fuga ou remoção de agente causal, desaparecendo após a resolução do processo patológico. A dor crônica é a que persiste por processos patológicos crônicos, de forma contínua ou recorrente por mais de três meses (GUEZ *et al.*, 2006; KOES *et al.*, 2010). Cerca de 65% das pessoas entrevistadas em uma Unidade Básica Saúde de São Paulo relataram procurar o atendimento devido à dor crônica na coluna vertebral (BRACHER *et al.*, 2010), o que eleva significativamente os gastos com saúde no país (SCHWEFE *et al.*, 2011).

A literatura tem discutido alguns meios para tentar diminuir a incidência da dor lombar crônica na população (LEE e KIM, 2015; HWANGBO *et al.*, 2015; SEARLE *et al.*, 2015; GHAMKHAR *et al.*, 2015; SARAGIOTTO *et al.*, 2016). Nesse sentido, a compreensão dos processos de recrutamento dos músculos do tronco e a atividade coordenada entre eles na manutenção da estabilidade desse segmento durante atividades funcionais é essencial, não somente para a comunidade acadêmica, mas também para os profissionais da área da saúde que tentam prevenir ou tratar problemas de dores músculo-esqueléticas da coluna vertebral (FREEMAN e WOODHAM, 2010; RATHINARAJ *et al.*, 2012).

Outrossim, apesar do grande número de pesquisas relacionadas à importância da estabilidade muscular da região lombopélvica, hoje popularizada como *core*, na prevenção e no tratamento de lesões (GONG, 2015; SEARLE *et al.*, 2015; SHIZHENG *et al.*, 2016), bem

como na influência no desempenho em atleta (CORREIA *et al.*, 2016), ainda não há total entendimento sobre quais seriam os componentes mais importantes na manutenção dessa estabilidade e como eles, de fato, atuariam durante movimentos do tronco (HWANGBO *et al.*, 2015; BOUCHER *et al.*, 2016).

Alguns autores têm se dedicado ainda a investigar se há ou não alteração nas estratégias motoras utilizadas por indivíduos com dor lombar crônica e qual a influência do exercício na diminuição do quadro álgico (BRUMITT *et al.*, 2013; SEARLE *et al.*, 2015; HWANGBO *et al.*, 2015), propondo ou analisando exercícios comumente utilizados na prática clínica (COLADO *et al.*, 2011; CHO e JEON, 2013; GONG, 2015; HWANGBO *et al.*, 2015). Embora não haja consenso sobre o efeito do exercício na prevenção da dor lombar (SHIRI, 2016), é possível encontrar estudos que buscam descrever o tipo de exercício ou método mais recomendado para otimizar a ativação dos músculos profundos da coluna vertebral, com o objetivo de melhorar a estabilidade desse segmento e reduzir o risco de lesão (RATHINARAJ *et al.*, 2012; CHO e JEON, 2013; GONG, 2015). Esses trabalhos propõem a utilização de materiais complementares que gerem instabilidade ao tronco (LÜKENS *et al.*, 2015; MELLO, 2016) ou ainda a estimulação elétrica neuromuscular, que funcionaria como treinamento em pacientes que têm dificuldade em iniciar a contração desses músculos (BAEK *et al.*, 2014; KIM *et al.*, 2016; CHO *et al.*, 2016).

De uma maneira geral, a prescrição ideal de exercícios para prevenção ou tratamento da lombalgia crônica depende de uma avaliação mais objetiva dos padrões de ativação dessas musculaturas e sua real exigência durante diferentes tarefas motoras (SARAGIOTTO, 2016). HU *et al.*, (2004) comentaram não ser possível descrever um padrão de ativação dos músculos posteriores do tronco em indivíduos com dor lombar durante o movimento de flexão e extensão do tronco, uma vez que observou padrões distintos em cada sujeito avaliado. O grupo ratificou esse achado em outros trabalhos (HU *et al.*, 2007 e 2010). Desta forma, se faz necessária uma investigação mais detalhada e individualizada a respeito da coordenação entre os músculos da parede anterior e posterior do tronco durante movimentos funcionais para posterior indicação de tratamento ou exercício.

O que se sabe é que quando existe redução da estabilidade passiva dos segmentos vertebrais, devido a lesões ou movimentos repetitivos de flexão e extensão do tronco, maior reserva de força e de co-contração entre os músculos flexores e extensores do tronco é esperada (FREDDOLINI *et al.*, 2014; SEARLE *et al.*, 2015). Pessoas com dor lombar crônica parecem apresentar redução de força e resistência da musculatura extensora de tronco (DEMOULIN *et al.*, 2012; RINGHEIM *et al.*, 2015). Todavia, BORGHUIS *et al.*, (2008)

ressalta que somente 5% da contração voluntária máxima dessa musculatura é solicitada para a estabilidade da coluna vertebral durante as atividades normais, aumentando para 10% durante atividades vigorosas.

É comum encontrar trabalhos que se dediquem à compreensão do papel dos músculos profundos da coluna vertebral - multífido lombar e transverso do abdome - na estabilidade do tronco durante as mais variadas tarefas (RATHINARAJ *et al.*, 2012; CHO e JEON, 2013; LÜKENS *et al.*, 2015; ZAFFOLI *et al.*, 2016), bem como a contribuição de músculos superficiais do tronco na estabilização da coluna vertebral (SCHINKEL *et al.*, 2013; CORREIA *et al.*, 2016). No entanto, as características de ativação dos músculos do tronco e das interações entre eles para produzir o movimento não estão claramente entendidas (SIU *et al.*, 2016).

KIENBACHER *et al.*, (2016) afirmaram que a análise dos padrões de ativação muscular durante movimento de flexão e extensão do tronco em indivíduos com dor lombar crônica de diferentes faixas etárias pode fornecer informações sobre o seu estado funcional e possibilitar a diferenciação entre indivíduos com e sem lombalgia.

Os movimentos de flexão e extensão do tronco estão presentes durante as atividades de vida diária, bem como em alguns exercícios realizados em academias ou, ainda, em esportes de alto rendimento, como o remo, levantamento de peso olímpico, os diferentes tipos de ginástica, saltos ornamentais, dentre outros (BAHR *et al.*, 2004) e, ainda que sejam movimentos funcionais fundamentais da coluna vertebral, são associados com os elevados índices de dor lombar (D'HOOGHE *et al.*, 2013; SCHINKEL e DRAKE, 2015; KIENBACHER *et al.*, 2016). Por isso têm sido alvo de estudo (CROSBIE *et al.*, 2013; ZURIAGA *et al.*, 2016). Porém, não foram encontrados trabalhos que mostrem o comportamento simultâneo dos músculos do tronco durante o movimento de flexão e extensão; e tão pouco que descrevam os tempos de ativação e a sinergia desses músculos em pessoas com e sem dor lombar em velocidades angulares distintas.

A eletromiografia de superfície (EMGs) tem sido a técnica mais empregada na investigação e entendimento dos padrões de atividade e sinergismo dos músculos do tronco (MCGILL *et al.*, 2003; HUMPHREY *et al.*, 2005; SCHINKEL *et al.*, 2013; PARK *et al.*, 2014; CORREIA *et al.*, 2016) e tem se mostrado uma ferramenta útil para o estudo de estratégias motoras utilizadas por pessoas com ou sem dor lombar (HUMPHREY *et al.*, 2005; REGER *et al.*, 2006; WONG *et al.*, 2010, 2012, 2013). Uma revisão sistemática examinou as diferenças significativas na eletromiografia de superfície entre pessoas com e sem dor lombar (GEISSER *et al.*, 2005) e mostrou que a sensibilidade e a especificidade para medidas

dinâmicas de EMGs são, em média, de 88,8% e 81,3%, respectivamente, apontando essa técnica como promessa de um marcador objetivo de dor lombar.

A maioria das pesquisas que utilizam a EMGs para descreverem as mudanças no padrão de recrutamento muscular em pessoas com e sem dor lombar tem associado essas alterações a movimentos ou posturas previsíveis do esqueleto apendicular, que gerariam perturbações na estabilidade da coluna vertebral (PARK *et al.*, 2014; LEE e KIM, 2015; FEWSTER *et al.*, 2017). Ou ainda a movimentos imprevisíveis de retomada do equilíbrio do tronco após perturbação externa (MACDONALD *et al.*, 2010), onde a atividade muscular é ajustada automaticamente para superar o desequilíbrio e manter a orientação da coluna vertebral. A eletromiografia invasiva (EMGi) tem sido utilizada em alguns estudos com o objetivo de descrever padrões de ativação de músculos profundos da coluna vertebral durante o movimento de flexão e extensão do tronco e sua relação com a dor lombar (OKUBO *et al.*, 2010; D'HOOGHE *et al.*, 2013).

A EMGs é usada em alguns trabalhos que buscam determinar os tempos de ativação e sincronia entre músculos distintos em tarefas motoras diferentes (LEE *et al.*, 2015; SCHINKEL e DRAKE, 2015), além da coordenação muscular em indivíduos com e sem dor lombar, a fim de descrever os seus padrões em atividades funcionais (WONG *et al.* 2013; SUEHIRO *et al.*, 2015). Ainda são poucos os estudos voltados à determinação dos tempos de ativação muscular durante o movimento de flexão e extensão do tronco (WONG *et al.*, 2012; CORREIA *et al.*, 2016). Não foram encontradas pesquisas que buscaram determinar os tempos de ativação dos músculos da parede anterior e posterior da região lombar da coluna vertebral em indivíduos com e sem dor lombar durante o movimento de flexão e extensão do tronco.

É comum encontrar na literatura trabalhos que utilizam a modalidade tradicional para detecção de sinais de EMG de superfície se baseando em pares de eletrodos individuais colocados sobre a pele na região acima do músculo (WONG *et al.*, 2010, 2012, 2013; SIU *et al.*, 2016; VAHDAT *et al.*, 2016), cuja distância intereletrodos gira em torno de 20mm, o que torna difícil o isolamento do músculo de interesse quando ele é pequeno e/ou cercado por outros (RAINOLDI *et al.*, 2004). HERMIE *et al.*, (2000) recomendam que a distância intereletrodos não exceda um quarto do comprimento da fibra muscular.

Existem ainda diferentes abordagens quanto à localização e posicionamento dos eletrodos (AROKOSKI *et al.*, 2004; HU *et al.*, 2009; REGER *et al.*, 2006), o que reforça a ideia de que não há método universalmente aceito para avaliação eletromiográfica (POTVIN e O'BRIEN, 1998). Nesse sentido, o uso de arranjos de eletrodos superficiais, com menor

distância intereletrodos e maior poder de captação por cobrir uma área maior do músculo, poderia fornecer informações globais sobre o padrão de ativação e sinergismo dessas musculaturas durante diferentes tarefas (HU *et al.*, 2007 e 2009).

Em contrações dinâmicas o músculo se desloca com relação à pele e os eletrodos, de modo que tal artefato de movimento determina as alterações das variáveis de amplitude de EMGs não relacionadas com a modificação real da atividade muscular (RAINOLDI *et al.*, 2004). O uso de arranjos de eletrodos parece ser um método eficiente nesse sentido por viabilizar a visualização da distribuição de sinais mioelétricos de uma região, ou seja, seria promissora em solucionar problemas de interface eletrodo-pele (MERLETTI *et al.*, 2016) ou, ainda, possibilitar que os sinais de canais ruins sejam identificados e substituídos por sinais de canais vizinhos (MERLETTI *et al.*, 2010).

Alguns autores utilizam a EMGs com esses arranjos de eletrodos em estudos de contração muscular, aplicados à reabilitação e treinamento esportivo (MERLETTI *et al.*, 2016) e na geração de imagens topográficas dos músculos do tronco (HU *et al.*, 2004, 2007 e 2010; TUCKER *et al.*, 2009; MERLETTI *et al.*, 2016). As imagens topográficas geradas a partir do sinal de EMGs por arranjos de eletrodos possibilitam a observação do sinergismo entre os músculos durante o movimento e podem ser usadas na diferenciação do padrão de recrutamento muscular em pessoas com e sem dor lombar (HU *et al.*, 2004, 2007 e 2010).

Os estudos que investigaram os tempos de ativação e sinergismo muscular por meio de sinais de EMGs durante o movimento de flexão e extensão do tronco não controlaram a amplitude, sequer a velocidade angular do movimento (TUCKER *et al.* 2009; HU *et al.*, 2007 e 2009; LIU *et al.*, 2011). Não há relatos na literatura quanto à utilização da EMGs com arranjos de eletrodos em indivíduos com e sem dor lombar na determinação dos tempos de ativação e coordenação dos músculos da parede anterior e posterior do tronco, durante movimento de extensão desse segmento, em velocidades angulares distintas controladas por um equipamento isocinético.

1.1. Objetivos

De acordo com o exposto, o presente trabalho propõe-se a identificar os tempos de ativação e coordenação de alguns músculos do tronco durante o início do movimento de extensão desse segmento em velocidades angulares distintas, a fim de descrever o sinergismo muscular em voluntários com e sem dor lombar. Foram investigados também os padrões de energia dos sinais de EMGs por meio de imagens topográficas durante um ciclo de extensão-flexão-extensão do tronco nas três velocidades testadas.

1.2. Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral, foram idealizados os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver um protocolo para controle de velocidade e ângulo do movimento de flexão e extensão do tronco utilizando um equipamento de isocinético em três velocidades angulares distintas;
- Utilizar a EMGs com arranjos de eletrodos em indivíduos com e sem dor lombar para observar o tempo de ativação de alguns músculos do tronco durante o início do movimento de extensão;
- Observar o sinergismo entre os músculos investigados, por meio de imagens topográficas, durante um ciclo de extensão-flexão-extensão do tronco nas três velocidades testadas;
- Comparar os tempos de ativação entre os voluntários com e sem dor lombar;
- Investigar a existência de padrões diferenciados de recrutamento muscular em indivíduos com e sem dor lombar crônica.

2 Conceitos Básicos

Nesse capítulo serão apresentados os conceitos relativos à coluna vertebral como terminologia funcional, estabilidade e mobilidade, os músculos do tronco e sua influência na dor lombar. Além de comentar a utilização de eletrodos multicanais na criação de imagens topográficas que representam a atividade elétrica muscular.

2.1 Terminologia funcional da atividade muscular

Cada músculo possui uma ação primária e outras acessórias na produção de movimento, embora usualmente trabalhem mais em grupo do que individualmente na execução da tarefa (DRAKE, 2010). Um músculo, ou grupo de músculos, responsável por um determinado movimento recebe o nome de agonista ou motor principal, enquanto os antagonistas são os que se alongam e se opõem ao movimento realizado (DRAKE, 2010). Porém, para que o movimento ocorra de forma satisfatória é necessária a ação de músculos neutralizadores, que são responsáveis por fixar partes do corpo em uma dada posição, possibilitando a atuação dos agonistas (DRAKE, 2010).

Os músculos ditos sinergistas agem evitando os movimentos não desejados nas articulações intermediárias atravessadas pelos agonistas, onde suas contrações são necessárias para produzir os movimentos coordenados, suaves ou precisos (DRAKE, 2010).

2.2 A coluna vertebral e seus músculos

A coluna vertebral, do ponto de vista mecânico, é definida como uma viga em balanço, suportando cargas estáveis e móveis constituída por 33 ossos - as vértebras - que ao serem articulados constituem o eixo central esquelético do corpo. Esses segmentos individuais são conectados por fortes ligamentos e suportados dinamicamente por músculos e tendões (DRAKE, 2010). Há, ainda, mecanorreceptores nas suas estruturas viscoelásticas e músculos que monitoram sua posição durante os movimentos (HOLM *et al.*, 2002). Em adultos, a coluna vertebral apresenta quatro curvaturas sagitais: cervical, torácica, lombar e sacrococcígena (Figura 1).

A estrutura rígida da coluna vertebral confere a ela a função de sustentação do corpo e permite manter a postura ortostática. A mobilidade dessa estrutura se dá devido às vértebras serem móveis, onde a sua estabilidade ou rigidez ativa depende principalmente de músculos e ligamentos (DANGELO e FATTINI, 2004) auxiliando no suporte de cargas. No entanto, apresentam flexibilidade reduzida e falham sob cargas repetitivas aplicadas em movimentos

de extensão ou em flexão. Logo, os músculos do tronco passam a desempenhar importante papel quanto à estabilização ativa dessa estrutura (DANGELO e FATTINI, 2004).

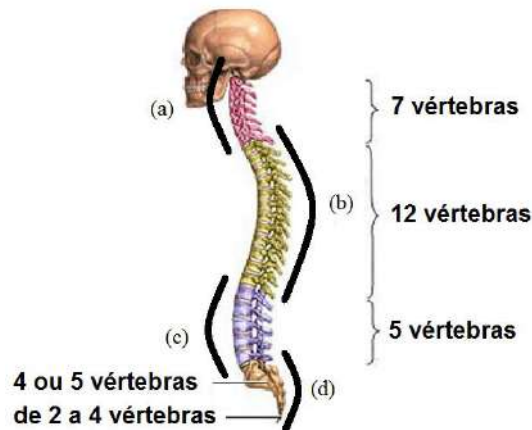


Figura 1: As regiões da coluna vertebral com seus respectivos números de vértebras. (a) Cervical, (b) Torácica, (c) Lombar e (d) Sacrococcígea.

A maioria dos músculos que movimentam a coluna vertebral está localizada em sua face posterior. Todos esses músculos agem no sentido de promover a extensão da coluna vertebral (DRAKE, 2010; NETTER, 2015), mas também têm papéis dominantes no movimento de flexão do tronco partindo da posição ortostática (HAMILL, 2016). O grupamento muscular extensor da coluna vertebral é constituído por pequenos músculos que podem ser classificados em eretores da espinha (íliocostal lombar, torácico e cervica; longuíssimo do tórax, pescoço e cabeça; e espinhal do tórax, pescoço e cabeça) e paravertebrais (intertransversário, interespinhoso, rotadores e multífido) que se localizam nas camadas intermediária e profunda, respectivamente (Figura 2). A camada superficial é constituída pelos músculos trapézio e latíssimo do dorso.

Dentre os músculos extensores do tronco podemos destacar os multífidos lombares, visto que sua estrutura anatômica possibilita que os mesmos funcionem como estabilizadores dinâmico dessa estrutura, principalmente durante os movimentos de flexão do tronco (WARD *et al.*, 2009). Dos músculos extensores do tronco localizados na camada profunda, os músculos multífidos lombares são os mais longos e mais mediais desse segmento e atuam na flexão lateral, extensão e rotação da coluna vertebral (MAYER *et al.*, 2007). Eles consistem em séries de fascículos que originam das lâminas até os processos espinhosos das vértebras lombares. A característica-chave da morfologia do multífido lombar é que seus fascículos são organizados por poli segmentos (HOLM *et al.*, 2002).

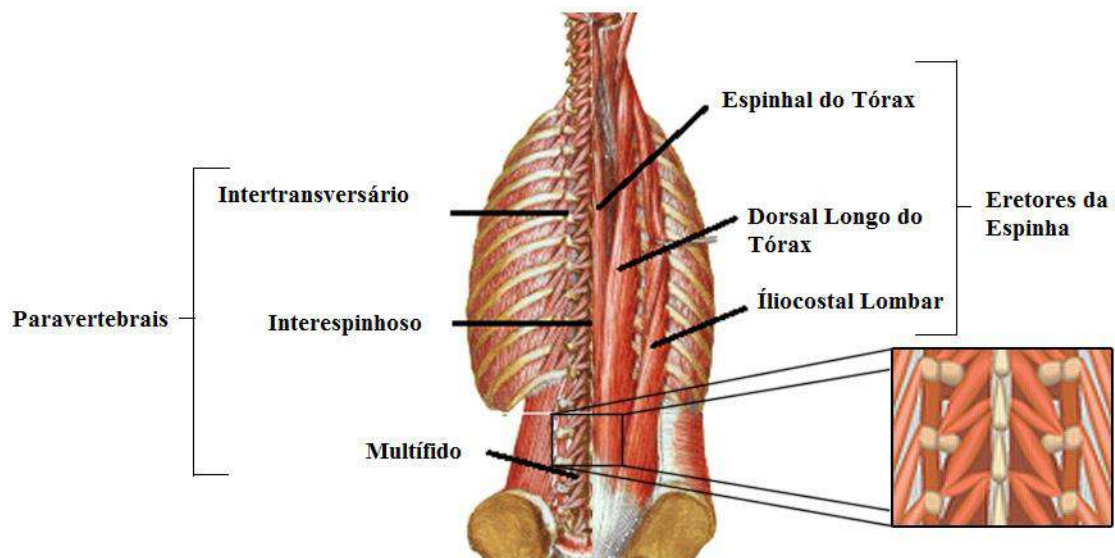


Figura 2: Grupo muscular extensor. Eretores da espinha na camada intermediária e músculos paravertebrais na camada profunda do tronco com destaque para o multifídeo.

Pelo fato de não haver suporte esquelético na parede anterior da cavidade abdominal, a resistência do segmento lombar é derivada de três camadas de músculo (Figura 3) cujas fibras de cada uma dessas paredes correm em diferentes direções, produzindo movimentos distintos, além de uma resistência adicional a essa estrutura (NETTER, 2015).

Na face ventral da parede abdominal, em sua camada mais externa, encontra-se o reto abdominal, um músculo achatado e estreito, cujas fibras correm verticalmente desde o púbis até o processo xifoide. Este músculo é atravessado por três intersecções tendíneas e segundo NORRIS, (1993), é o principal flexor do tronco.

Ainda na camada mais superficial encontra-se também o músculo oblíquo externo, cujas fibras se dirigem medialmente para baixo (Figura 3a). Atua concentricamente nos movimentos de flexão, flexão lateral e rotação do tronco para o lado oposto (KAPANDJI, 2000); e em contração excêntrica durante o movimento de extensão da coluna lombar (PORTERFIELD e DEROSA, 1998), flexão contralateral e rotação ipsilateral do tronco. Além disso, apresenta atividade elétrica concomitante aos músculos extensores do tronco durante alguns exercícios de estabilização (AROKOSKI *et al.* 2004).

Imediatamente abaixo desses músculos, em uma camada intermediária, localiza-se o oblíquo interno, cujas fibras se dirigem medialmente para cima (Figura 3b) atuando similarmente nos movimentos concêntricos que o oblíquo externo realiza (KAPANDJI, 2000). É apontado como um dos músculos da estabilização do tronco, apresentando

correlação do aumento da sua ativação com a diminuição da dor lombar durante o movimento (VASSELJEN *et al.*, 2010).

Na camada mais profunda, logo abaixo dessas duas camadas de músculos oblíquos, encontra-se o transverso do abdome, um músculo circunferencial cujas fibras correm horizontalmente, circundando a cavidade abdominal (Figura 3c). Possui inserções na fáscia tóraco-lombar, na linha Alba, no diafragma, na crista ilíaca e nos processos transversos das vértebras lombares (NETTER, 2015).

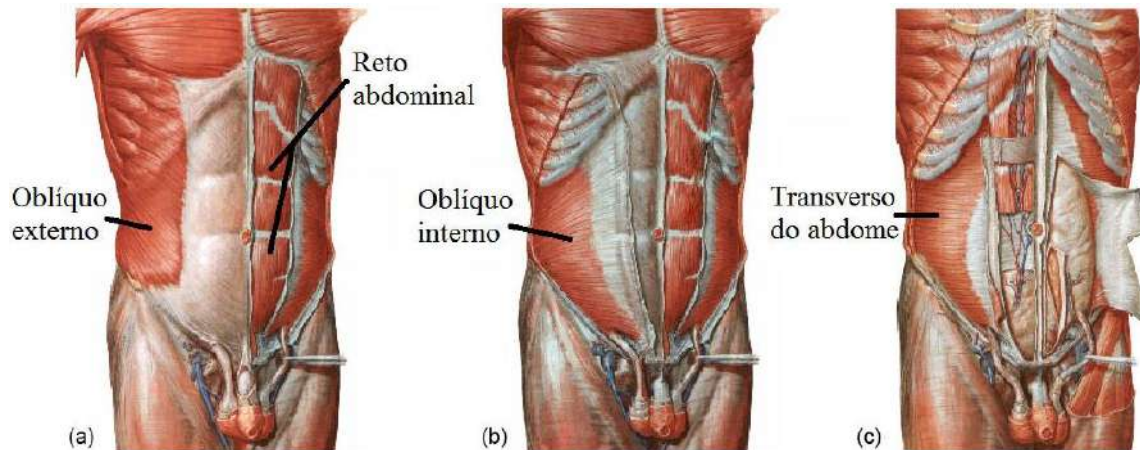


Figura 3: a) Camada superficial. b) camada intermediária. c) Camada profunda.

Devido suas características anatômicas, como a distribuição de seus tipos de fibras, sua relação com os sistemas fasciais, sua localização profunda e sua atividade involuntária contra as forças gravitacionais durante a postura estática e a marcha, possui insignificante participação nos movimentos do tronco, sendo considerado um músculo estabilizador da coluna lombar (RICHARDSON e JULL, 1995), além de ter a função de aumentar a pressão intra-abdominal (MAYER, 2007).

O diafragma é o músculo que contribui para a modulação da pressão intra-abdominal e desempenha um papel importante na estabilidade da coluna vertebral, embora não atue em movimentos do tronco e seja o principal músculo da inspiração (KOLAR *et al.*, 2010 e 2012).

Alguns autores separam os grupamentos musculares do tronco segundo sua morfologia, função e inervação e os classificam em sistema estabilizador local (SEL) e sistema estabilizador global (SEG) (BORGHUIS, *et al.*, 2008), como mostrado na Tabela 1.

O SEG é formado por músculos maiores, superficiais, com maior braço de alavanca para o movimento, sendo importantes para geração do trabalho dinâmico necessário para as atividades diárias e o esporte. O papel dos músculos do SEG é fornecer estabilidade geral ao tronco e distribuir cargas externas, minimizando a força resultante sobre os segmentos

espinhais (BORGHUIS, *et al.*, 2008; EBENBICHLER, *et al.*, 2001). Geralmente tais músculos são ativados de maneira assimétrica durante tarefas com os membros, sendo dependentes da direção do movimento realizado (EBENBICHLER, *et al.*, 2001).

Tabela 1: Musculatura do tronco

Musculatura do tronco		
Sistema estabilizador local		Sistema estabilizador global
Primário	Secundário	
Transverso do abdome	Oblíquo interno	Reto do abdome
Multífidos	Fibras mediais do oblíquo externo	Fibras laterais do oblíquo externo
	Quadrado lombar	Psoas maior
	Diafragma	Iliocostal (porção torácica)
	Músculos do assoalho pélvico	
	Iliocostal e longuíssimo (porção lombar)	

O SEL é formado por músculos pequenos, profundos, estando próximos do centro de rotação articular, produzindo pouco movimento. Os constituintes do SEL apresentam alta densidade de fusos musculares, o que sugere que essa musculatura atua na percepção do posicionamento e do movimento, fornecendo informações para a unidade de controle neural (BORGHUIS, *et al.*, 2008; EBENBICHLER, *et al.*, 2001).

Seu papel estabilizador reside na proteção de estruturas articulares, discos e ligamentos de movimentos excessivos e estiramentos (EBENBICHLER, *et al.*, 2001). Os autores o subdividem em SEL primário e SEL secundário (FARIES e GREENWOOD, 2007), onde fazem parte do primeiro subgrupo os músculos multífidos e transverso do abdome, cuja ativação antecede movimentos de perturbação de tronco e é simétrica (BORGHUIS, *et al.*, 2008; EBENBICHLER, *et al.*, 2001).

2.3 Movimentos da coluna vertebral

A mobilidade da coluna vertebral, em geral, é conseguida por meio do somatório de pequenos movimentos de vértebras adjacentes (HAMILL, 2016). Movimentos de flexão e extensão do tronco ocorrem por meio da ativação de grupos musculares abdominais e extensores da coluna, respectivamente (SIU *et al.*, 2016). A amplitude atingida para esses

movimentos gira em torno de 110 a 140°, primariamente na região cervical e lombar, com uma contribuição bastante limitada da região torácica (HAMILL, 2016). Para que o movimento de flexão do tronco aconteça, os músculos antagonistas a esse movimento e o ligamento longitudinal anterior precisam estar relaxados, ao passo que os ligamentos supraespinhoso, interespinhoso, intertransversário, amarelo e ligamento longitudinal posterior (Figura 4) se estiram.

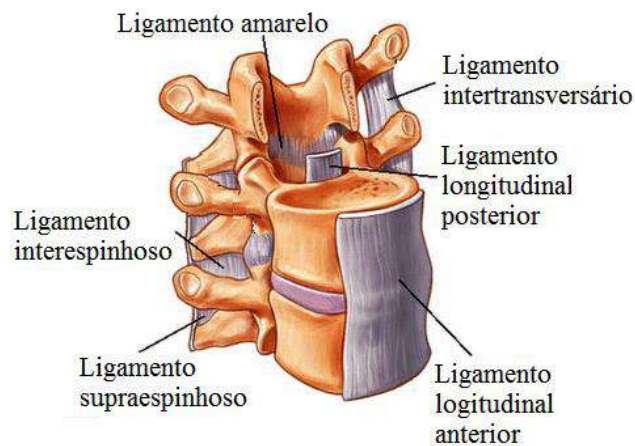


Figura 4: Seguimento móvel individual e seus ligamentos

HASHEMIRAD *et al.* (2009) observaram que a flexibilidade tem um efeito significativo nas respostas de flexão e extensão dos músculos extensores da coluna vertebral. Indivíduos com maior flexibilidade dos músculos extensores possibilitam maior ângulos de flexão da coluna vertebral e pélvica e apresentam ativação muscular antes do movimento de extensão começar. Os autores discutem que esta seria uma estratégia de transferência da ação estabilizadora das estruturas passivas para os componentes ativos.

2.4 Aspectos morfológicos e funcionais relacionados com a estabilidade lombar

O sistema estabilizador da coluna foi descrito por PANJABI, (1992) como um conjunto de três subsistemas: a coluna vertebral, os músculos espinhais e o controle neural, importante para a determinação da resposta muscular necessária para a coordenação, a estabilidade e o equilíbrio (Figura 5).

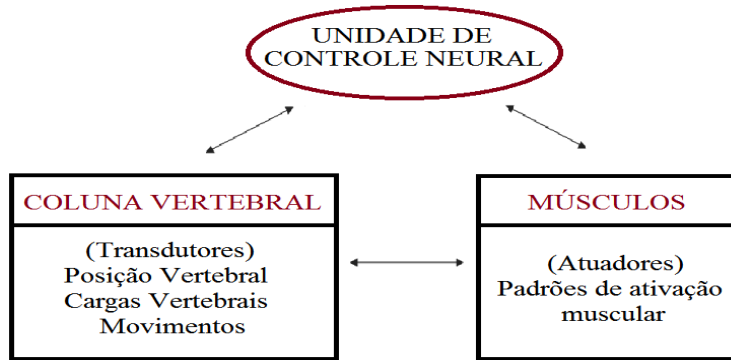


Figura 5: Os três subsistemas constituintes do sistema estabilizador espinhal (PANJABI, 1992)

A estabilidade na coluna vertebral é regulada por mecanorreceptores, encontrados nos músculos (fusos neuromusculares) e tendões (órgãos tendinoso de Golgi), bem como informações sensoriais fornecidas por estruturas passivas viscoelásticas (HOLM *et al.*, 2002).

A relação entre os ligamentos e a coordenação muscular é evidenciada pelo reflexo ligamento-muscular, descrito por SOLOMONOW *et al.*, (2009). Nesse estudo foi observado que o estiramento do ligamento supraespinhoso causado por injeção de lidocaína causou a ativação dos músculos multífidos. No entanto, quando esse estiramento foi mantido ou repetido ciclicamente, a ativação dos músculos diminuiu. Esse comportamento levou os autores a crerem que movimentos repetitivos e má postura (excesso de flexão lombar levando ao estiramento ligamentar) podem tornar a coluna propensa a lesões, pois causa a redução da atividade estabilizadora da musculatura profunda (SOLOMONOW *et al.*, 2009).

Estudos *in vitro* relacionando carga e deslocamento de articulações intervertebrais mostram que a coluna é flexível em baixas cargas e torna-se rígida em cargas mais altas (PANJABI, 2003). Esse comportamento pode ser observado na Figura 6. A região central da curva corresponde à zona neutra articular, onde a resistência ao movimento intervertebral é mínima.

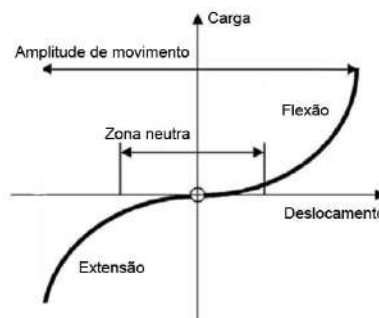


Figura 6: Curva carga-deslocamento da coluna vertebral (Modificado de PANJABI, 2003).

A inatividade funcional pode causar atrofia seletiva das fibras musculares do tipo 2 e alterações estruturais das fibras tipo 1 dos músculos multífidos lombares (KRABAK e KENNEDY, 2008). Esses músculos são importantes estabilizadores da coluna lombar e sua atrofia diminui a capacidade de controlar a zona neutra, por isso está fortemente associada à dor lombar crônica (BORGHUIS *et al.*, 2008; FREEMAN e WOODHAM, 2010).

Esta atrofia parece ajudar a perpetuar o *feedback* inibitório e entrar em um ciclo que começa com dor na coluna vertebral, acompanhada de inibição reflexa do multífido que, em seguida, apresenta atrofia e substituição do tecido muscular por gordura. Entretanto, a diminuição da dor não resulta necessariamente na retomada da função normal desse músculo, logo, o paciente com dor lombar crônica deve aprender a ativá-lo (FREEMAN e WOODHAM, 2010).

2.5A eletromiografia de superfície

Os mecanismos que envolvem o fenômeno da contração muscular constituem um importante objeto de estudo na área de Biomecânica, onde, dentre as diferentes técnicas de estudo está a eletromiografia, que visa detectar e analisar o comportamento da atividade mioelétrica por meio de sinais captados por eletrodos colocados sobre a pele (EMGs) (WANG *et al.*, 2015; KAYLA *et al.*, 2017) ou no interior do tecido músculo-esquelético (EMGi) (OKUBO *et al.*, 2010; D'HOOGHE *et al.*, 2013). Então, ao submeter o indivíduo a diferentes tipos e níveis de contração, seria possível extrair informações para fins de interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular (HERMENS *et al.*, 1999), bem como determinar os tempos de ativação, sincronia e coordenação muscular (HU *et al.*, 2009), nos domínios do tempo e da frequência.

A EMGs pode ser aplicada na determinação de ativações musculares, pode permitir também a observação da sequência temporal dessas ativações durante um exercício, além de possibilitar a análise da contribuição individual e de grupos de músculos durante o movimento (ERTL *et al.*, 2016). Tem sido utilizada como medida de avaliação da atividade muscular do tronco em pacientes com lesão medular (WANG *et al.*, 2015) e é comumente usada em estudos que buscam diferenciar padrões de ativação muscular em pessoas com e sem dor lombar (PARK *et al.*, 2014; LEE e KIM, 2015; FEWSTER *et al.*, 2017).

Entretanto, problemas intervenientes relacionados à utilização da técnica de EMGs são descritos na literatura, tais como como variação ou perda momentânea do contato eletrodo-pele, ou ainda, mudança de níveis de ruído, que provocariam interferência no sinal (MERLETTI *et al.*, 2010). Outra limitação encontrada com relação ao uso dessa técnica diz

respeito às diferentes abordagens quanto à localização e posicionamento dos eletrodos (AROKOSKI *et al.*, 2004; REGER *et al.*, 2006; HU *et al.*, 2009).

RAINOLDI *et al.* (2004) utilizaram arranjo de eletrodo com 16 canais, com distância intereletrodo de 10 mm, para mostrar que a estimativa precisa da amplitude do sinal EMGs depende da localização do eletrodo e o não posicionamento correto deste pode fornecer resultados enganosos. Os autores comentam que o posicionamento correto dos eletrodos sobre o músculo requer um tempo de procedimento demorado, já que é difícil identificar a direção de determinadas fibras musculares, além de não ser possível isolar o músculo de interesse, principalmente quando ele é pequeno e / ou cercado por outros. Chamam a atenção ainda para o fato que em contrações dinâmicas, o músculo se desloca com relação à pele e os eletrodos, o que pode inferir resultados equivocados da atividade muscular (RAINOLDI *et al.*, 2004).

Na tentativa de minimizar essas intercorrências, tem-se a utilizado arranjos de eletrodos ou ainda eletrodos multicanais na captação dos sinais (Figuras 7, 8, 9 e 10), bem como imagens topográficas geradas a partir dos sinais de EMGs (AROKOSKI *et al.*, 2004; REGER *et al.*, 2006; HU *et al.*, 2009; MERLETTI *et al.*, 2016).

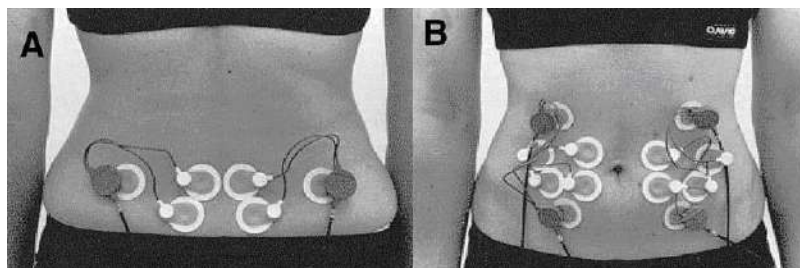


Figura 7: Arranjo de eletrodos (A) sobre os músculos paravertebrais lombares e (B) músculos reto abdominal e oblíquo externo (modificado de AROKOSKI *et al.*, 2004).



Figura 8: Arranjo de eletrodos monopolares sobre a região lombar. Matriz 7X3 (modificado de HU *et al.*, 2004, 2007, e 2010).

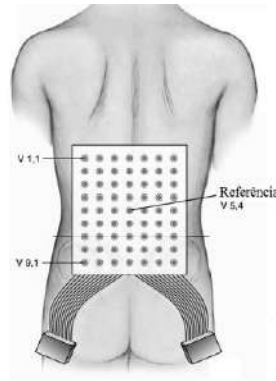


Figura 9: Eletrodos multicanais com configuração monopolar para captação de sinais dos músculos extensores do tronco (modificado de REGER *et al.*, 2006).

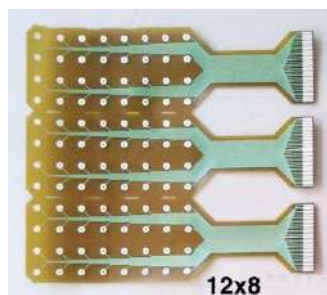


Figura 10: Eletrodo multicanal (modificado de MERLETTI *et al.*, 2016)

Eletrodos multicanais seriam úteis em estudos de co-contracção muscular, para a reabilitação de pacientes com dor lombar crônica e prescrição de exercícios específicos no treinamento esportivo (MERLETTI *et al.*, 2016), visto que o uso de arranjos de eletrodos superficiais cobrindo a região lombar e abdominal pode proporcionar informações globais sobre o padrão de ativação e sinergismo muscular dessas regiões durante diferentes tarefas (HU *et al.*, 2009) por meio de imagens topográficas. Além disso, MERLETTI *et al.*, (2010) comentam que a utilização de eletrodos multicanais possibilita que os sinais de canais que apresentam problemas na captação possam ser identificados e substituídos por sinais de canais vizinhos.

A topografia eletromiográfica é um método que permite a visualização da distribuição da atividade elétrica de um ou mais grupamentos musculares durante exercício dinâmico. As imagens topográficas geradas a partir dos sinais de EMGs (Figura 11) possibilitam análise mais abrangente da contração muscular, além da visualização da coordenação e sinergismo muscular em tarefas funcionais, o que pode ser útil para melhorar a avaliação clínica da dor lombar.

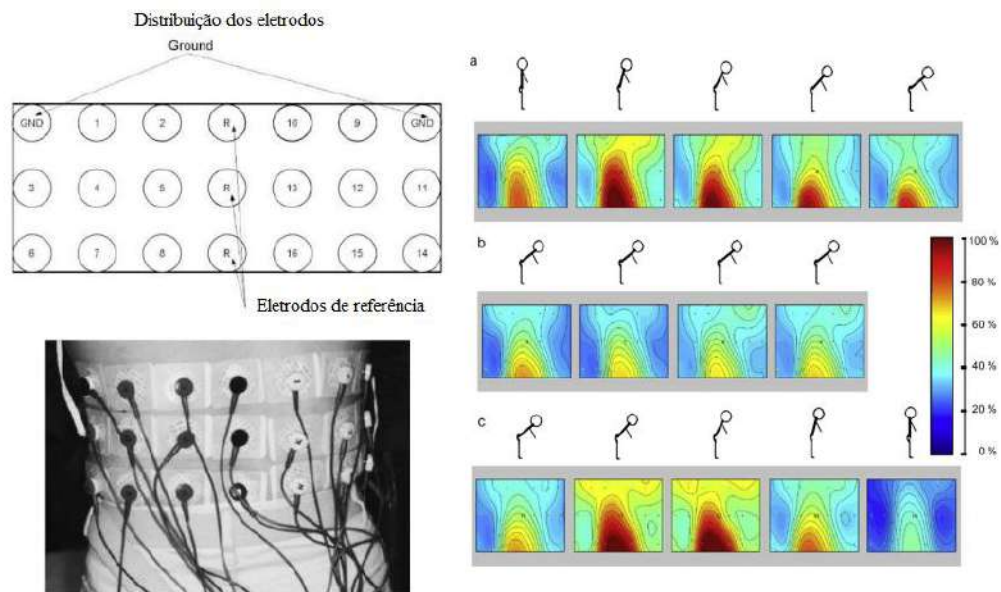


Figura 11: Distribuição dos eletrodos na região lombar e imagens topográficas geradas a partir de sinais de EMGs durante tarefa funcional de flexão, permanência e extensão do tronco partindo da posição ortostática. Valores de referência baseados na normalização do valor médio da raiz média quadrática (RMS - *Root Mean Square*) dos sinais de EMGs adquiridos na posição sentada e em pé. A cor vermelho escuro indica valores máximos na amplitude do sinal de EMGs, enquanto o azul escuro mostra os valores mínimos (modificado de HU *et al.*, 2010).

3 Revisão de literatura

Os tempos de ativação dos músculos do tronco, bem como o sinergismo entre eles durante movimentos funcionais, vem sendo investigados e, apesar de existirem equipamentos comerciais capazes de observar como essa musculatura se comporta, a avaliação quantitativa ainda é realizada majoritariamente em estudos experimentais. Neste capítulo serão apresentados os trabalhos que buscam determinar os tempos de ativação muscular, bem como o método de topografia eletromiográfica para esse tipo de análise.

3.1 Tempo de ativação muscular

Analisar os tempos de ativação e sincronia de grupos musculares durante determinada tarefa motora tem sido comum na literatura (WONG *et al.*, 2012 e 2013; SCHINKEL e DRAKE, 2015; LEE *et al.*, 2015; MEHTA *et al.*, 2015; CORREIA *et al.*, 2016). Poucos estudos buscaram determinar os tempos de ativação dos músculos do tronco durante movimento de flexão e extensão desse segmento (WONG *et al.*, 2012; CORREIA *et al.*, 2016). A maioria busca fornecer uma visão sobre a sinergia dessa musculatura nos diferentes planos de movimento (SCHINKEL e DRAKE, 2015) ou em diferentes tarefas motoras (LEE *et al.*, 2015; MEHTA *et al.*, 2015).

WONG *et al.* (2013) investigaram a coordenação de ativação entre os músculos do tronco e quadril durante os movimentos de flexão e abdução de quadril em pessoas com dor lombar e indivíduos controles. SUEHIRO *et al.* (2015) também buscaram comparar os padrões de ativação e investigar mudanças no início dos tempos de ativação dos músculos eretores espinhais lombares, multífido lombar e glúteo máximo entre indivíduos saudáveis e pacientes com dor lombar crônica durante movimento de extensão do quadril em decúbito dorsal. O início da atividade muscular foi definido como o instante em que a atividade eletromiográfica ultrapassou por um período de 50 ms o limiar de dois desvios padrões do valor médio observado na linha de base. Os achados indicaram que o início da ativação do multífido bilateral foi atrasada nos indivíduos com dor lombar crônica em comparação com controles saudáveis durante o movimento testado (SUEHIRO *et al.*, 2015).

No trabalho de LEE *et al.*, (2015), a EMGs foi usada para determinar os tempos de ativação dos músculos transverso do abdome/oblíquo interno, reto femoral e tibial anterior bilateralmente durante o movimento de sentar e levantar em indivíduos com acidente vascular cerebral hemiparesia crônica. Os tempos de ativação muscular foram determinados matematicamente com base em um algoritmo que identificou o ponto em que a amplitude

média de 50 amostras consecutivas atingiu três desvios padrões da média da amplitude da linha de base, que foi gravada imediatamente antes do estímulo auditivo para realizar o movimento. Foi possível observar que a ativação do músculo transverso do abdome/oblíquo interno foi atrasada em relação à ativação do músculo tibial anterior durante o movimento. Houve diferenças significativas no tempo de ativação entre o lado afetado e o não afetado dos músculos abdominais e perna (LEE *et al.*, 2015).

MEHTA *et al.*, (2015) também utilizaram a EMGs para investigar os tempos de ativação dos músculos transverso do abdome/oblíquo interno, oblíquo externo, reto abdominal, multífido lombar, eretor espinhal lombar e torácico bilaterais em resposta a uma tarefa rápida de levantar o braço em pessoas com dor lombar não específica e controles assintomáticos. O início da ativação muscular foi determinado de forma similar à descrita por LEE *et al.*, (2015), onde era considerado a partir do instante de tempo em que a amplitude do sinal de EMGs excedia três desvios do sinal de repouso. Os resultados mostraram não haver diferença significativa ($p > 0,05$) nos padrões de ativação muscular entre os grupos durante a tarefa. Ambos os grupos demonstraram padrão comum e coordenado de ativação e desativação muscular.

Um estudo (SCHINKEL e DRAKE, 2015) utilizou a EMGs em indivíduos saudáveis para identificar as sequências de ativação dos músculos reto abdominal, oblíquo interno e externo, latíssimo do dorso, eretores espinhais lombares e torácicos e trapézio superior durante contração isométrica de movimentos de flexão, flexão lateral e extensão do tronco, a fim de entender como os músculos do tronco funcionam em conjunto para produzir o movimento. Realizaram contração voluntária máxima isométrica em cada movimento analisado para adquirir o nível máximo de ativação de cada músculo e usá-lo na normalização dos sinais de EMGs. Os autores afirmam que os resultados encontrados são representativos para tempo de ativação em indivíduos saudáveis, e poderiam potencialmente ser utilizados para comparação com indivíduos com dor lombar (SCHINKEL e DRAKE, 2015). Então, determinar os tempos de ativação muscular por meio de sinais de EMGs tem potencial para ser utilizado no estudo do controle neuromuscular alterado em indivíduos com dor lombar (SCHINKEL e DRAKE, 2015). Sequências de ativações musculares diferentes foram identificadas em indivíduos com dor lombar, em comparação com indivíduos saudáveis (LU *et al.*, 2001; WONG *et al.*, 2012 e 2013).

LU *et al.* (2001) utilizaram eletrodos com configuração bipolar para comparar os tempos de ativação dos músculos eretores espinhais entre indivíduos com dor lombar e pessoas saudáveis durante tarefas funcionais de carregamento, a fim de determinar se a

reabilitação intensiva poderia reestabelecer a sinergia da contração muscular em pacientes com lombalgia. Os voluntários realizaram dois ensaios de contração isométrica voluntária máxima dos músculos extensores do tronco por 5 s cada e os valores médios de pico dos dois ensaios foram utilizados para normalização dos sinais de EMGs. Foram determinadas correlações entre os músculos correspondentes entre os lados direito e esquerdo e entre os valores antes e após o tratamento. As estratégias de recrutamento muscular variaram entre pessoas saudáveis e pacientes com lombalgia e esse comportamento não foi alterado pelo tratamento de reabilitação (LU *et al.*, 2001).

No trabalho de WONG *et al.*, (2012), as diferenças no controle dos músculos do tronco e quadril entre desenvolvedores de dor lombar e não desenvolvedores foram investigadas por meio da EMGs durante a fase de flexão e extensão do tronco após longo período na posição ortostática. Em pessoas com pré-disposição a desenvolver dor lombar os músculos extensores lombares foram ativados antes do músculo glúteo máximo, essa relação se inverteu nos grupos não desenvolvidores de dor lombar (WONG *et al.*, 2012).

Os tempos de ativação e fadiga dos músculos reto abdominal, oblíquos externos, iliocostais lombares e longuíssimo do tórax foram descritos em um estudo (CORREIA *et al.*, 2016) com jogadores de tênis com e sem dor lombar durante tarefas isométricas de flexão, flexão lateral e extensão do tronco. Os valores dos sinais de EMGs registrados no intervalo entre o terceiro e o sexto segundo de execução da tarefa foram utilizados para normalizar os dados. A média de EMG e frequência mediana foram usadas na determinação da ativação muscular e fadiga, respectivamente. O padrão de ativação dos músculos extensores do tronco durante a tarefa diferiram mais entre os jogadores do que a sua fatigabilidade. Jogadores sintomáticos mostram menos padrões de co-contração entre os músculos analisados quando comparados aos assintomáticos (CORREIA *et al.*, 2016).

Não foram encontrados na literatura trabalhos que buscassem determinar os tempos de ativação dos músculos do tronco em indivíduos com e sem dor lombar durante movimento de extensão da coluna vertebral, tão pouco investigar a coordenação entre os músculos em velocidades angulares diferentes.

3.2 Topografia eletromiográfica

HU *et al.*, (2004) desenvolveram um sistema de medição e análise dos sinais de EMGs por meio de representação topográfica da atividade muscular lombar. Utilizaram uma matriz de 7x3 eletrodos de superfície com configuração monopolar sobre a região lombar em dez indivíduos saudáveis e cinco com lombalgia durante movimento de flexão e extensão do

tronco partindo da posição ortostática. O objetivo era proporcionar uma abordagem objetiva e eficiente para a investigação da sinergia de contração muscular durante o movimento dinâmico. Sinais de EMGs dos músculos investigados foram adquiridos inicialmente nas posturas estáticas sentada em cadeira sem encosto e em pé. O valor RMS médio de cada canal nessas posturas foi usado como linha de base para a normalização dos dados e geração das imagens topográficas. Por meio dessas imagens os autores observaram em nove dos dez indivíduos normais um padrão de ativação muscular que consideraram consistente para a tarefa motora analisada. Os maiores valores das médias do RMS dos sinais se concentraram na parte inferior da coluna lombar durante o movimento de flexão e permanência dessa posição, o que indicava mais intensidade. Durante o retorno para a posição inicial a contração dos músculos mais superiores da coluna lombar aumentou gradativamente. Esse padrão de ativação muscular foi tido como normal. Ao contrário, todos os cinco pacientes com dor lombar apresentaram padrão de ativação muscular diferente do descrito em indivíduos saudáveis e por isso foi considerado anormal (HU *et al.*, 2004).

A Figura 12 mostra um exemplo de imagem topográfica considerada normal, anormal e em desequilíbrio durante o movimento estudado (HU *et al.*, 2004).

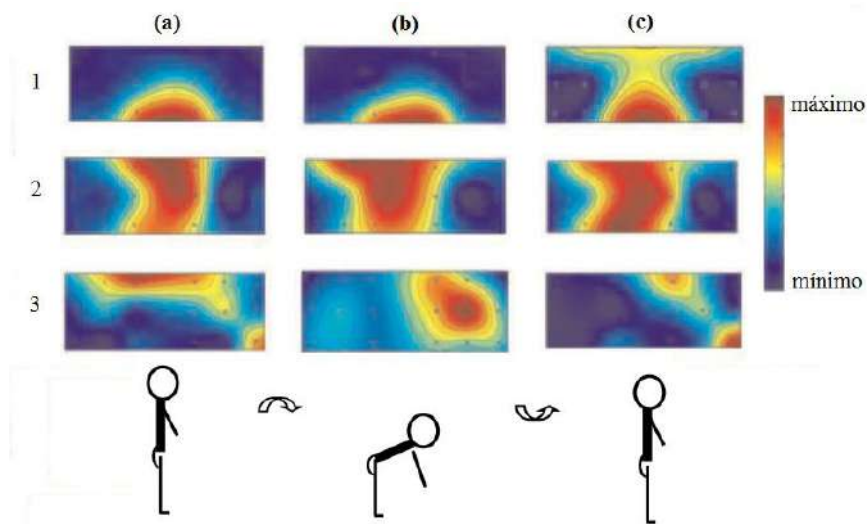


Figura 12: Topografia eletromiográfica dos músculos extensores lombares tidos como (1) normais, (2) anormais e (3) em desequilíbrio durante (a) movimento de flexão do tronco, (b) permanência na posição de flexão por 2 s e (c) extensão do tronco. Valores de referência baseados na normalização do valor médio RMS dos sinais de EMGs adquiridos na posição sentada e em pé. A cor vermelho escuro indica valores máximos na amplitude do sinal de EMGs, enquanto o azul escuro mostra os valores mínimos (modificado de HU *et al.*, 2004).

Em um outro estudo, HU *et al.*, (2007) utilizaram o mesmo sistema de medição e protocolo utilizados no trabalho anterior e testaram a viabilidade da utilização da topografia eletromiográfica como ferramenta de avaliação na reabilitação de pacientes com dor lombar. Trinta sujeitos saudáveis e cinco com diagnóstico de lombalgia crônica participaram do estudo. Os voluntários do grupo com dor foram submetidos a três meses de tratamento e reavaliados. Os autores discutiram que em indivíduos saudáveis a topografia eletromiográfica se mostrou reproduzível e confiável (Figura 13a). Porém, o grupo de pacientes com dor antes do treino apresentou comportamento de ativação muscular diferente do padrão normal (Figura 13b). Foi possível observar mudanças no padrão de recrutamento muscular nesse grupo após o treinamento (Figura 13c), onde as características de ativação durante as fases de isometria e retorno à posição inicial se assemelharam às encontradas no grupo sem dor (HU *et al.*, 2007).

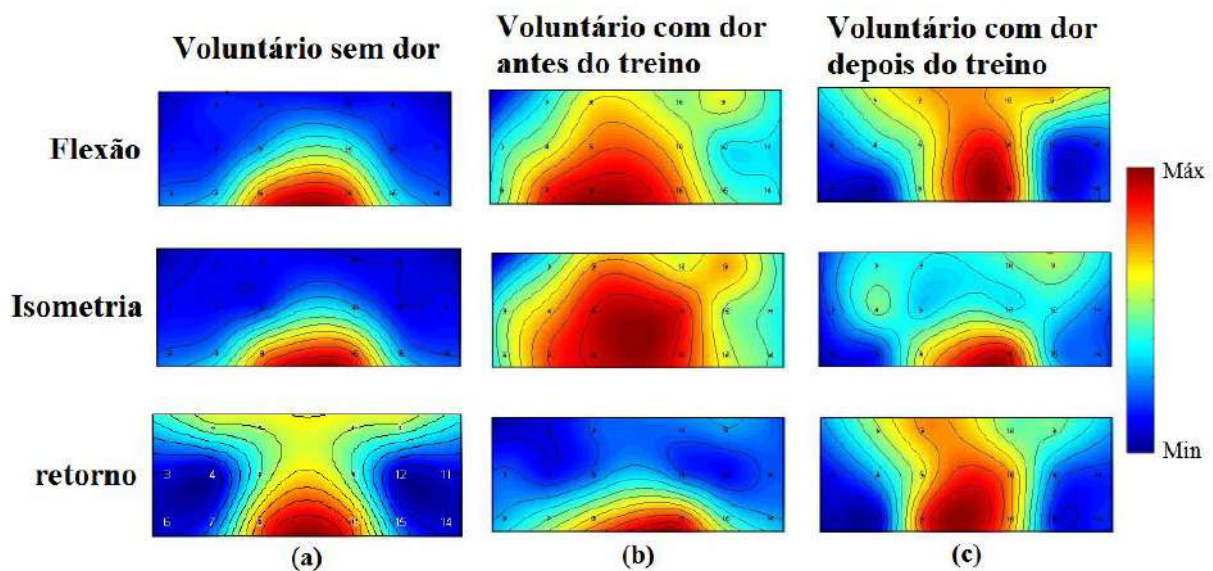


Figura 13: Topografia eletromiográfica dos músculos extensores da coluna lombar em voluntários (a) sem dor lombar e (b) com dor antes e (c) depois do treino. Valores de referência baseados na normalização do valor médio RMS dos sinais de EMGs adquiridos na posição sentada e em pé. A cor vermelho escuro indica valores máximos na amplitude do sinal de EMGs, enquanto o azul escuro mostra os valores mínimos (modificado de HU *et al.*, 2007).

Os achados deste estudo sugeriram o uso da topografia eletromiográfica como uma ferramenta de avaliação objetiva que pode ser usada para monitorar os resultados de reabilitação de pacientes com dor lombar (HU *et al.*, 2007).

Com o objetivo de desenvolver uma técnica que pudesse ser usada na prática clínica, HU *et al.*, (2010) realizaram mais um estudo utilizando matriz de eletrodos 7x3 na geração de imagens topográficas dos músculos extensores da coluna lombar durante o movimento de

flexão e extensão do tronco partindo da postura ortostática em vinte indivíduos saudáveis e quinze com relato de dor lombar. Todos os voluntários foram avaliados, em seguida os pacientes com dor lombar foram submetidos a um programa de tratamento por 12 semanas (6 horas / dia e 5 dias por semana) e reavaliados após esse período. O teste contou com três fases: movimento de 30° de flexão de tronco partindo da posição ortostática, permanência nessa postura por quatro segundos e retorno à posição inicial. Cada voluntário realizou o teste duas vezes com intervalo de dois minutos entre eles. Para melhor análise do movimento a fase 1 foi dividida em cinco janelas, a fase 2 em quatro e a fase 3 em cinco janelas. O protocolo para normalização dos dados usados em trabalhos anteriores (HU *et al.*, 2004 e 2007) foi reproduzido neste estudo. A Figura 14 mostra os parâmetros utilizados na geração das imagens topográficas.

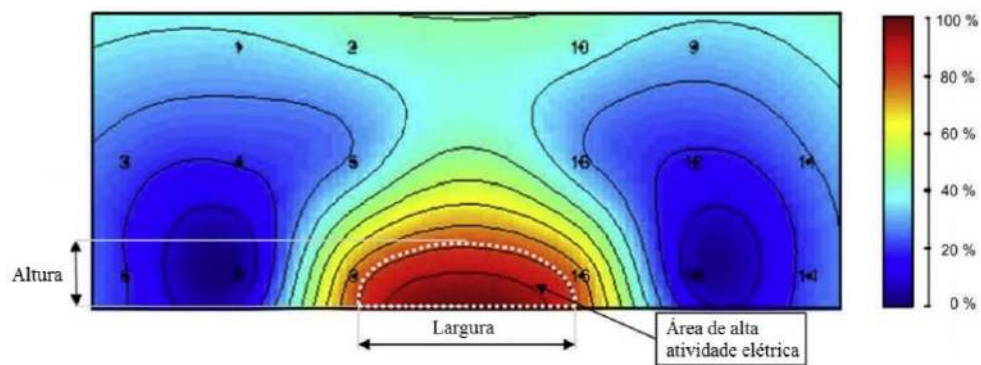


Figura 14: Valores de referência usados na normalização dos dados para geração de imagens topográficas, onde a cor vermelho escuro (100%) equivale a maior amplitude do sinal de EMGs adquirida em cada voluntário e o azul escuro (0%) a menor (modificado de HU *et al.*, 2010).

As imagens topográficas mostraram padrão de ativação muscular semelhante em 18 dos 20 indivíduos normais que participaram do estudo, corroborando com achados anteriores (HU *et al.*, 2004 e 2007). Foi possível, assim, determinar um padrão considerado normal, onde a atividade muscular foi maior na parte inferior da coluna lombar e se mostrou simétrica entre os lados durante o movimento (Figura 15).

Em pacientes com dor lombar, o padrão de ativação muscular variou de caso para caso, mas na maioria das vezes mostrou-se diferente do padrão tido como normal.

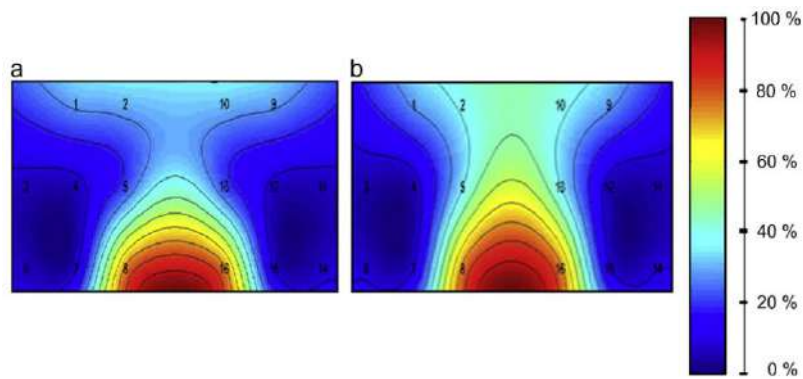


Figura 15: Padrão de topografia EMGs considerado normal durante movimento de (a) flexão e (b) extensão do tronco, onde a cor vermelho escuro (100%) equivale a maior amplitude do sinal de EMGs e o azul escuro (0%) a menor (modificado de HU *et al.*, 2010).

A Figura 16 mostra um exemplo de imagens topográficas geradas durante o movimento de um voluntário saudável e um com dor lombar, enquanto é possível observar na Figura 17 a diferença no padrão de recrutamento muscular em um indivíduo com dor lombar antes e depois do tratamento (HU *et al.*, 2010).

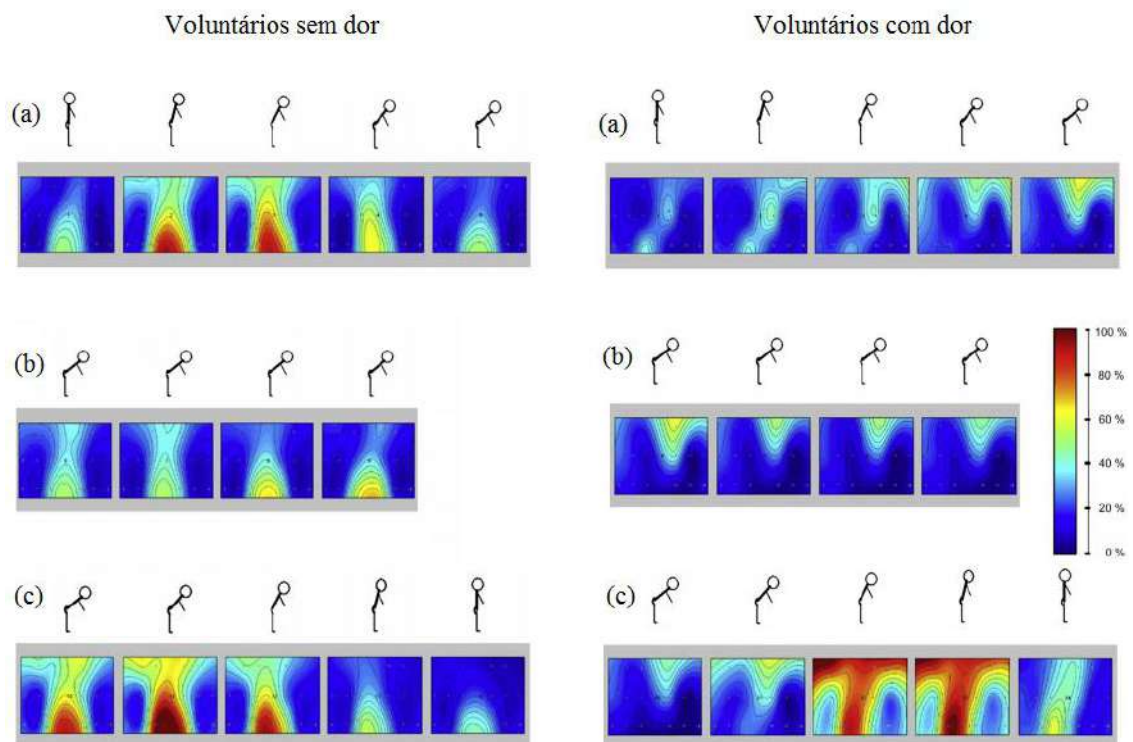


Figura 16: Padrão de ativação muscular de um voluntário sem dor e outro com dor lombar durante movimento de (a) flexão, (b) permanência por 4 s e (c) extensão. A cor vermelho escuro (100%) equivale a maior amplitude do sinal de EMGs e o azul escuro (0%) a menor. (modificado de HU *et al.*, 2010).

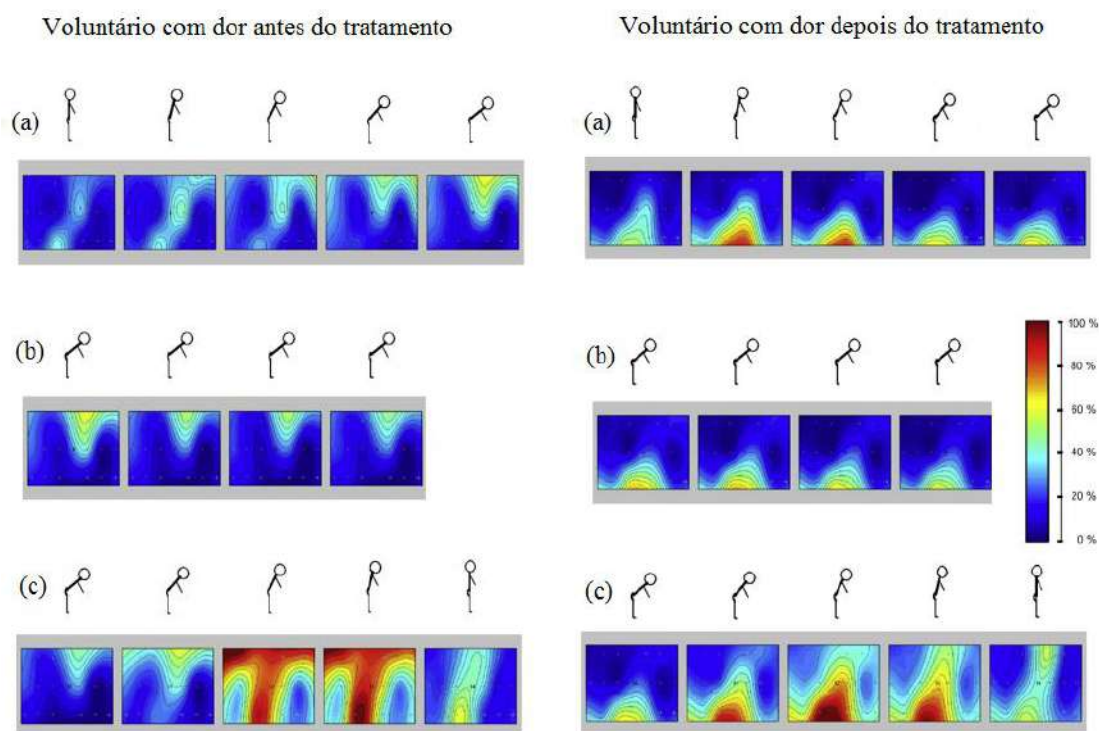


Figura 17: Padrão de ativação muscular de um voluntário com dor lombar antes e depois do tratamento no movimento de (a) flexão, (b) permanência por 4 s e (c) extensão. A cor vermelho escuro (100%) equivale a maior amplitude do sinal de EMGs adquirida e o azul escuro (0%) a menor. (modificado de HU *et al.*, 2010).

Os autores apontaram a topografia eletromiográfica como um método objetivo e eficaz para avaliar a atividade muscular durante o movimento, sendo então uma ferramenta útil no diagnóstico ou avaliação de pacientes com dor lombar (HU *et al.*, 2010).

TUCKER *et al.* (2009) desenvolveram um estudo com o objetivo de investigar a mudança no padrão de recrutamento muscular por meio da amplitude dos sinais de EMGs dos músculos eretores da espinha durante uma contração isométrica e em cargas crescentes. Uma matriz de eletrodos 9X7 foi colocada sobre os músculos eretores da espinha do lado direito em nove homens saudáveis. Foram ministradas cargas de 2,5, 5, 7,5, 10, 12,5 e 15 kg (ordem aleatória), por 20 s cada. Os indivíduos realizaram um segundo exercício após o descanso que consistia em segurar uma carga de 7,5 kg por seis minutos. Os dados foram normalizado a partir do maior valor RMS encontrado. A cor vermelho escuro corresponde à amplitude máxima, enquanto azul escuro mostra o valor mínimo encontrado. Os resultados sugeriram uma mudança no padrão de recrutamento muscular com a presença de fadiga e uma distribuição uniforme de ativação com aumento progressivo de cargas (Figura 18) (TUCKER *et al.*, 2009).

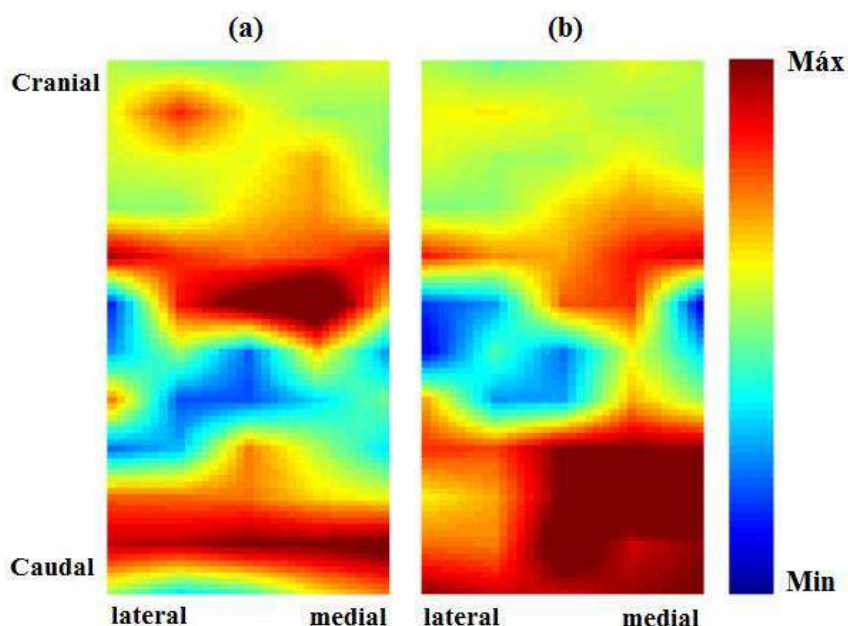


Figura 18: Mapeamento topográfico de EMGs do músculo eretor espinhal do lado direito (a) antes e (b) depois de seis segundos. Os dados foram normalizado a partir do maior valor RMS encontrado. A cor vermelho escuro corresponde à amplitude máxima, enquanto azul escuro mostra o valor mínimo encontrado (modificado de TUCKER *et al.*, 2009).

Embora os estudos de HU *et al.* (2004, 2007 e 2010) e TUCKER *et al.* (2009) tenham contribuído no desenvolvimento desse método de análise da ativação muscular por meio de imagens topográficas, bem como no entendimento do padrão de recrutamento dos músculos extensores do tronco durante fadiga ou durante o movimento de flexão e extensão em indivíduos com e sem dor lombar, maiores investigações no que tange a coordenação entre os músculos da parede anterior e posterior durante essa tarefa motora se faz necessário.

POLATO *et al.*, (2012) utilizaram sinais de EMGs, adquiridos por meio de vetores de eletrodos têxteis, na geração de imagens topográficas do músculo reto abdominal durante contração isométrica. Ao observar a ativação muscular ao longo do tempo, os autores relataram que essa técnica se mostrou capaz de evidenciar o padrão de recrutamento do músculo flexor do tronco em indivíduos saudáveis durante a realização do movimento, sendo possível discriminar regiões de maior e menor ativação. (Figuras 19).

Estudos que utilizem eletrodos multicanais para a geração de imagens topográficas dos músculos do tronco durante tarefas funcionais não controlaram a velocidade e o ângulo do movimento. Também não foram encontrados na literatura trabalhos que buscassem observar o comportamento desses músculos em velocidades angulares distintas.

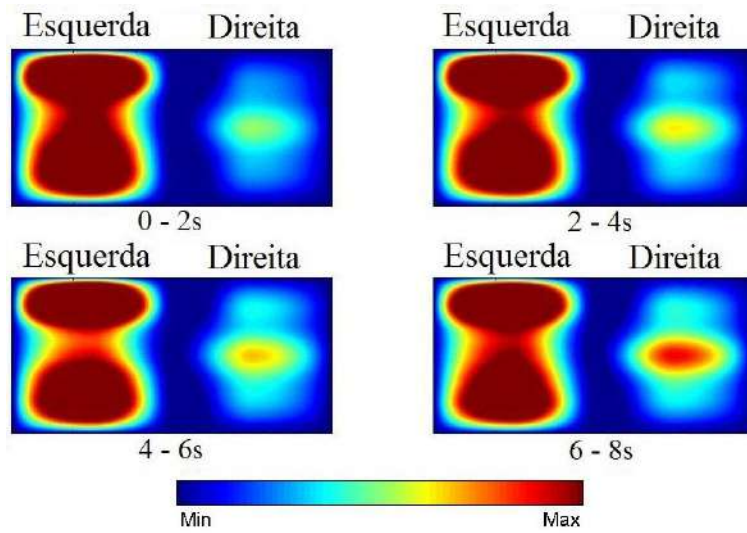


Figura 19: Exemplo de topografia eletromiográfica do músculo reto abdominal, direito e esquerdo, de um voluntário durante exercício de flexão lateral de tronco para a esquerda. Valores de referência normalizados a partir do valor RMS máximo encontrado por cada voluntário.

4 Materiais e Métodos

O estudo foi dividido em duas fases, onde a primeira consistiu no desenvolvimento e teste do equipamento de eletromiografia usado na captação de sinais de EMGs, velocidade e ângulo, bem como de eletrodos (Anexo I) que pudessem otimizar o tempo de colocação, minimizar os problemas oriundos dessa técnica e possibilitar a geração de imagens topográficas do tronco durante o movimento de extensão-flexão-extensão desse segmento.

Na segunda fase houve o aprimoramento do protocolo utilizado para a colocação dos eletrodos, bem como a correção das falhas de metodologia detectadas na fase 1. Nesta fase foi desenvolvido um programa de detecção do tempo de ativação dos músculos investigados no movimento de extensão do tronco.

Em ambas as fases foi utilizado um equipamento isocinético (*Biodex System 4*) para controle da velocidade e ângulo do movimento.

4.1 Casuística

A fase 1 do estudo foi realizada no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) com 10 estudantes do sexo masculino (idade $26,8 \pm 3,8$ anos, estatura $1,82 \pm 0,08$ m, massa corporal $79,1 \pm 12,1$ kg).

Na fase 2 participaram do estudo 18 militares do sexo masculino (idade $26 \pm 3,2$ anos, estatura $1,79 \pm 0,06$ m, massa corporal $77,5 \pm 8,2$ kg), alunos do Curso de Especialização em Educação Física, todos fisicamente ativos. A coleta foi realizada no Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN), localizado na Av. Brasil, número 10590, Penha/Rio de Janeiro – RJ.

Os voluntários foram divididos igualmente em dois grupos em ambas as fases: com relato de dor lombar crônica e assintomáticos. Neste estudo, foi considerada dor lombar crônica a de longa duração, sem evidência de doença óssea, comprometimento neurológico ou outras alterações da coluna vertebral, como proposto por MCGILL *et al.*, (2003). Era incluído no grupo com dor lombar o sujeito que relatasse por meio do questionário aplicado (ANEXO II), sugerido por NUSBAUM (2001), sentir dor na região lombar por mais de três meses.

Foi excluído do estudo o voluntário que apresentasse histórico de lesões osteomioarticulares provocados por lesão traumática de membros inferiores e/ou coluna vertebral, lesões neurológicas crônicas e/ou degenerativas que pudessem influenciar nos resultados.

4.2 Descrição do experimento

Ao manifestar o desejo em participar da pesquisa, os voluntários eram instruídos a ler e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) de participação no experimento e permissão para divulgação dos resultados (Anexo III). Demais esclarecimentos foram fornecidos pela pesquisadora antes da realização de qualquer coleta de dados. O projeto e o TCLE foram aprovados pelo Comitê de Ética em pesquisa do Hospital Clementino Fraga Filho sob número 152/10.

Em seguida foram coletados os dados pessoais, físicos e clínicos referentes à dor lombar (Anexo II). O passo seguinte consistiu na realização do protocolo de manobra, que foi dividido em etapas, tais como a colocação dos eletrodos no voluntário, o posicionamento do mesmo no isocinético e a manobra propriamente dita.

4.2.1 Colocação dos eletrodos

Foi utilizado um total de 41 eletrodos por cada voluntário, onde um foi posicionado no manúbrio e usado como referência, enquanto os demais distribuídos nos músculos do tronco, seguindo-se protocolos utilizados na literatura (HERMENS *et al.*, 1999, LEHMAN e MCGILL, 2001; STEVENS *et al.*, 2006; MARSHALL e MURPHY, 2005 e 2008). Após vários testes com diferentes tipos de eletrodos optou-se em utilizar um arranjo contendo quatro eletrodos (Figura 20), a fim de otimizar o tempo de colocação dos mesmos no voluntário.



Figura 20: Arranjo de eletrodos utilizado nos experimentos.

Para cada voluntário foi utilizado dez destes arranjos, onde cada um fornecia três sinais diferenciais dos eletrodos consecutivos, com distância inter-eletrodo de 10 mm (Electrod Array REF ELSCH004). A aplicação do gel, responsável por fazer a interface eletrodo-pele e facilitar a condução dos potenciais elétricos, foi realizada com o auxílio de uma seringa, onde o experimentador obtinha a quantidade apropriada por meio de um

feedback visual dos sinais de EMGs. Em seguida os arranjos eram recobertos com fita micro-poro para melhor fixação.

Cada arranjo foi posicionado em uma porção dos seguintes músculos: reto abdominal superior direito (RASd) e esquerdo (RASe); reto abdominal inferior direito (RAId) e esquerdo (RAIe); oblíquo externo direito (Od) e esquerdo (Oe); transverso do abdome/oblíquo interno direito (Td) e esquerdo (Te); multífido direito (Md) e esquerdo (Me).

Vale ressaltar que o músculo transverso do abdome está presente na camada profunda da parte anterior do tronco, logo abaixo do músculo oblíquo interno. Sendo assim, não é possível captar sinais isolados do mesmo, ou seja, qualquer atividade elétrica capturada terá influência de ambos os músculos.

A região da pele onde os eletrodos eram fixados foi previamente preparada realizando a remoção dos pelos, com o auxílio de uma lâmina descartável, bem como a retirada do estrato córneo utilizando álcool e gaze. Em seguida era feita a marcação dos pontos de referência e posicionamento dos arranjos.

Para a colocação dos arranjos de eletrodos de EMGs o voluntário permanecia na posição ortostática. Na parte anterior do tronco (Figura 21a), a cicatriz umbilical foi tomada como referência para os eletrodos colocados nos músculos reto abdominal e oblíquo externo; enquanto a crista ilíaca ântero superior foi usada como base para o posicionamento do eletrodo posicionado sobre a região do músculo transverso do abdome/oblíquo interno.

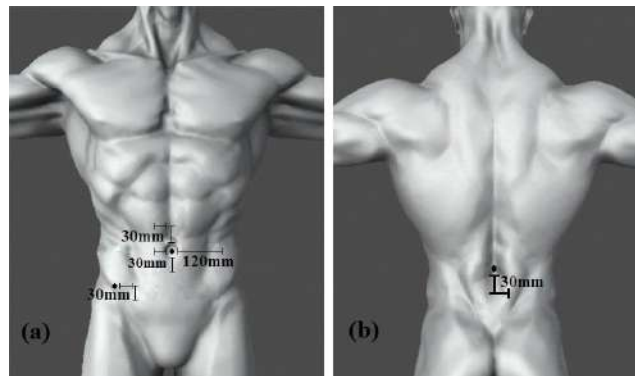


Figura 21: Protocolo de colocação de eletrodos. (a) Parte anterior e (b) posterior do tronco na fase 1.

No caso do músculo RAS, a parte inferior dos arranjos foi posicionada 30 mm superior e 30 mm lateralmente do centro da cicatriz umbilical. Para o músculo RAI, a parte superior dos arranjos foi colocada 30 mm inferior e 30 mm lateral ao mesmo ponto de referência. Para o músculo oblíquo externo a parte inferior do arranjo foi colocada a 120 mm

do referido ponto. A parte superior do arranjo foi posicionada, no caso do músculo transverso do abdome/oblíquo interno, 30 mm medial e 30 mm inferior da crista ilíaca ântero superior.

Na parte posterior do tronco (Figura 21b) os arranjos foram colocados na altura de L5, 30 mm lateralmente à linha mediana do corpo e 30 mm inferior, próximo à linha imaginária entre a espinha íliaca pósterio-superior e o ponto compreendido entre L1-L2. A Figura 22 apresenta a localização dos arranjos nos voluntários durante a coleta de dados na fase 1.

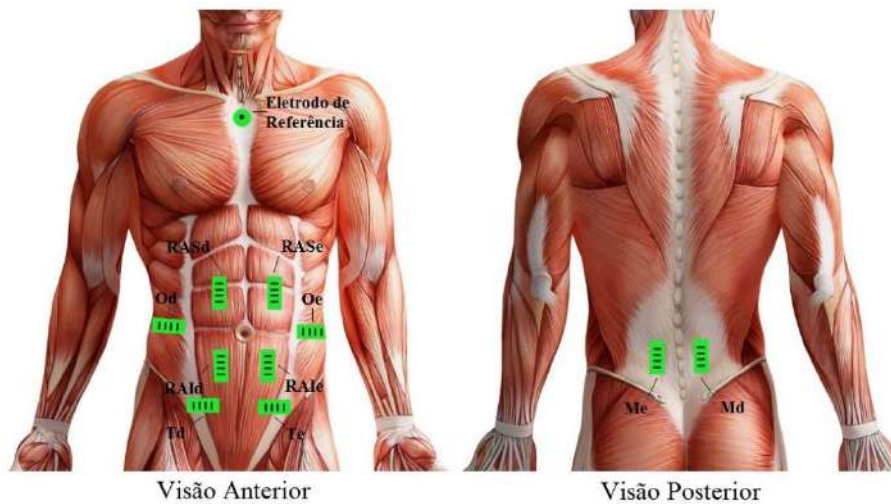


Figura 22: Posicionamento dos arranjos de eletrodos nas porções musculares na fase 1.

Na fase 2 do estudo optou-se em manter o protocolo de colocação de eletrodo adotado na fase 1 para os músculos reto abdominal superior, reto abdominal inferior e transverso do abdome/oblíquo interno. Contudo, houve pequena alteração no protocolo para os eletrodos posicionados sobre os músculos multífido lombar e oblíquo externo (Figura 23), conforme sugerido por VAHDAT *et al.*, (2016).

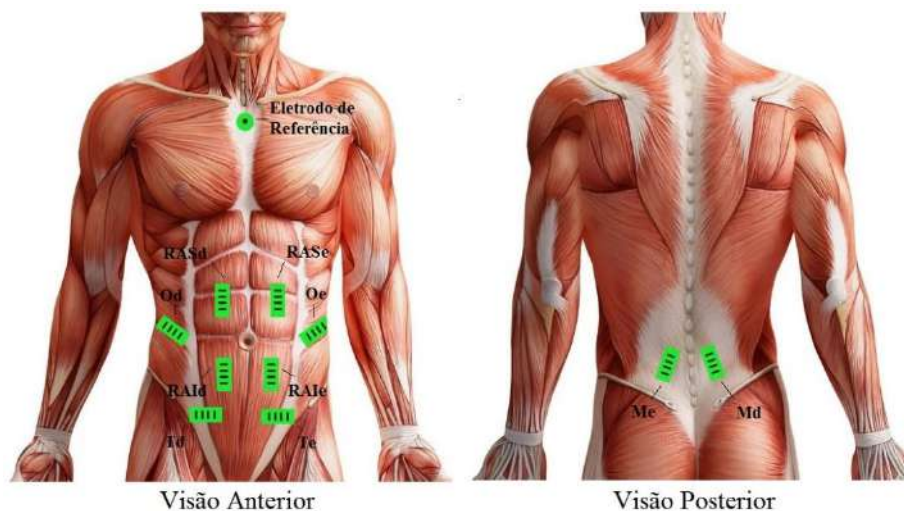


Figura 23: Posicionamento dos arranjos de eletrodos nas porções musculares na fase 2.

Os arranjos de eletrodos do músculo multífido lombar foram colocados ao nível de L5, em paralelo com a linha entre a espinha íliaca posterior superior e o ponto entre os processos espinhosos de L1 e L2. Os arranjos de eletrodos do músculo oblíquo externo foram colocados 12 cm lateralmente à cicatriz umbilical, ao longo da linha que liga o ponto mais inferior do gradil costal à margem do tubérculo pubiano contralateral.

4.2.2 Posicionamento do voluntário

O posicionamento do voluntário no isocinético *Biodex*, bem como as amplitudes excursionadas, foram semelhantes em ambas as fases do estudo. O sujeito avaliado foi posicionado sentado com pernas, tronco e pés fixados por uma tira inelástica junto ao mesmo (Figura 24).

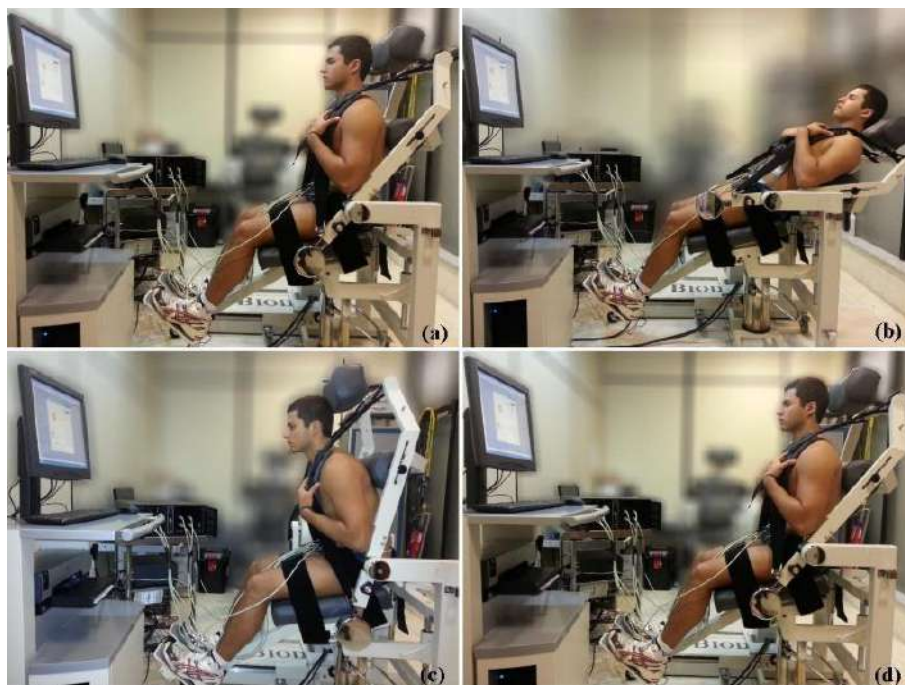


Figura 24: Posicionamento do voluntário no isocinético e amplitude excursionada, onde (a) é a posição inicial, tomada como referência, (b) 45° de extensão de tronco, (c) 25° de flexão partindo de (a) (70° de flexão do tronco partindo de (b)), (d) é a posição final.

Em seguida foi realizada a calibração do aparelho, onde eram preenchidos os dados do voluntário, selecionado o tipo de teste e feita a delimitação da amplitude testada. Para este estudo foi utilizado o modo isocinético da articulação lombar, movimento de flexão e extensão na posição *Seated Compressed* com contração concêntrica/concêntrica.

O ângulo de 90° entre tronco e coxa foi tomado como referência para a posição inicial, sendo considerado o zero do sinal de goniometria. A partir dessa posição adotou-se como

amplitude máxima para os movimentos de extensão e flexão do tronco o ângulo de 45° e 25°, respectivamente. Então, o voluntário realizava 45° de extensão do tronco, retornava à posição inicial e realizava mais 25° de flexão, totalizando uma amplitude de 70° de flexão, depois voltava à posição inicial.

Após realizado todo procedimento para calibração do equipamento de isocinético, os cabos eram conectados aos arranjos de eletrodos para que os sinais de EMGs pudessem ser devidamente checados antes do início do teste. O voluntário foi instruído a permanecer com as mãos paradas sobre o peito durante a manobra e só iniciar o movimento após ouvir um aviso sonoro que indicava o instante de iniciar a tarefa.

4.2.3 Manobra

A manobra consistiu no movimento de extensão e flexão do tronco, com retorno subsequente à posição inicial (ciclo de extensão-flexão-extensão). Os sujeitos realizaram dois ciclos em três velocidades angulares distintas, 120°/s, 90°/s e 60°/s, nesta ordem. O número de ciclos em cada velocidade angular testada foi determinado por medida de segurança, por se tratar de uma população com relato de dor lombar, onde o número elevado de repetições poderia agravar o quadro algico e/ou levar à lesão.

Contudo, apenas um ciclo de cada velocidade foi utilizado para análise. Na fase 1 não houve padronização na seleção do ciclo, o pesquisador selecionava o que julgava melhor após observação, enquanto na fase 2 foi estipulado que somente o segundo ciclo de cada velocidade angular testada era considerado para análise, uma vez que nessa fase o primeiro ciclo foi usado para familiarização do voluntário com o movimento e velocidade.

Após a realização do protocolo os sinais eram observados pelo pesquisador, que na presença de alguma intercorrência que comprometesse a análise posterior, descartava e refazia o teste no mesmo dia após duas horas de intervalo entre um e outro.

A única diferença na manobra entre as fases 1 e 2 do estudo é o tempo de intervalo na execução entre cada ciclo, que passou de cinco segundos para 10 segundos por questão de segurança, uma vez que carga repetitiva tem influência negativa sobre os movimentos de flexão e extensão do tronco. O sistema neuromuscular pode ser comprometido após o alongamento cíclico dos tecidos conectivos viscoelásticos, o que pode levar a lesão (OLSON, 2011). Além disso, era preciso que a atividade elétrica dos músculos analisados cessassem antes do início do novo ciclo.

4.3 Instrumentação e processamento

Um sistema constituído por amplificadores diferenciais com ganho de 1400 V/V e banda passante de 16 Hz a 330 Hz (1ª ordem) foi desenvolvido para este estudo (Figura 25) e usado nas duas fases. Era composto por uma placa de aquisição de 32 canais e 16 bits (USB-621x, *National Instruments*, EUA) dos quais 30 foram usados para digitalizar os sinais de EMGs, enquanto os dois restantes foram empregados na captação dos sinais de goniometria e velocidade angular do equipamento isocinético *Biodex*. Para minimizar as interferências causadas pelo ruído de rede, optou-se em utilizar duas baterias de lítio com dimensões 148x49x16mm, 7.4 V e 5000 mAh cada, além de cabos com blindagem.

Todas as digitalizações utilizaram uma frequência de amostragem de 1 kHz. A aquisição e gravação dos sinais foram realizadas por um programa escrito em LabVIEW 8.2 (*National Instruments*, EUA) que também permitia a visualização em tempo real dos sinais de EMGs, goniometria e velocidade.



Figura 25: Sistema de captação de sinais com 32 canais.

Um programa em MATLAB 6.5 (MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA) foi criado para a seleção dos trechos, processamento dos dados, geração dos gráficos e análise dos sinais a partir dos sinais de EMGs adquiridos. Esses sinais foram previamente filtrados digitalmente por um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa banda de 16 - 300 Hz e fase nula (filragem direta e reversa realizada pelo procedimento *filtfilt* do MatLab), além de um filtro rejeita-faixa de 2ª ordem com banda passante de 58 a 62 Hz.

A análise dos sinais de EMGs foi feita no domínio do tempo, a fim de obter informações pareadas com o sinal de goniometria (Figura 26), por meio do cálculo da raiz média quadrática (RMS - *Root Mean Square*), com janela móvel de 1 s, dos sinais utilizados em cada velocidade angular testada. Por se tratar de um estudo com população que relata dor lombar, optou-se em não utilizar teste de contração voluntária máxima (CVM) para a

normalização dos dados, uma vez que este poderia agravar o quadro algíco do voluntário, além de haver a possibilidade de não obter valores reais dos sinais de EMGs devido a dor. Então, neste estudo, a normalização dos sinais foi feita a partir do valor máximo obtido dos sinais de EMGs em cada voluntário durante a manobra.

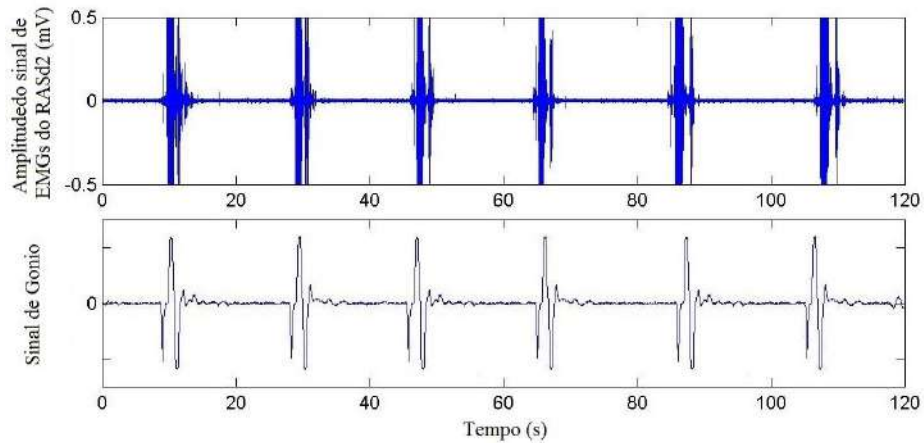


Figura 26: Exemplo dos Sinais de EMGs do segundo canal do RASd e goniometria dos seis ciclos de extensão-flexão-extensão pareados no tempo. O zero do sinal de gônio indica a posição inicial do movimento.

A Figura 27 mostra um exemplo do sinal de goniometria com as marcações referentes ao trecho selecionado para análise e os inícios da primeira extensão, da flexão e da segunda extensão do tronco.

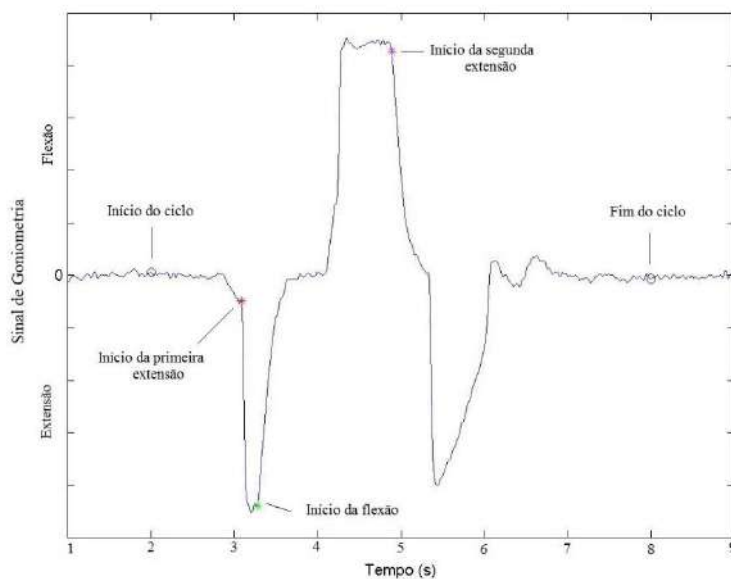


Figura 27: Exemplo do sinal de goniometria no tempo (s). Os círculos delimitam o trecho selecionado para análise, o zero indica a posição inicial do movimento.

A seleção do trecho referente ao ciclo de extensão-flexão-extensão era feita manualmente pelo pesquisador, que procurava padronizar a seleção com duração de seis segundos, aproximadamente.

Para realizar as marcações o pesquisador usava como parâmetro um canal do sinal do RASd, um do Md e o sinal de goniometria de cada velocidade analisada e a definição do trecho era aplicada aos demais sinais. Em seguida o trecho selecionado era dividido em oito janelas iguais (Figura 28), onde cada uma seria usada posteriormente para a geração de uma imagem topográfica.

Para a geração das imagens topográficas foi escrito um programa em MatLab, que calculava o valor RMS de cada sinal de EMGs, e depois o valor máximo e mínimo desse valor era encontrado e usado para determinar as cores da imagem, onde o vermelho escuro representava a amplitude máxima adquirida do sinal de EMGs e o azul escuro a amplitude mínima.

Em seguida era calculada a média do valor RMS de cada uma das oito janelas do trecho selecionado. Duas matrizes de 10x17 com base zero eram criadas, uma para representar a parte anterior do tronco e outra para a parte posterior, onde a média encontrada desse valor era alocada de acordo com a posição do arranjo de eletrodos no tronco. A cor da imagem era normalizada pelo valor máximo do sinal RMS encontrado e a interpolação feita de forma linear.

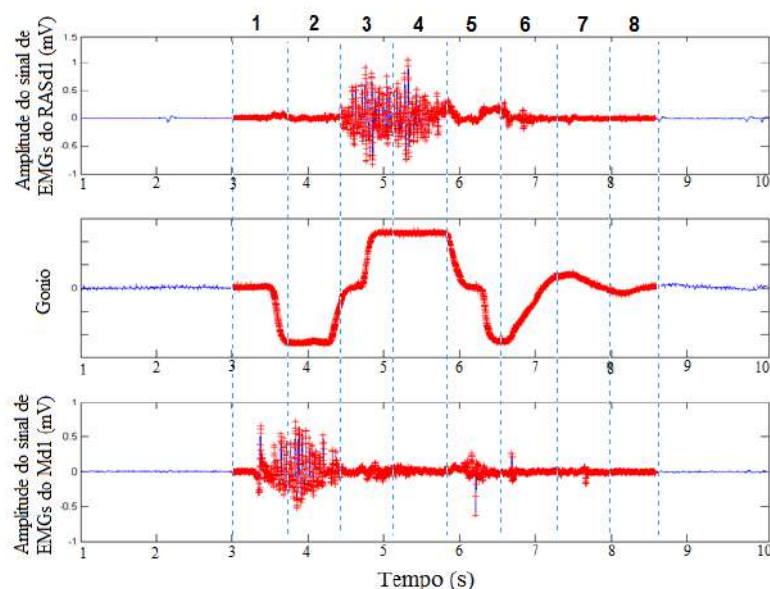


Figura 28: Exemplo de seleção de um trecho referente a um ciclo de extensão-flexão-extensão com base nos sinais do RASd, goniometria e Md. Divisão do trecho selecionado em oito janelas iguais para geração das imagens topográficas.

Foi utilizada na fase 2 do estudo a mesma instrumentação usada na fase 1, entretanto, o processamento sofreu algumas alterações. Foi possível observar na fase 1 que por se tratar de um estudo com testes dinâmicos, alguns sinais eram perdidos durante o movimento, o que invalidava a coleta. Visto isto, já que o arranjo de eletrodo utilizado dispunha de três sinais diferenciais de EMGs - coleta em triplicata - apenas um sinal fornecido por cada eletrodo multicanal foi considerado para análise. Assim, para a fase 2, todo o processamento foi realizado utilizando somente 10 sinais de EMGs dos 30 adquiridos, sendo um de cada porção muscular estudada. O critério adotado para a seleção do sinal foi: usar sempre o segundo sinal; se por ventura este apresentasse problemas ou indicasse ter sido captado sobre a zona de inervação era substituído pelo primeiro sinal; se este apresentasse as mesmas limitações o terceiro sinal era usado. Se por ventura fosse detectado problemas nos três sinais, a coleta deveria ser descartada.

Além disso, na fase 2 buscou-se detectar o tempo de ativação de cada grupo muscular durante o início do movimento, onde apenas o primeiro trecho referente ao movimento de extensão do tronco foi considerado para a determinação dos tempos. Para isso, o sinal de goniometria foi tomado como referência (Figura 29).

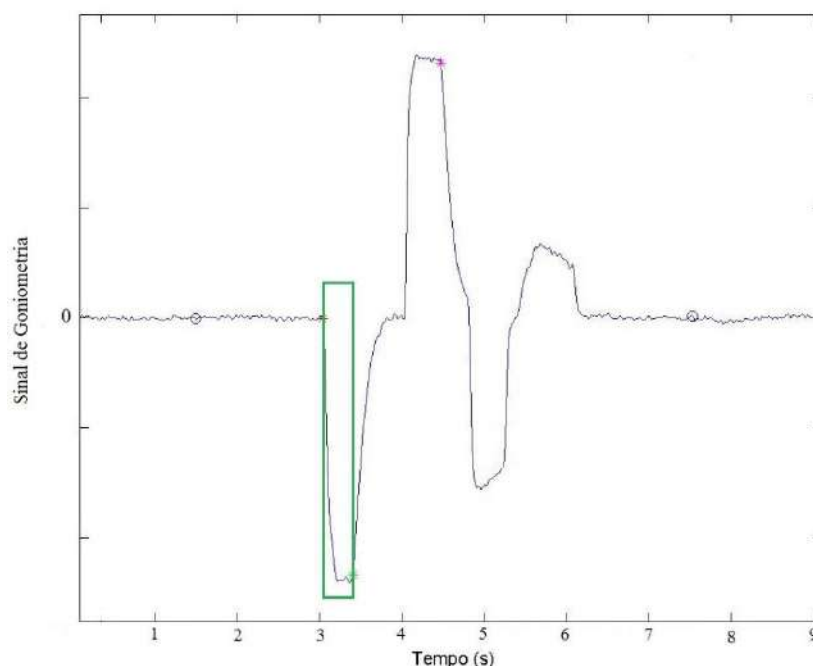


Figura 29: Exemplo de um sinal de goniometria no tempo (s) com destaque à fase referente ao primeiro movimento de extensão do ciclo.

Foi escrito um programa em MatLab onde eram estimados os instantes de tempo em que havia mudança no sentido do movimento no sinal de goniometria adquirido. O primeiro

instante em que houve mudança de sentido foi considerado o ponto zero e usado para comparação dos tempos de ativação muscular entre os grupos.

A determinação dos tempos de ativação dos músculos estudados foi baseada na regra de decisão de Neyman-Person, onde as amostras iniciais do trecho selecionado eram utilizadas para produzir um ruído branco gaussiano. A partir disso, era calculado o limiar da relação sinal-ruído e estipulado três desvios padrão dessa medida para evitar pegar falsos inícios de ativação (RICHARDS, 2005).

4.4 Estatística

Foi feita análise descritiva nas duas fases do estudo por meio das imagens topográficas dos sinais de EMGs e dos gráficos que ilustraram a média e o desvio padrão de cada variável. Dada a variabilidade dos dados e o tamanho reduzido da amostra assumiu-se que não seguiam uma distribuição normal e por isso na fase 2 foi aplicado, para cada uma das três velocidades angulares testadas, o teste não paramétrico de Mann-Whitney. Primeiro foram comparados os tempos de ativação entre os músculos do lado direito X lado esquerdo em cada grupo, em seguida foi feita a comparação dos grupos com e sem dor lombar para as seguintes variáveis: 1 -Tempo de ativação do Reto Abdominal Superior; 2 - Tempo de ativação do Reto Abdominal Inferior; 3- Tempo de ativação do Oblíquo externo; 4 - Tempo de ativação do Transverso/oblíquo interno. A análise dos dados foi realizada por meio de um programa desenvolvido em MatLab e o nível de significância adotado foi de 0,05.

5 Resultados

Este capítulo apresentará os resultados referentes às duas fases do estudo. Para as imagens topográficas serão apresentados apenas os resultados relacionados a dois voluntários, adotados como representativos dos que participaram do estudo, um sem dor e outro com dor lombar crônica, tanto para a fase 1 como para a fase 2. Os resultados dos demais indivíduos podem ser vistos no Anexo IV.

Na fase 1 foram utilizados os três sinais de EMGs captados de cada porção muscular estudada, a saber: RASd e RASe, RAId e RAJe, Od e Oe, Td e Te e Md e Me. Na fase 2 foi usado apenas um sinal de cada porção muscular. Em ambas as fases os sinais de EMGs foram utilizados para gerar oito imagens topográficas da parte anterior e oito da parte posterior do tronco de cada indivíduo nas três velocidades angulares investigadas. Cada imagem corresponde a um trecho do ciclo de extensão-flexão-extensão selecionado para análise. As imagens topográficas geradas foram baseadas na distribuição dos eletrodos conforme mostrado na Figura 30.

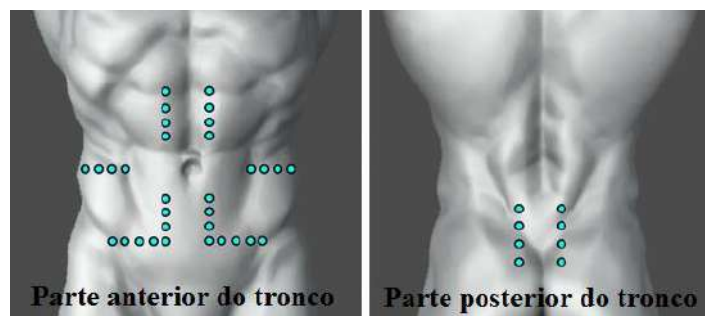


Figura 30: Distribuição dos eletrodos na parte anterior e posterior do tronco.

Serão mostrados também, para ambas as fases, gráficos com os sinais de EMGs nas três velocidades. Para a fase 2 serão apresentados gráficos com os tempos de ativação dos músculos investigados de cada voluntário com e sem dor lombar crônica durante o início do movimento de extensão do tronco.

5.1 Fase 1:

5.1.1 Voluntário sem dor

✓ Velocidade angular de 120°/s

A Figura 31 mostra todos os 30 sinais de EMGs pareados no tempo. Esses sinais foram coletados em um dos voluntários do grupo sem dor na velocidade angular de 120°/s no ciclo selecionado para análise.

As imagens topográficas da parede anterior e posterior do tronco, geradas a partir desses sinais de EMGs, bem como o sinal de goniometria indicando o trecho do ciclo de extensão-flexão-extensão referente a cada imagem podem ser observados na Figura 32.

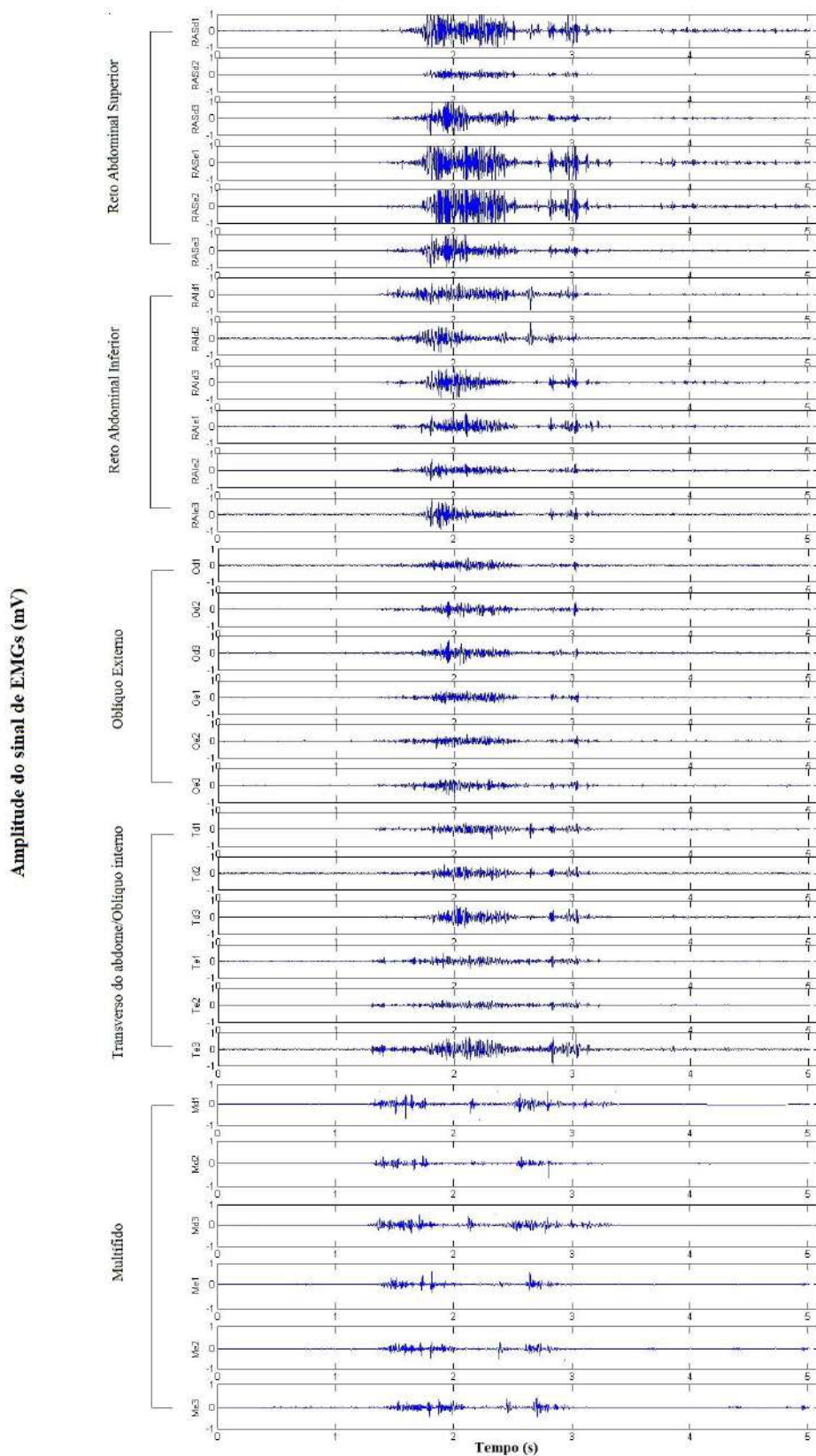


Figura 31: Sinais de EMGs no trecho considerado para análise com velocidade angular de $120^\circ/s$ para voluntário do grupo sem dor lombar. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s).

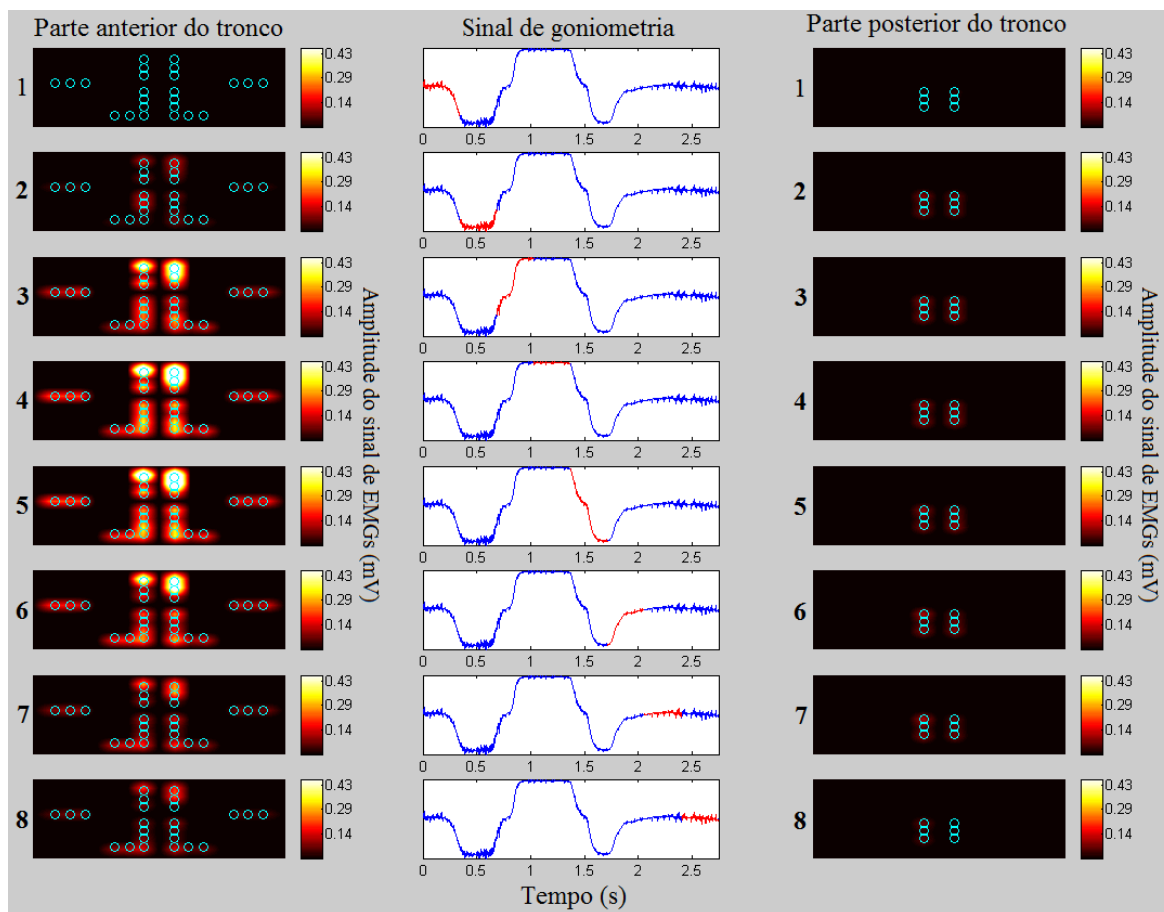


Figura 32: Imagens de topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

O sinal de goniometria indica (nas partes marcadas em vermelho) o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores apresenta como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário sem dor durante a velocidade angular de $120^\circ/s$.

A imagem 1 mostra o comportamento muscular antes do início do movimento. Nota-se que não há ativação dos músculos desse voluntário assintomático. É possível observar o início do recrutamento muscular, tanto da parede anterior quanto da posterior do tronco, à medida que o movimento acontece (imagem 2). Nas imagens 3, 4, 5 e 6 evidencia-se o RAS como região de maior ativação. As imagens 7 e 8 da parte anterior do tronco indicam que os músculos mantiveram ativação mesmo após o fim do movimento. Além disso, as imagens 3 e 4 da parte posterior do tronco mostram que o multífido se manteve ativo durante o movimento de flexão do tronco.

✓ Velocidade angular de $90^\circ/s$

A Figura 33 mostra os sinais de EMGs, enquanto a Figura 34 mostra as imagens topográficas na velocidade angular de $90^\circ/s$.

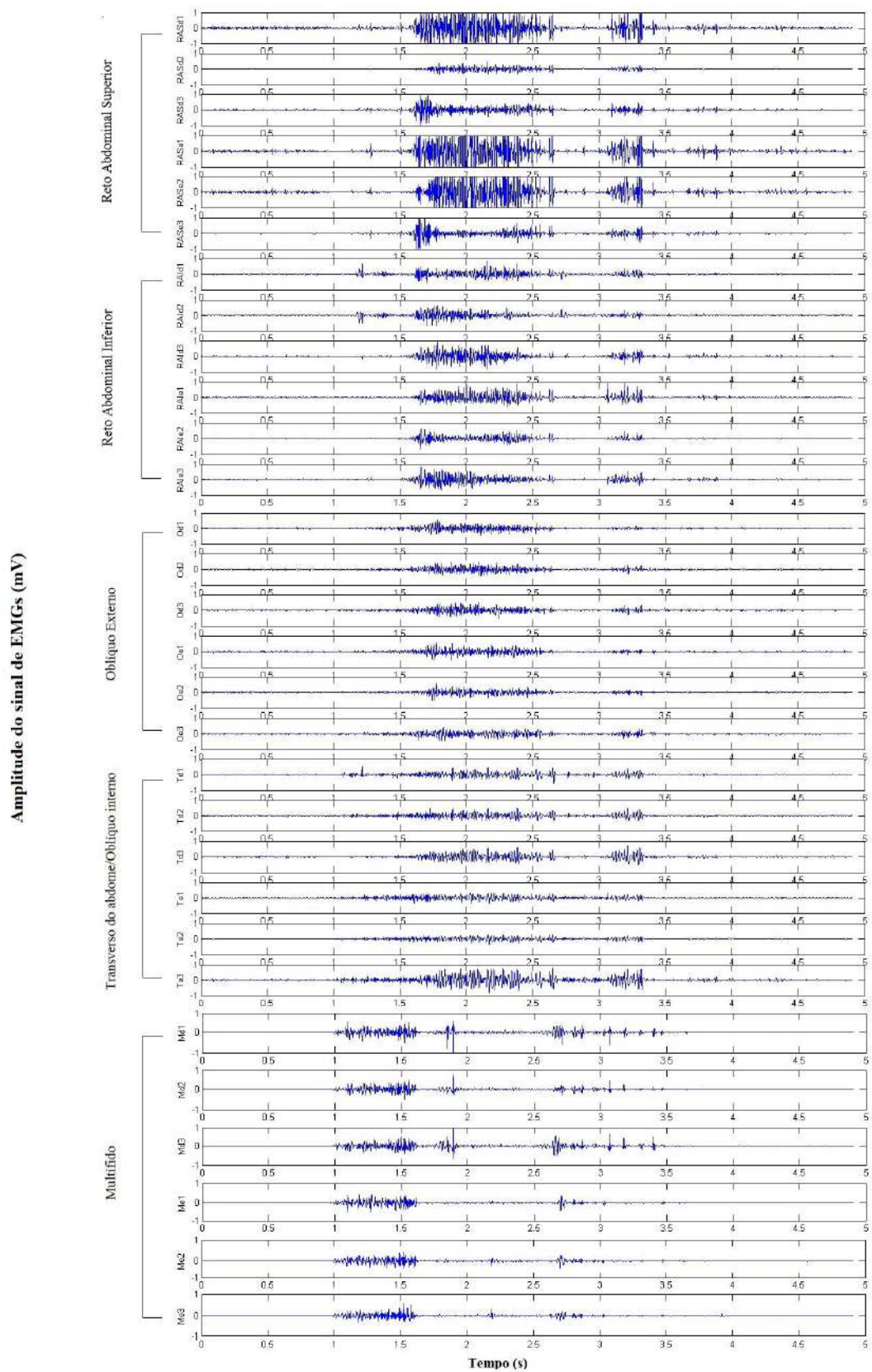


Figura 33: Sinais de EMGs no trecho considerado para análise com velocidade angular de $90^\circ/s$ para voluntário do grupo sem dor lombar. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s)

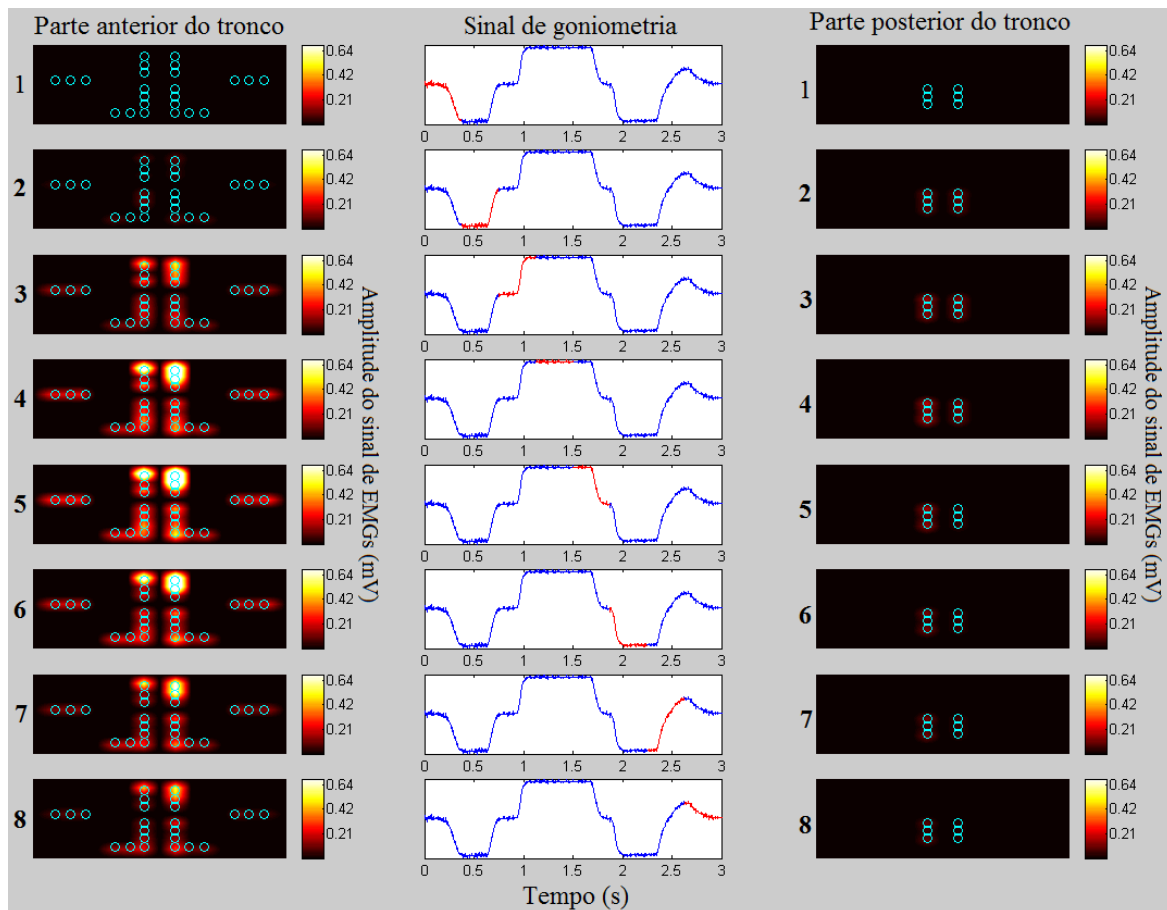


Figura 34: Imagens de topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

O sinal de goniometria indica (nas partes marcadas em vermelho) o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores apresenta como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário sem dor durante a velocidade angular de $90^\circ/\text{s}$.

É possível observar que, embora a velocidade angular tenha diminuído, o comportamento dos sinais de EMGs se manteve. Os músculos da parte anterior do tronco se mantiveram ativos após o fim do movimento (imagem 8). As imagens de 2 a 7 da parte posterior do tronco sugerem ativação do multifídio durante todo o ciclo de extensão-flexão-extensão.

✓ Velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$

A Figura 35 apresenta o trecho com os sinais de EMGs durante a velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$. As imagens topográficas referentes a essa velocidade angular podem ser vistas na Figura 36.

Amplitude do sinal de EMGs (mV)

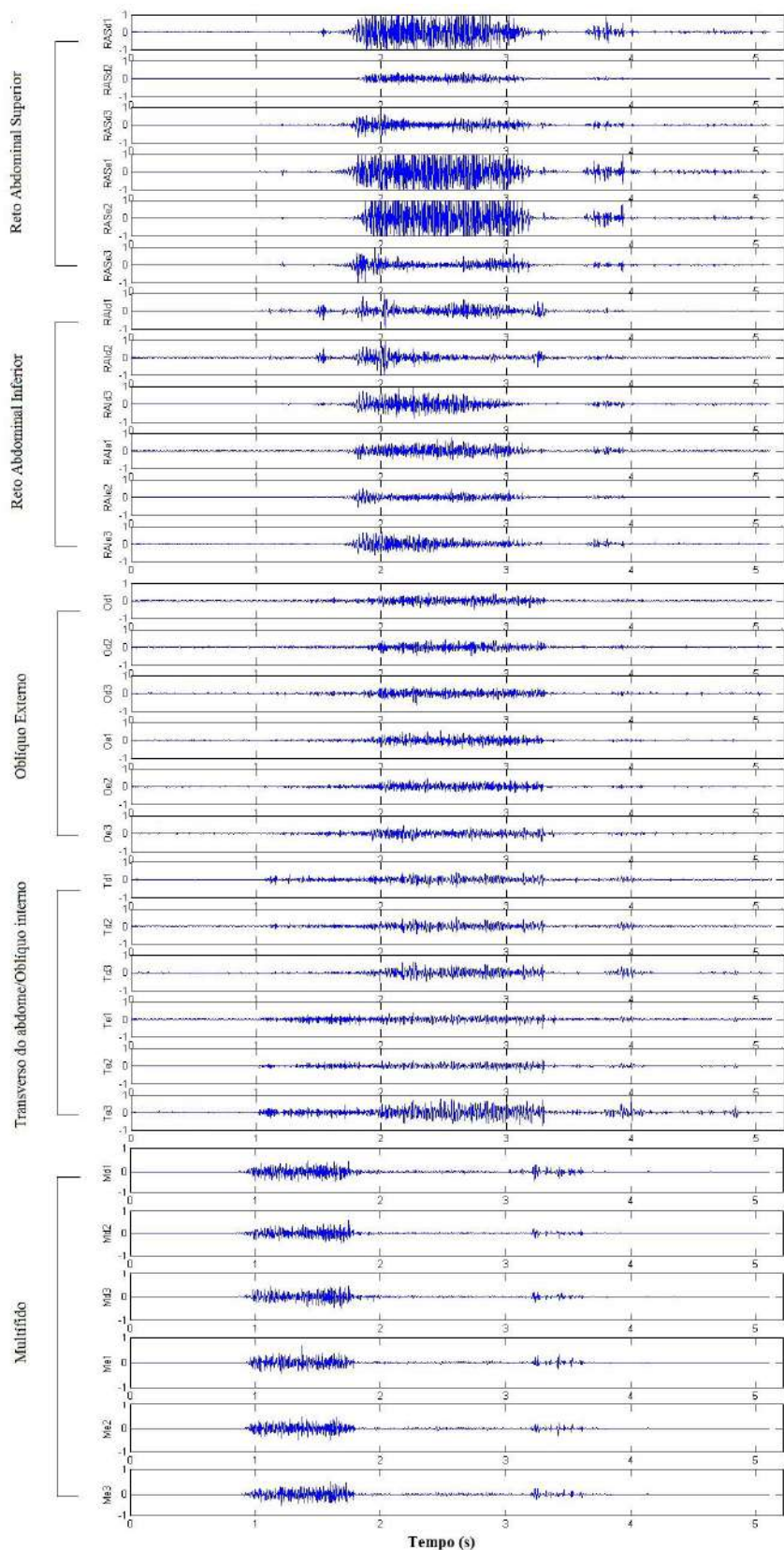


Figura 35: Sinais de EMGs no trecho considerado para análise com velocidade angular de 60°/s para voluntário do grupo sem dor lombar. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s)

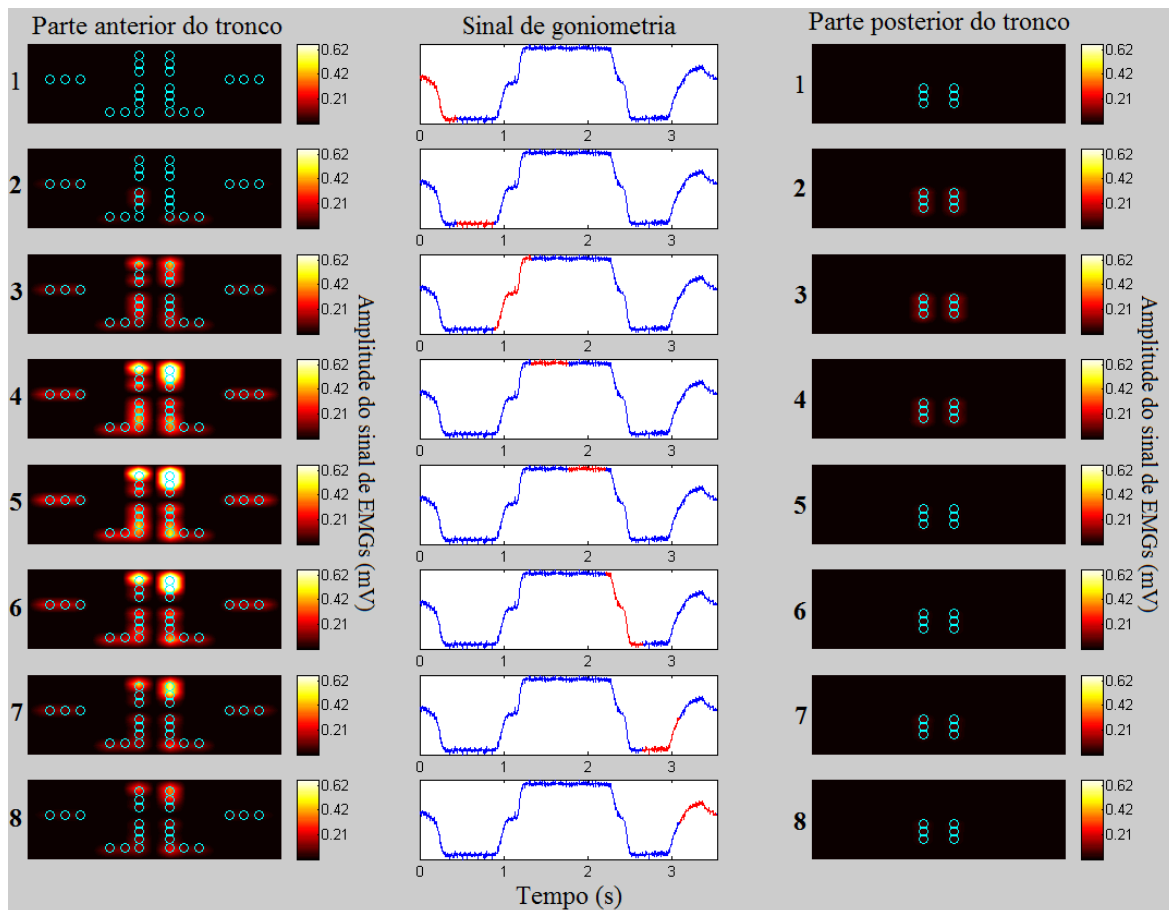


Figura 36 Imagens de topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

O sinal de goniometria indica (nas partes marcadas em vermelho) o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores apresenta como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário sem dor durante a velocidade angular de 60°/s.

Com a diminuição da velocidade angular observou-se, durante o trecho referente à extensão do tronco, maior ativação do Td e Te com relação aos demais músculos da parte anterior do tronco (imagem 2). É possível notar nas imagens de 4 a 8 da parte posterior do tronco uma diminuição da amplitude dos sinais de EMGs do multífido. Essa diminuição se inicia na fase final do movimento de flexão e se mantém durante o retorno para a posição inicial.

5.1.2 Voluntário com dor

✓ Velocidade angular de 120°/s

Os 30 sinais de EMGs na velocidade angular de 120°/s são mostrados na Figura 37. As imagens topográficas geradas a partir de sinais de EMGs nessa velocidade angular podem ser observados na Figura 38.

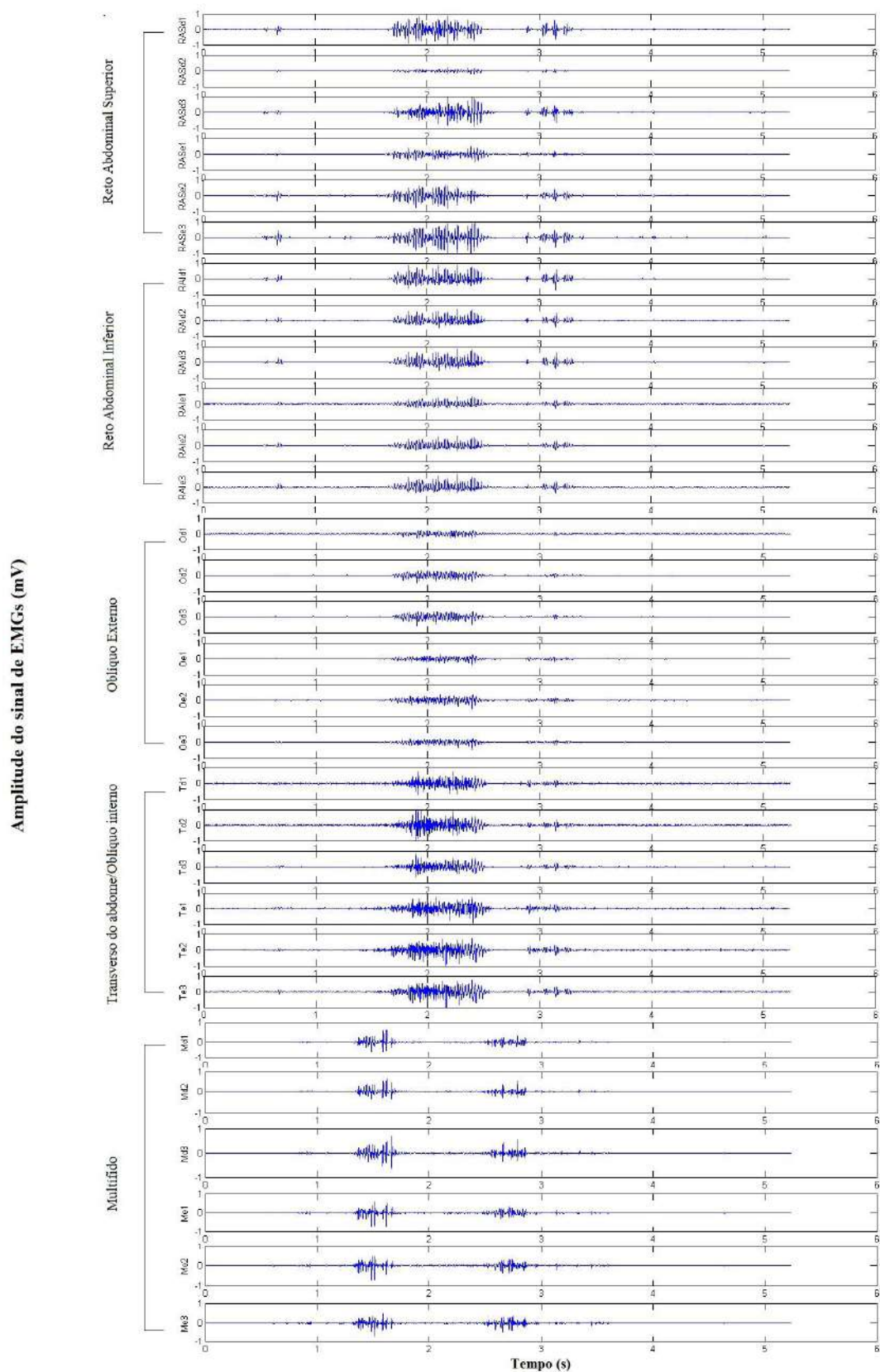


Figura 37: Sinais de EMGs de um voluntário do grupo com dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de 120°/s. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s)

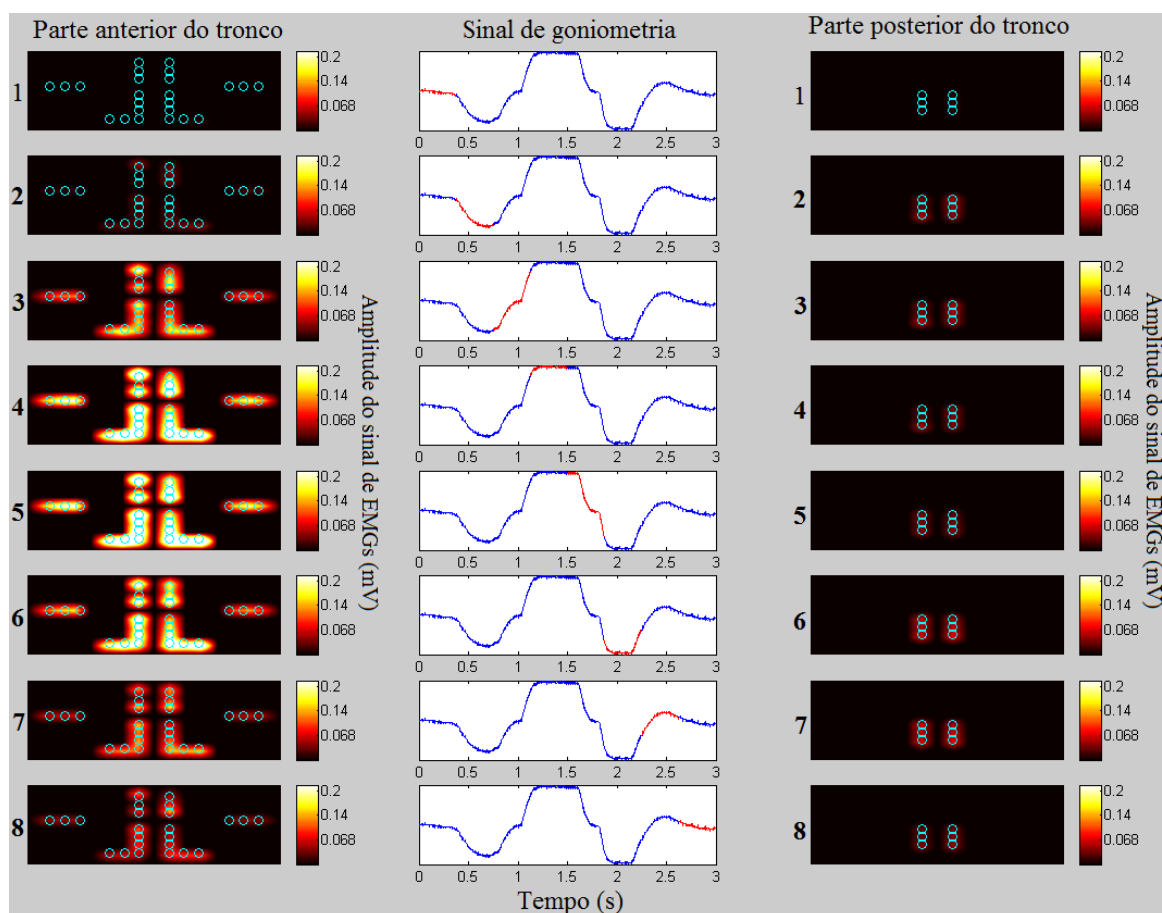


Figura 38: Imagens de topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

O sinal de goniometria indica (nas partes marcadas em vermelho) o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores apresenta como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário com dor durante a velocidade angular de $120^\circ/s$.

As imagens de 2 a 8 da parte posterior do tronco indicam ativação do multifídio durante todo ciclo de extensão-flexão-extensão. Os músculos da parte anterior apresentam maior ativação na fase final da flexão do tronco e durante o movimento de extensão para retorno à posição inicial (imagens de 4 a 6).

✓ Velocidade angular de $90^\circ/s$

Os sinais de EMGs do voluntário do grupo com dor podem ser vistos na Figura 39. A Figura 40 mostra as imagens topografia dos sinais de EMGs dos músculos do tronco na velocidade angular de $90^\circ/s$.

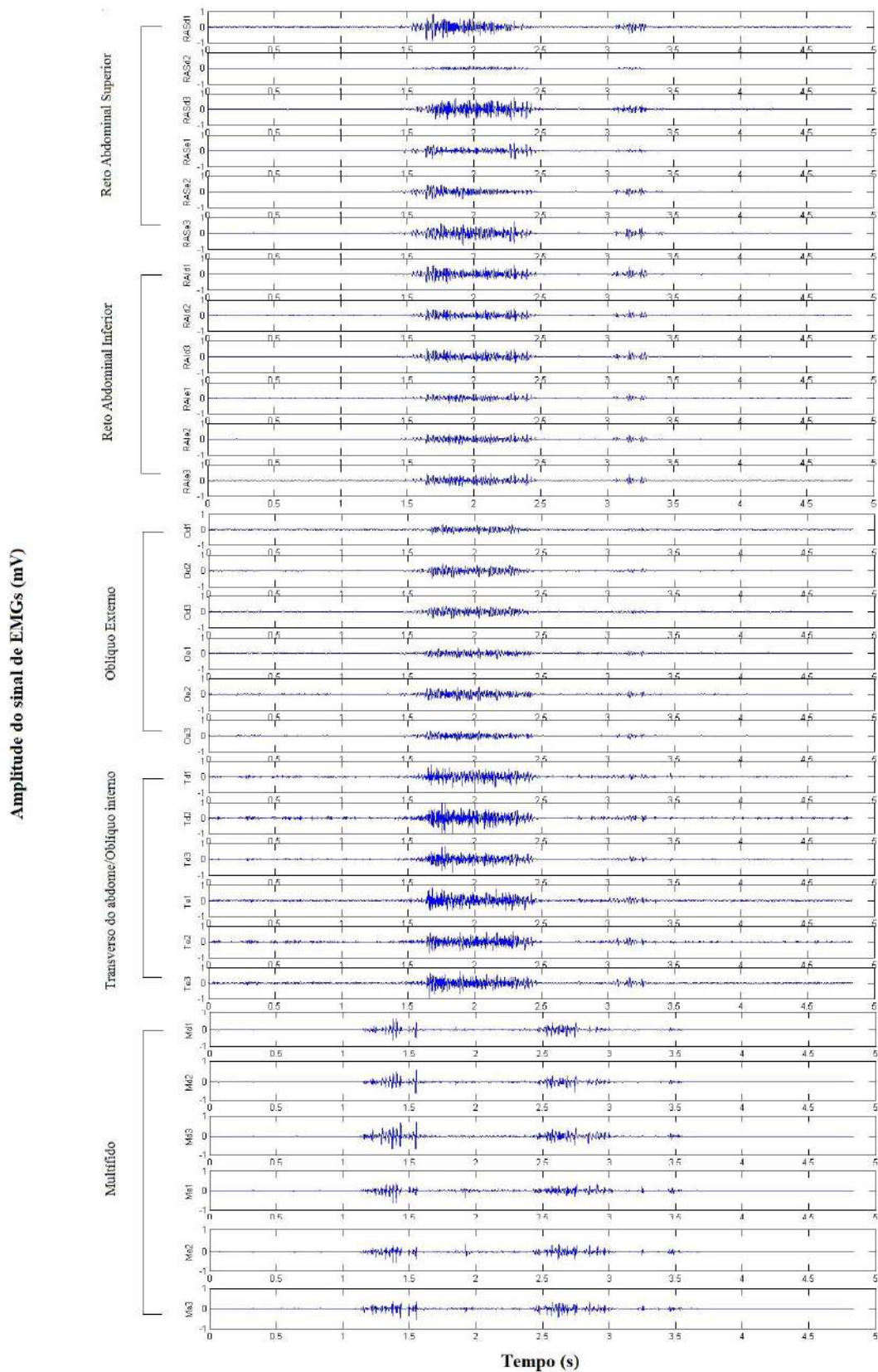


Figura 39: Sinais de EMGs de um voluntário o grupo com dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de 90°/s. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s)

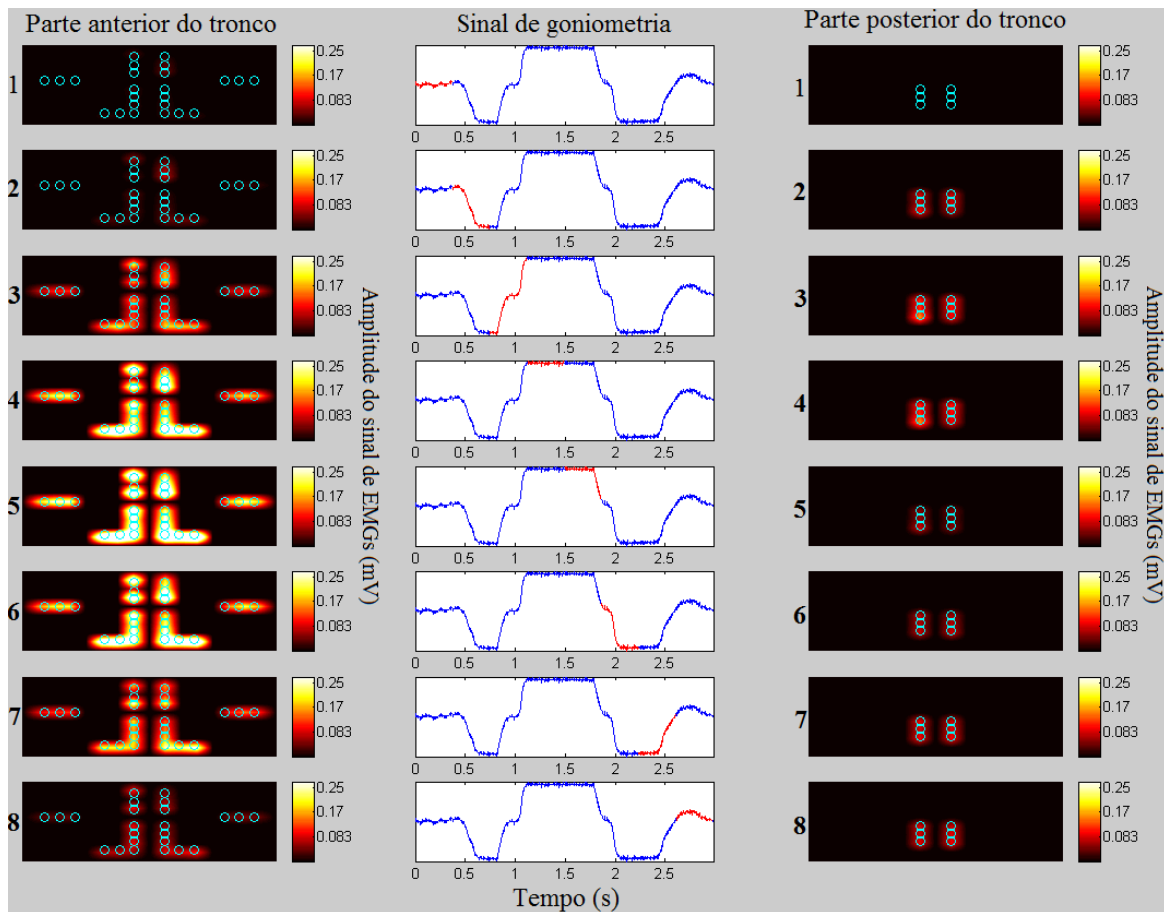


Figura 40 Imagens de topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

O sinal de goniometria indica (nas partes marcadas em vermelho) o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores apresenta como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário com dor durante a velocidade angular de 90°/s.

O comportamento de ativação muscular para esta velocidade angular se assemelhou a anterior. O multífido se manteve ativo durante todo movimento (imagens de 2 a 8 da parte posterior do tronco). As imagens de 4 a 7 da parte anterior indicam maior ativação na fase final da flexão do tronco e durante o movimento de extensão para retorno à posição inicial.

✓ Velocidade angular de 60°/s

A Figura 41 apresenta os sinais de EMGs durante a velocidade angular de 60°/s. As imagens topográficas, bem como o sinal de goniometria indicando o trecho do ciclo de extensão-flexão-extensão referente a cada imagem para esta velocidade angular são mostradas na Figura 42.

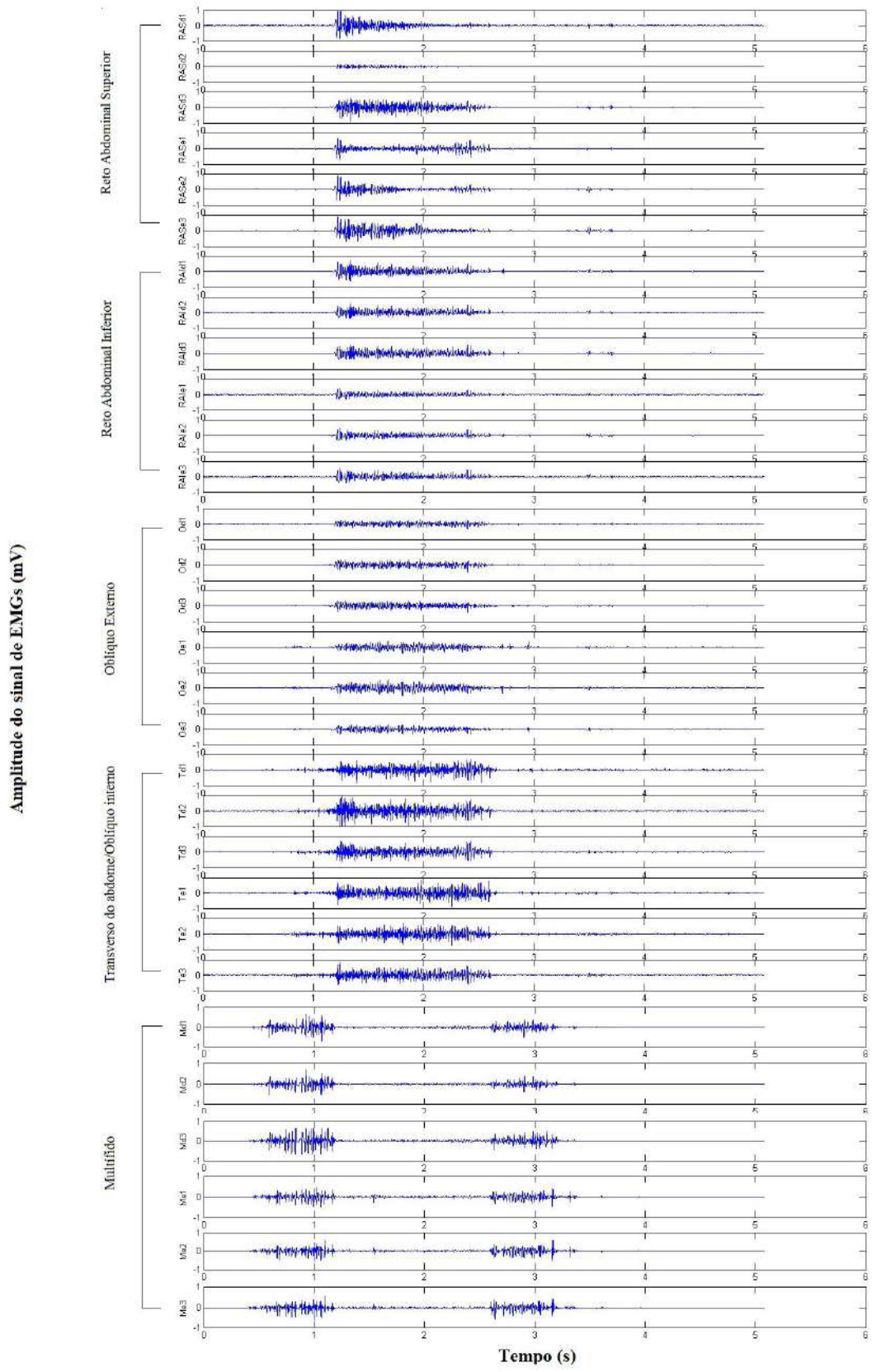


Figura 41: Sinais de EMGs de um voluntário o grupo com dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de 60°/s. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s)

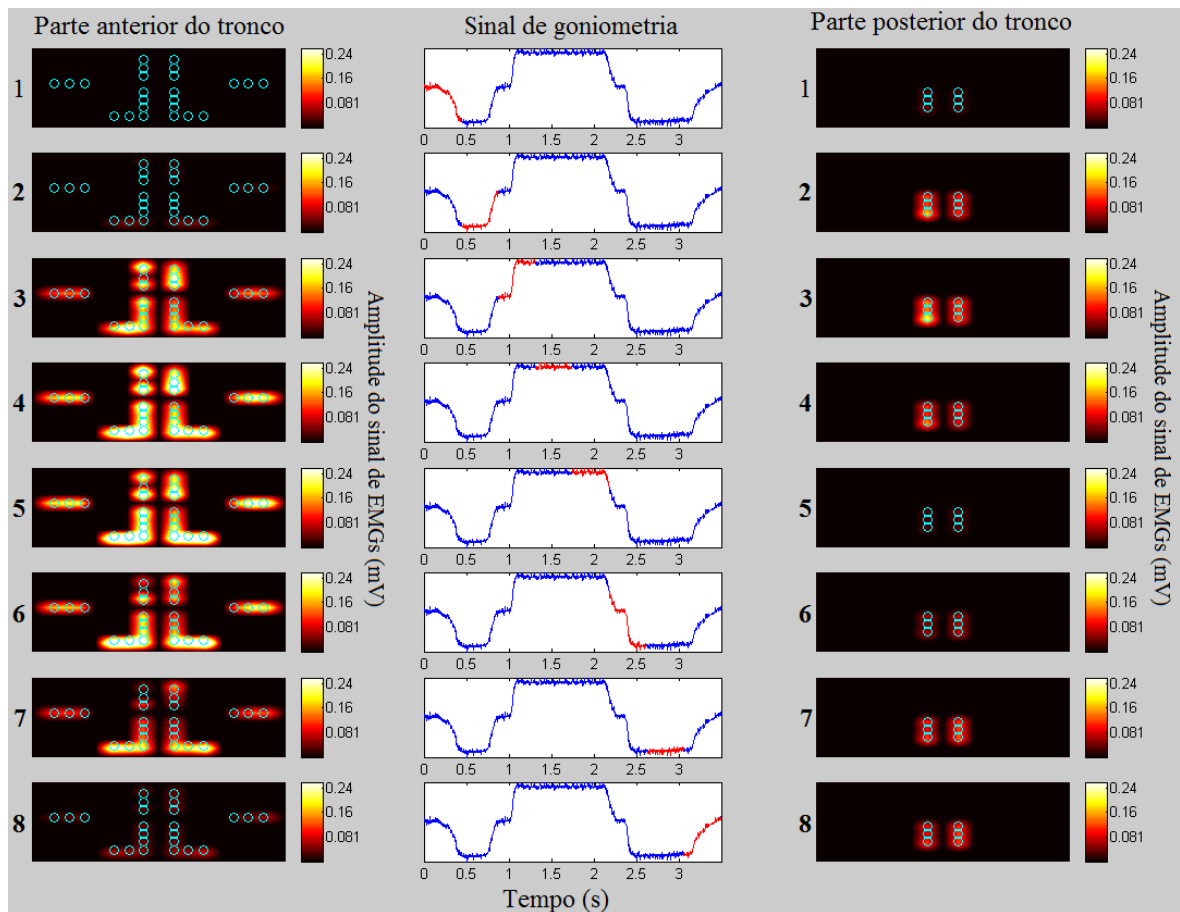


Figura 42: Imagens de topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

O sinal de goniometria indica (nas partes marcadas em vermelho) o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores apresenta como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário com dor durante a velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$.

A imagem 1 da parte posterior do tronco indica ativação do multifídeo antes do início do movimento. A ativação desse músculo diminui no final do movimento de flexão do tronco (imagem 5 da parte posterior). É possível notar também maior atividade muscular do Td e Te com relação aos demais músculos da parede anterior durante a fase de extensão de tronco (imagens 2 e 7).

5.2 Fase 2:

5.2.1 Voluntário sem dor

Nesta fase apenas um sinal de cada grupo muscular (RASd e RASe, RAId e RAJe, Od e Oe, Td e Te e Md e Me) foi utilizado para análise.

✓ Velocidade angular de 120°/s

A Figura 43 mostra todos os dez sinais de EMGs coletados em um dos voluntários do grupo sem dor na velocidade angular de 120°/s seguindo a mesma distribuição de eletrodos utilizada na fase 1 do estudo. O trecho selecionado para análise mostra as delimitações do ciclo e os instantes de tempo em que iniciou e cessou a ativação de cada grupo muscular.

As imagens topográficas geradas a partir dos sinais de EMGs adquiridos nessa velocidade angular podem ser vistas na Figura 44.

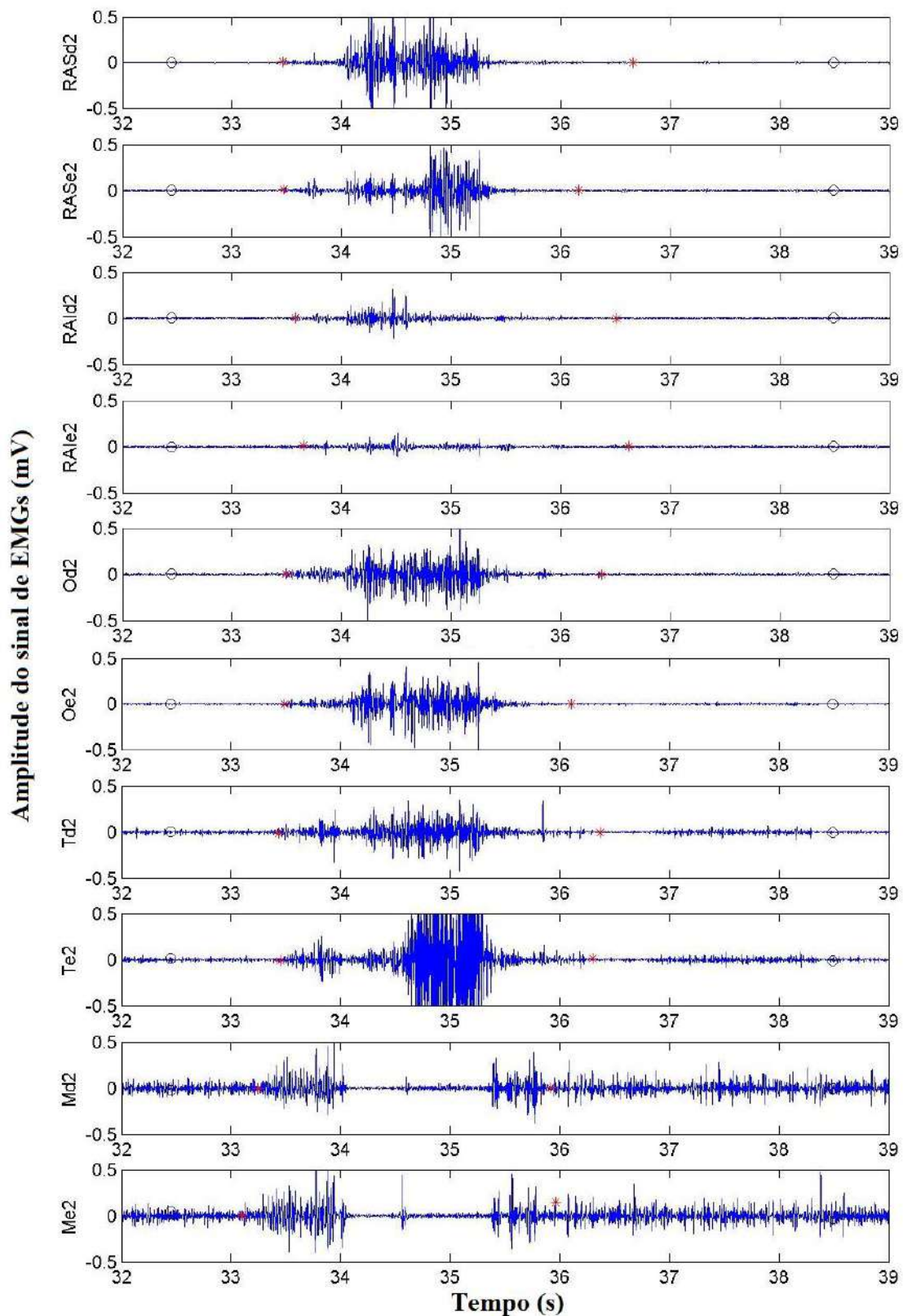


Figura 43: Sinais de EMGs de um voluntário o grupo sem dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de $120^\circ/\text{s}$. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s). O (o) marca o início e o fim do trecho considerado para análise, (*) marca o início e o fim da ativação muscular.

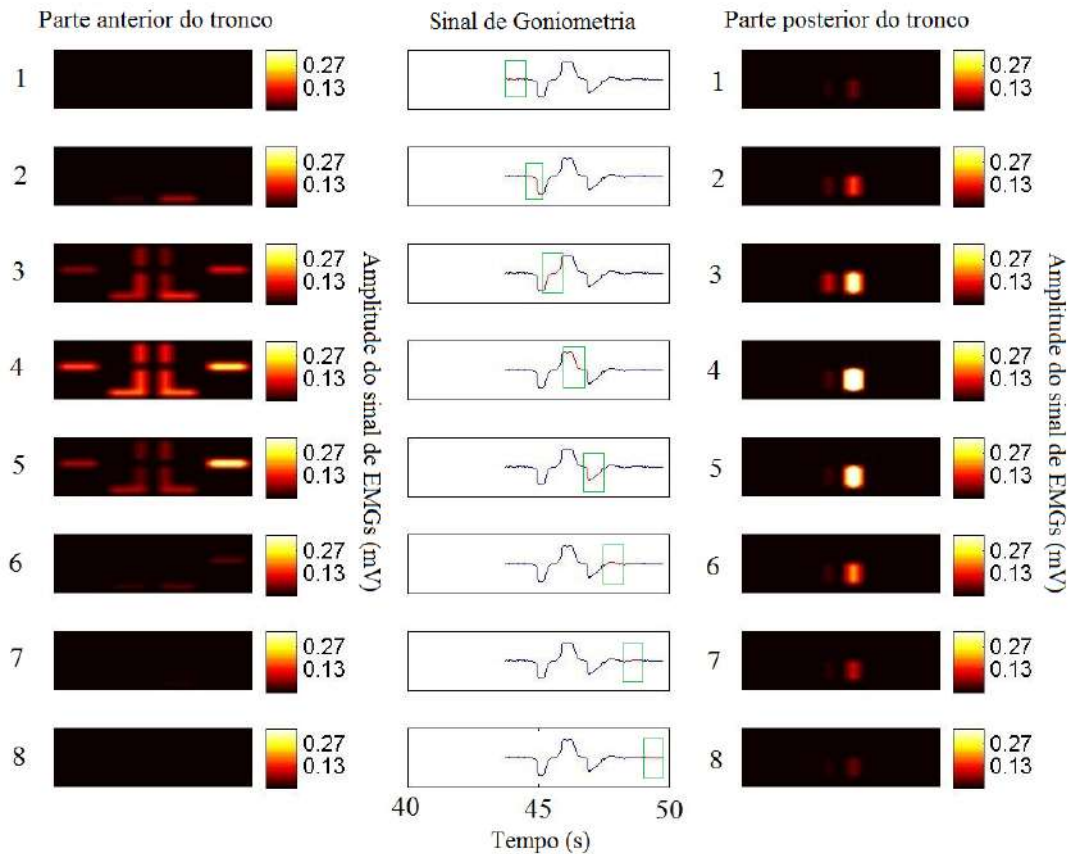


Figura 44: Imagens topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

As marcações retangulares em verde no sinal de goniometria indica o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores utilizou como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário sem dor durante a velocidade angular de $120^\circ/s$.

Na parte posterior do tronco, a imagem 1 revela que havia ativação do multifídeo antes do início do movimento. As imagens de 3 a 7 sugerem que há assimetria na ativação entre os lados desse músculo durante todo movimento. Durante o movimento de extensão do tronco o Td e Te apresentaram maior ativação em relação aos demais músculos da parede anterior (imagem 2). A atividade dos demais músculos da parede anterior se evidencia nas imagens de 3 a 5 referentes ao movimento de flexão do tronco e retorno à posição inicial, onde o Oe apresenta maior ativação em relação aos demais.

✓ Velocidade angular de $90^\circ/s$

A Figura 45 mostra os sinais de EMGs, enquanto a Figura 46 se refere às imagens topográficas de um dos voluntários do grupo sem dor na velocidade angular de $90^\circ/s$.

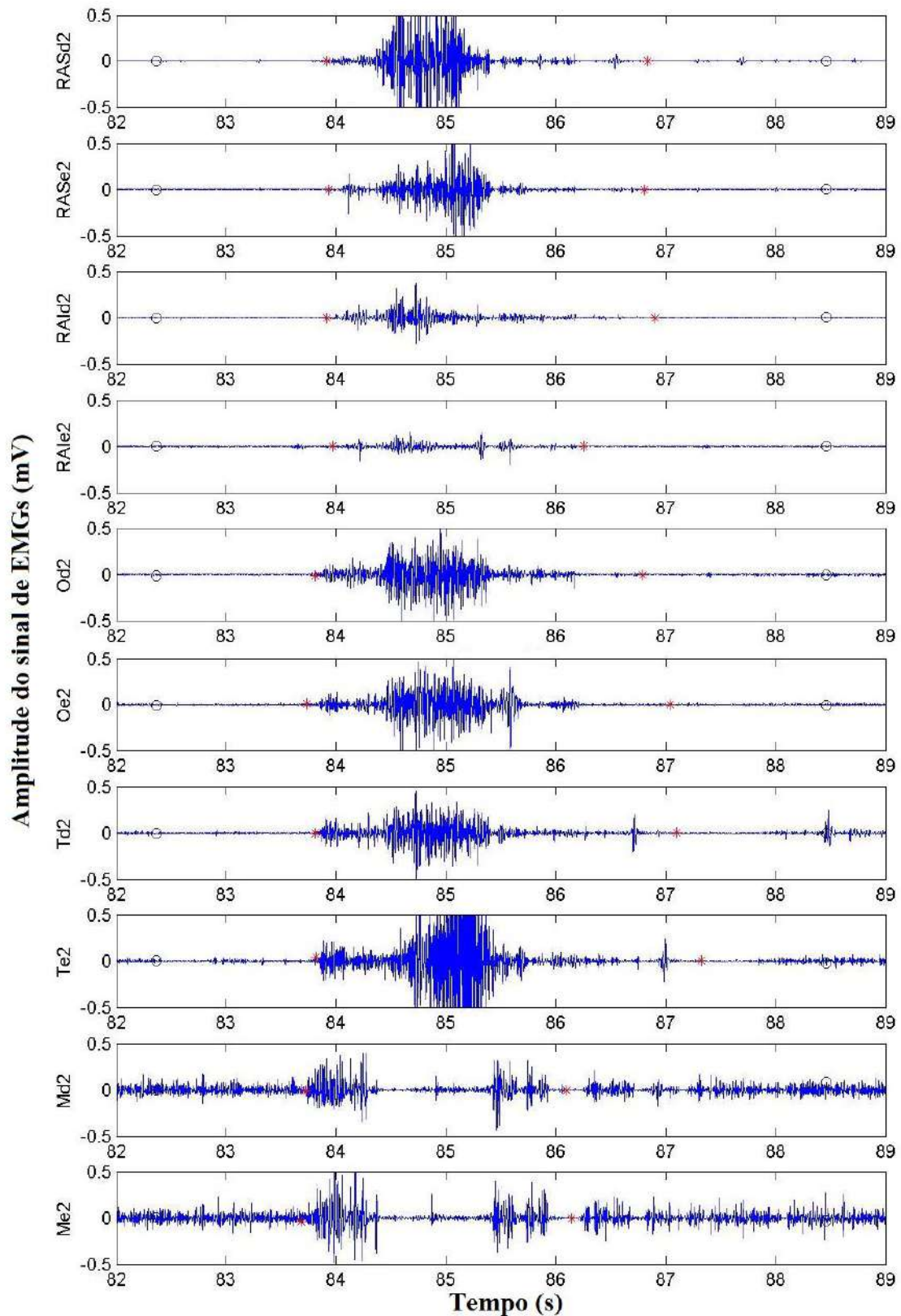


Figura 45: Sinais de EMGs de um voluntário o grupo sem dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de $90^{\circ}/s$. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s). O (o) marca o início e o fim do trecho considerado para análise, (*) marca o início e o fim da ativação muscular.

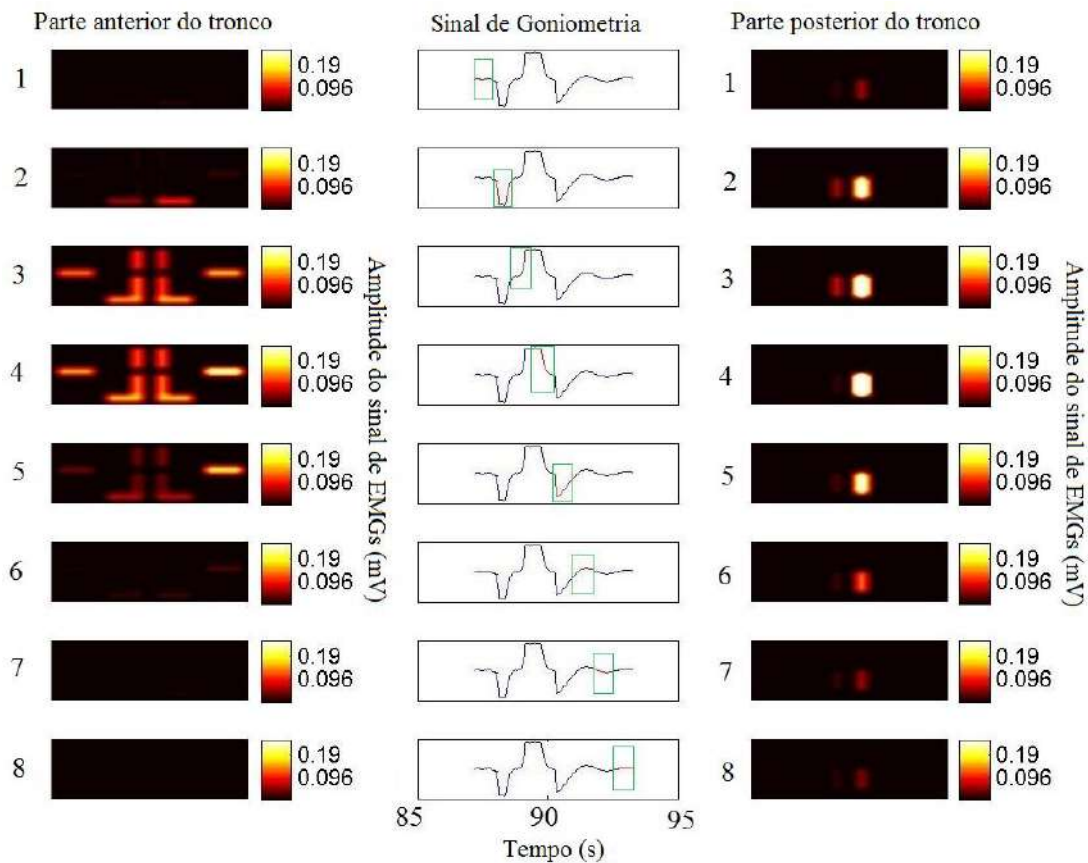


Figura 46: Imagens topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

As marcações retangulares em verde no sinal de goniometria indica o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores utilizou como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário sem dor durante a velocidade angular de $90^\circ/s$.

O comportamento dos músculos da parede anterior e posterior se manteve com a diminuição da velocidade angular. É possível notar maior ativação do Td e Te com relação aos demais músculos durante a fase de extensão e início da flexão do tronco (imagem 2 da parte anterior). Observa-se que o Md apresenta maior ativação em relação ao Me, indicando assimetria entre os lados (imagens de 2 a 6 da parte posterior). As imagens 7 e 8 mostram ativação desse músculo mesmo após o fim do movimento.

✓ Velocidade angular de $60^\circ/s$

A Figura 47 mostra todos os dez sinais de EMGs coletados em um dos voluntários do grupo sem dor na velocidade angular de $60^\circ/s$. As imagens topográficas podem ser observadas na Figura 48.

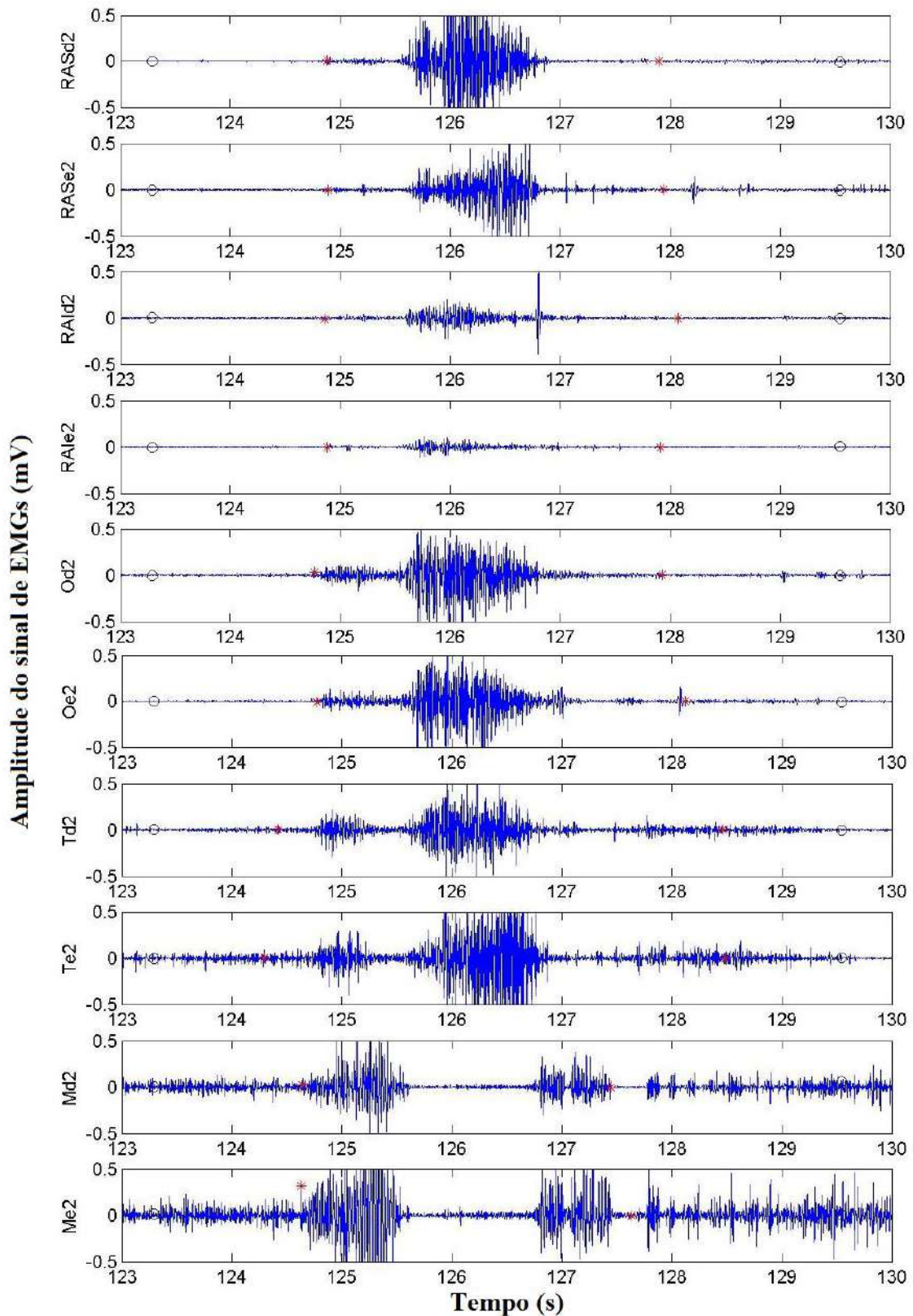


Figura 47: Sinais de EMGs de um voluntário o grupo sem dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s). O (o) marca o início e o fim do trecho considerado para análise, (*) marca o início e o fim da ativação muscular.

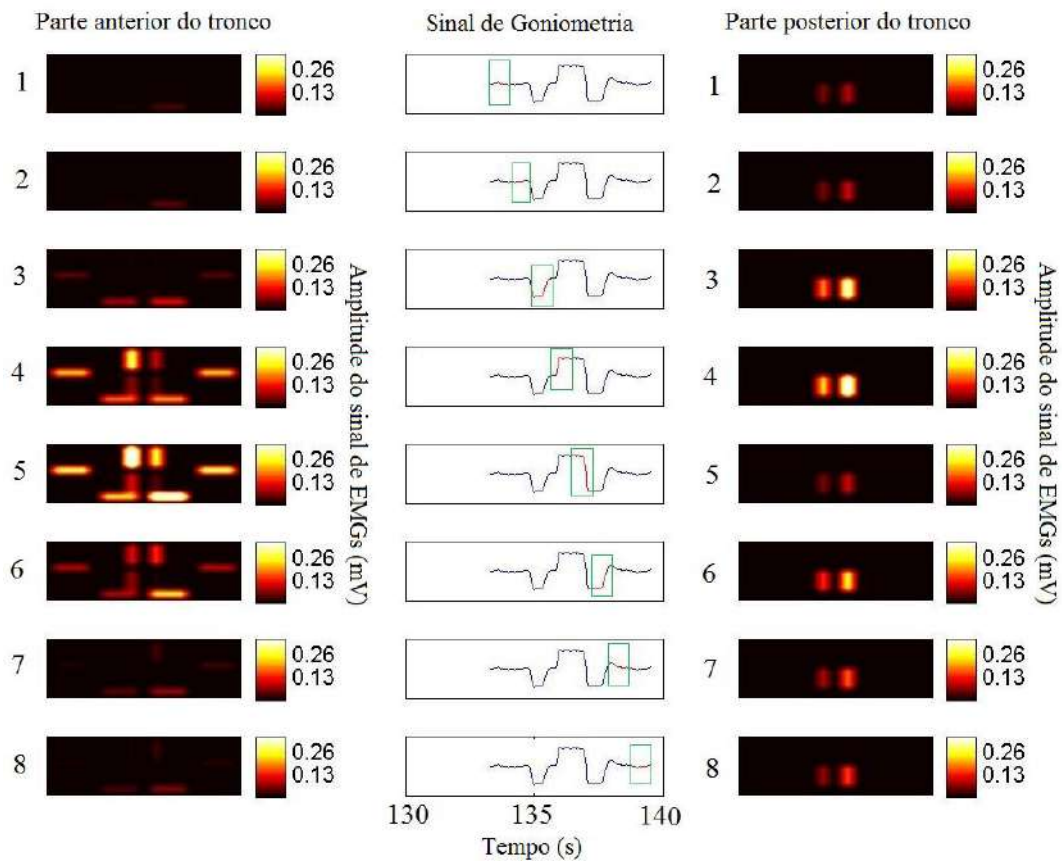


Figura 48: Imagens topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

As marcações retangulares em verde no sinal de goniometria indica o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores utilizou como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário sem dor durante a velocidade angular de $60^\circ/s$.

Nas imagens 1 e 2 da parte posterior nota-se a presença de atividade do Md e Me antes do início do movimento, enquanto na parte anterior observa-se ativação do Td e Te. Durante o movimento de extensão e início da flexão de tronco os músculos oblíquo externo e transversos do abdome/oblíquo interno de ambos os lados apresentam atividade (imagem 3 da parte anterior). Os demais músculos da parede anterior apresentam atividade no fim do movimento de flexão e retorno à posição inicial (imagens de 4 a 6), mas se mantêm ativos após o fim do movimento (imagens 7 e 8), bem como o multífido na parte posterior.

5.2.2 Voluntário com dor

✓ Velocidade angular de $120^\circ/s$

Os sinais de EMGs adquiridos na velocidade angular de $120^\circ/s$ podem ser observados na Figura 49. As imagens topográficas são apresentadas na Figura 50.

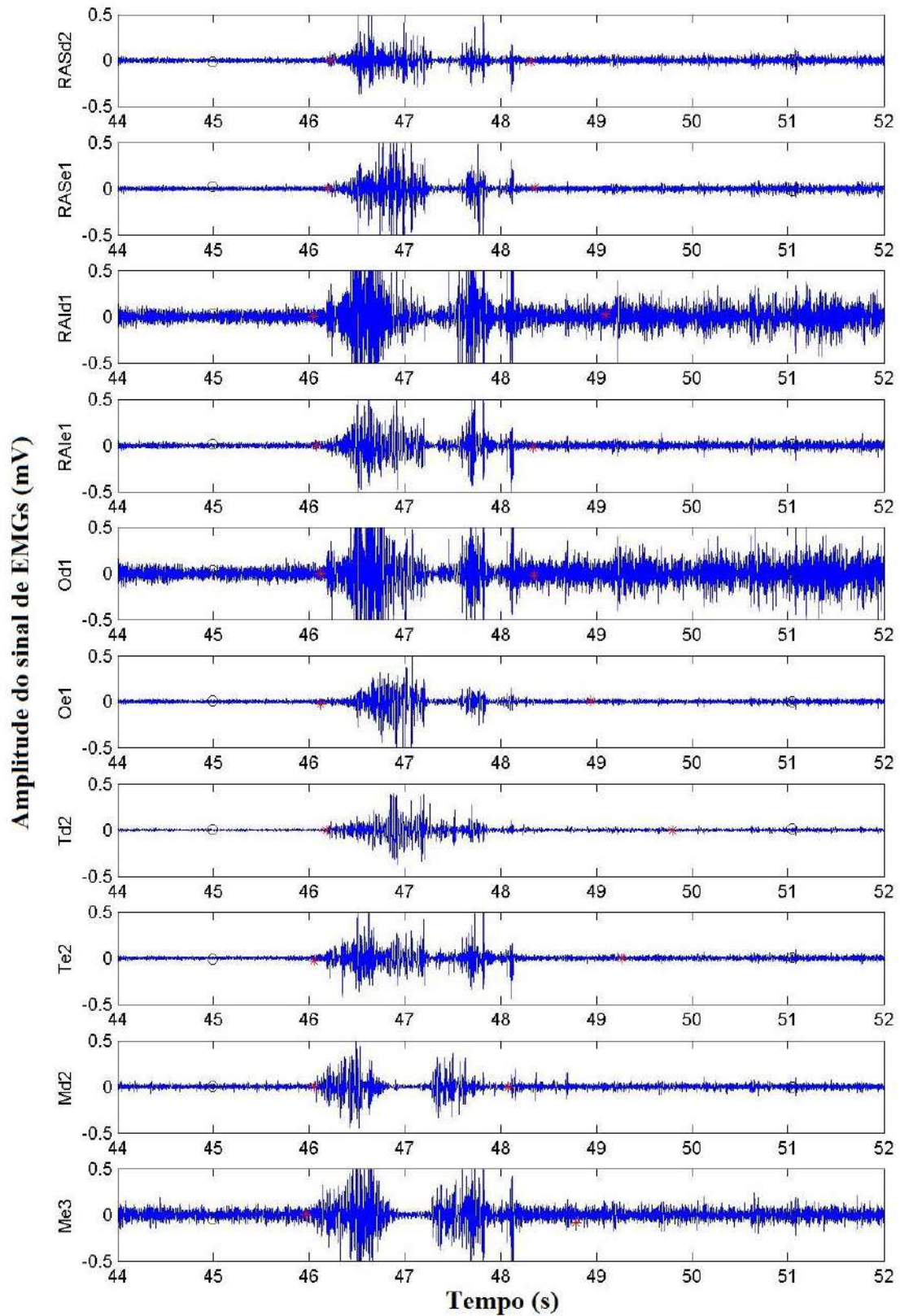


Figura 49: Sinais de EMGs de um voluntário o grupo com dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de $120^{\circ}/s$. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s). O (o) marca o início e o fim do trecho considerado para análise, (*) marca o início e o fim da ativação muscular.

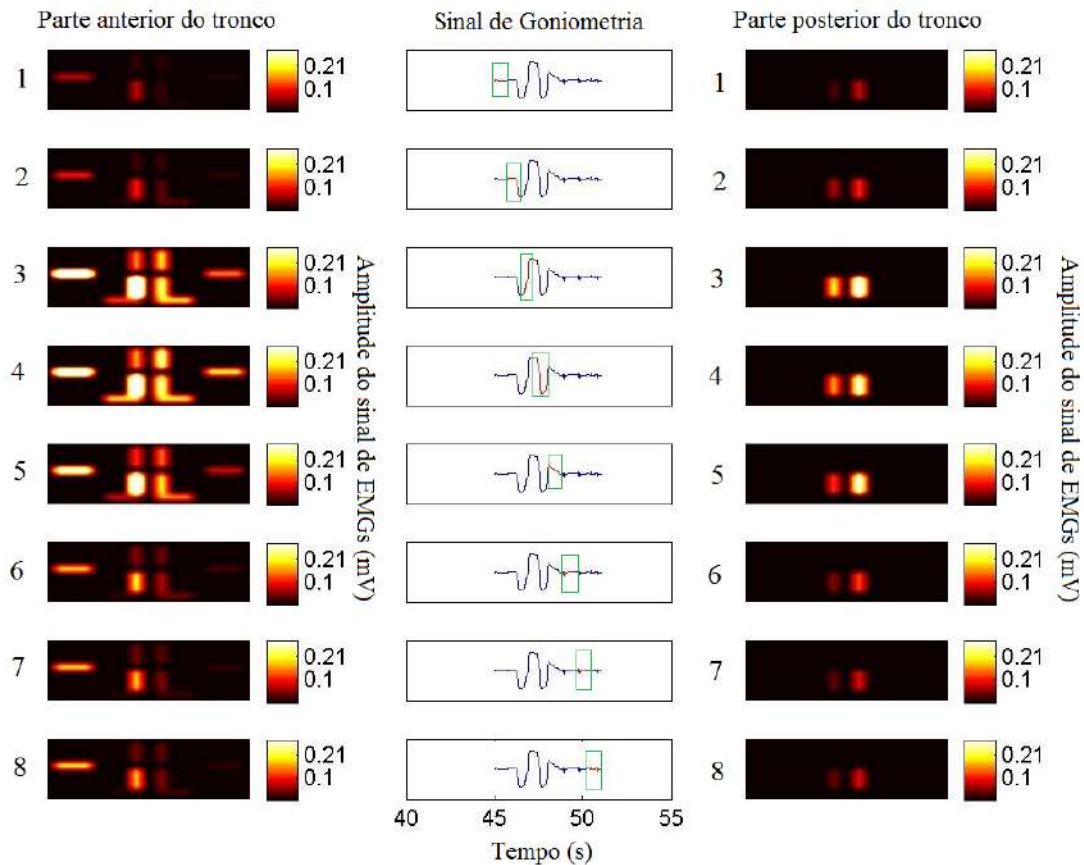


Figura 50: Imagens topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas.

As marcações retangulares em verde no sinal de goniometria indica o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores utilizou como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário com dor durante a velocidade angular de 120°/s.

A imagem 1 indica que tanto os músculos da parede anterior, quanto da parede posterior, estavam ativos antes do início do movimento. É possível notar maior ativação do Od, com relação aos demais músculos da parede anterior, durante todo trecho analisado (imagens de 1 a 8). A imagem 2 sugere que os músculos da parede anterior e posterior apresentam contração simultânea durante o movimento de extensão do tronco. Todos os músculos estudados se mantiveram ativos após o fim do movimento (imagens de 6 a 8).

✓ Velocidade angular de 90°/s

A Figura 51 apresenta os sinais de EMGs dos grupos musculares analisados na velocidade angular de 90°/s. As imagens geradas a partir desses sinais podem ser observadas na Figura 52.

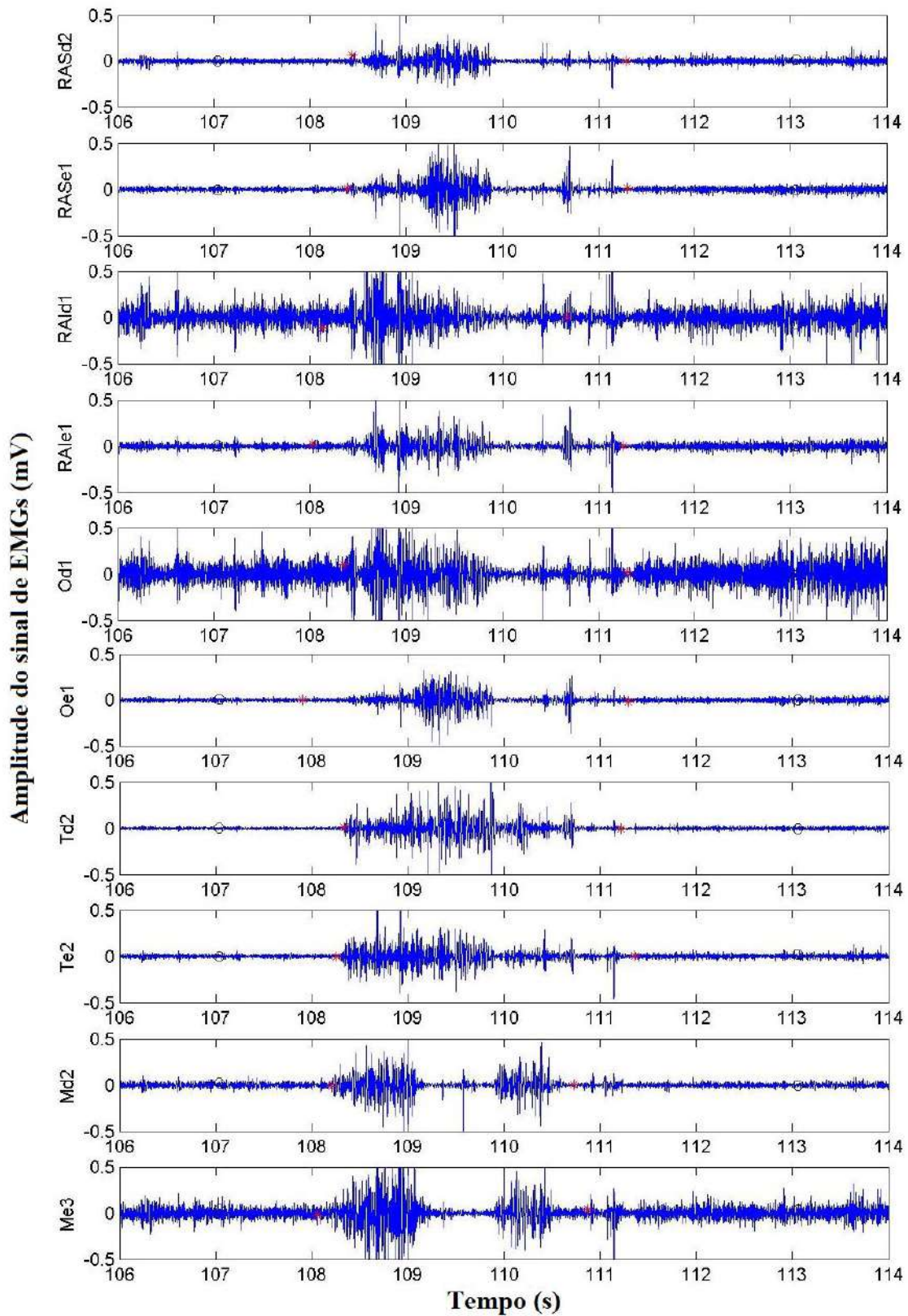


Figura 51: Sinais de EMGs de um voluntário o grupo com dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de $90^\circ/s$. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s). O (o) marca o início e o fim do trecho considerado para análise, (*) marca o início e o fim da ativação muscular.

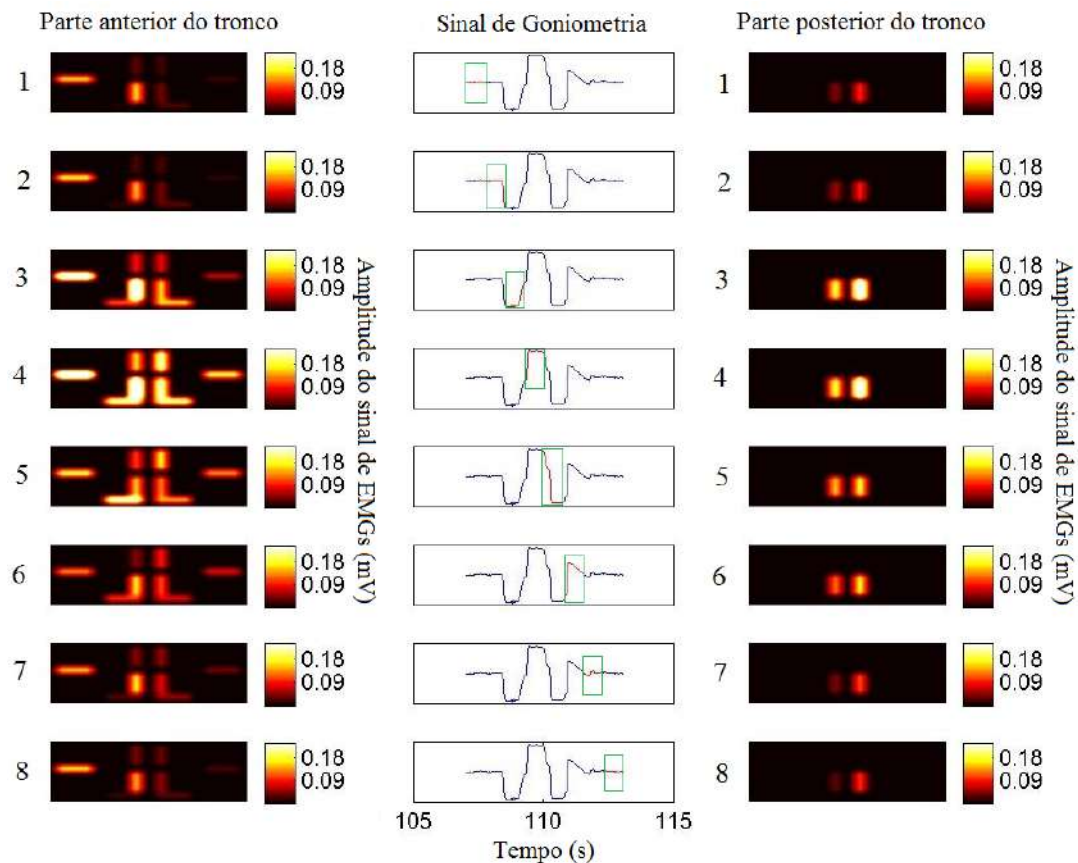


Figura 52: Imagens topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas. As marcações retangulares em verde no sinal de goniometria indica o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores utilizou como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário com dor durante a velocidade angular de $90^\circ/\text{s}$.

O comportamento dos músculos da parede anterior e posterior foi semelhante ao observado para a velocidade de $120^\circ/\text{s}$. Tanto os músculos da parede anterior, quanto da posterior permaneceram ativos durante todo trecho selecionado para análise, inclusive nas fases sem movimento. Os músculos Od e RAId parecem apresentar maior ativação em relação aos demais da parede anterior durante todo movimento, se evidenciando no fim do movimento de extensão e toda flexão do tronco (imagens 3 e 4). Nessas fases do movimento é possível observar assimetria entre os lados do multífido, onde o Md apresenta maior ativação.

✓ Velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$

Os sinais de EMGs adquiridos na velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$ podem ser observados na Figura 53. As imagens topográficas são apresentadas na Figura 54.

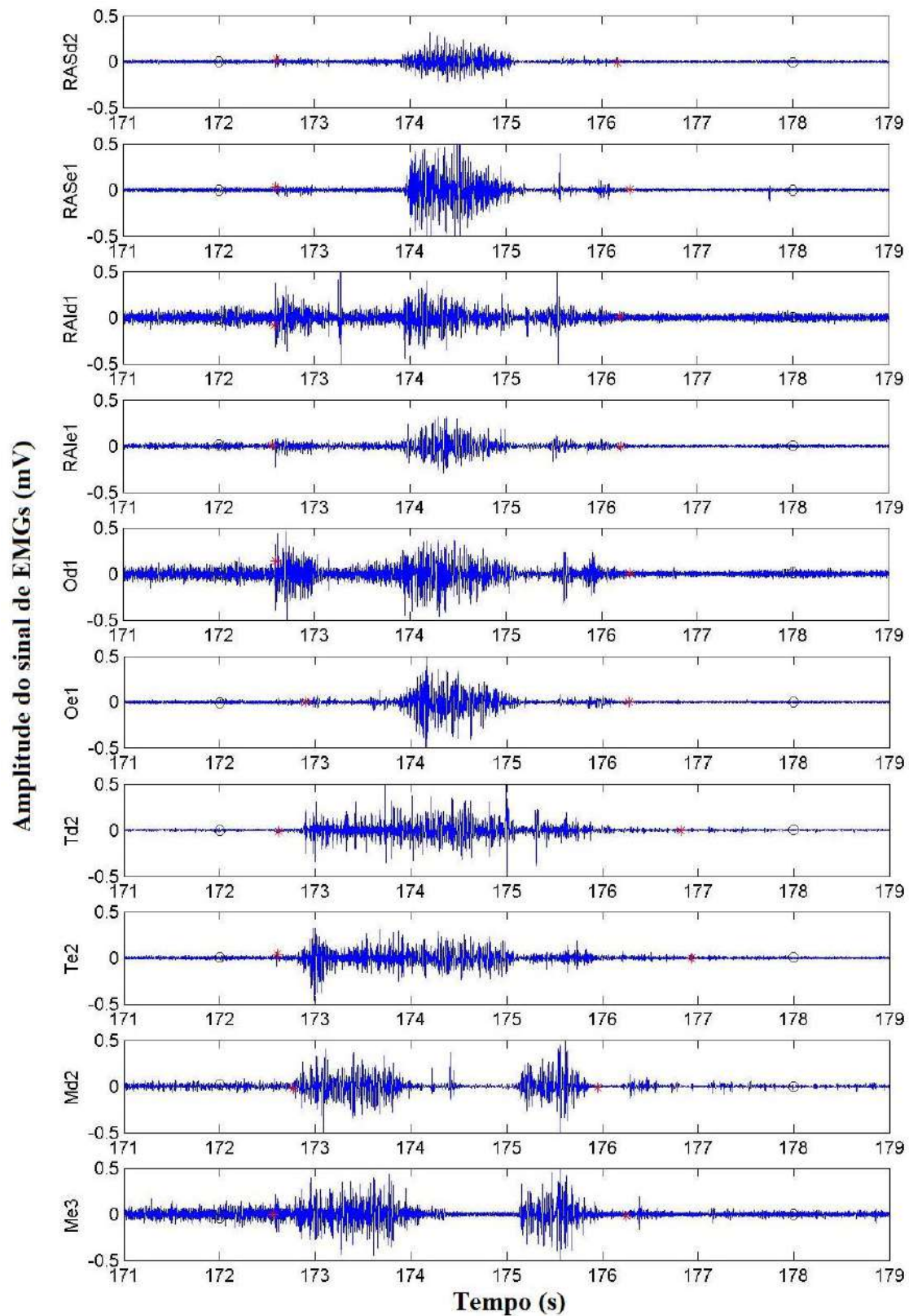


Figura 53: Sinais de EMGs de um voluntário o grupo com dor no trecho considerado para análise com velocidade angular de $60^{\circ}/s$. Valores do eixo y referentes à amplitude do sinal (mV) e para o eixo x de tempo (s). O (o) marca o início e o fim do trecho considerado para análise, (*) marca o início e o fim da ativação muscular.

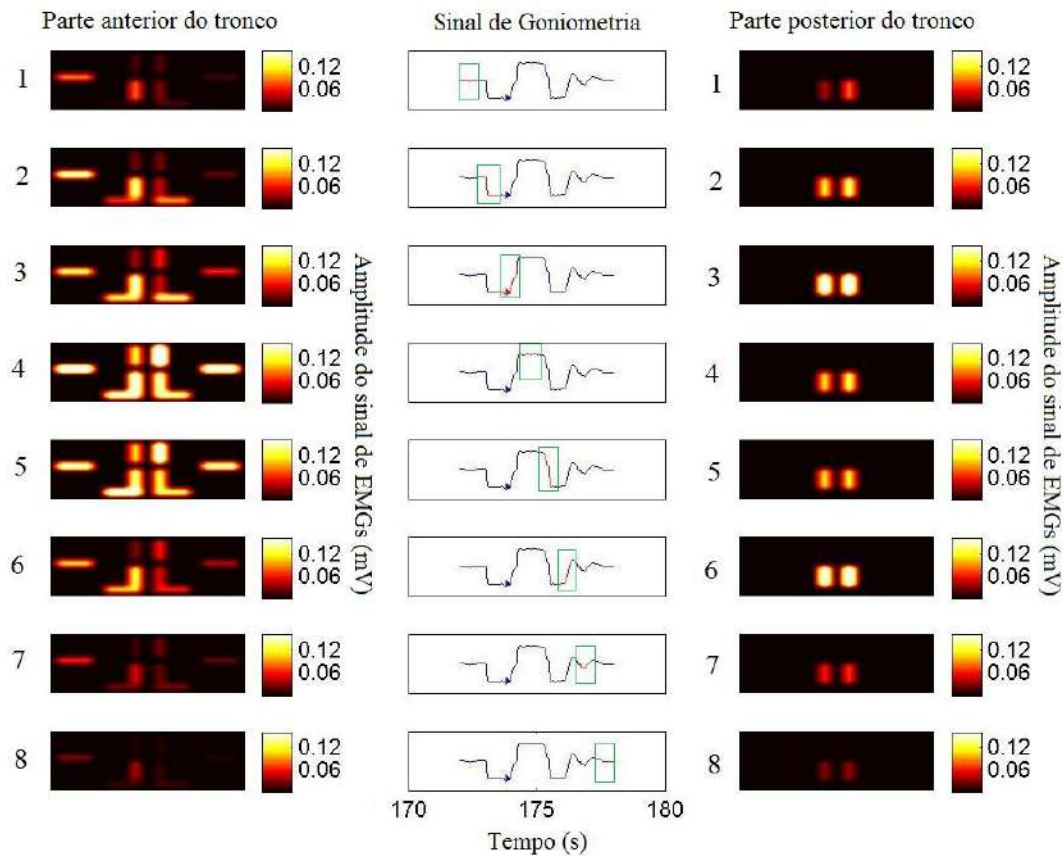


Figura 54 Imagens topografias eletromiográficas dos músculos do tronco divididas em oito janelas. As marcações retangulares em verde no sinal de goniometria indica o trecho do ciclo referente à imagem. A escala de cores utilizou como normalizador a maior amplitude do sinal de EMGs (mV) encontrado por este voluntário com dor durante a velocidade angular de 60°/s.

É possível observar que os músculos estudados se mantiveram ativos durante todo trecho selecionado, inclusive nas fases sem movimento (imagens 1, 7 e 8). O comportamento assimétrico entre os lados do oblíquo externo nesta velocidade angular ficou evidente na extensão e início da flexão do tronco (imagens 2 e 3 da parede anterior). A imagem 3 da parede posterior mostra uma maior ativação do multífido durante a fase de flexão do tronco.

5.3 Tempo de ativação muscular

A Figura 55 mostra a relação entre o número de voluntários, indicado pelo número de ocorrências, e o músculo que estava ativo antes do início do movimento de extensão do tronco, nas três velocidades angulares testadas em ambos os grupos. As Tabelas 3 e 4 apresentam média e desvio padrão dos tempos de ativação (s) de cada músculo analisado nas três velocidades angulares em voluntários com e sem dor lombar, respectivamente.

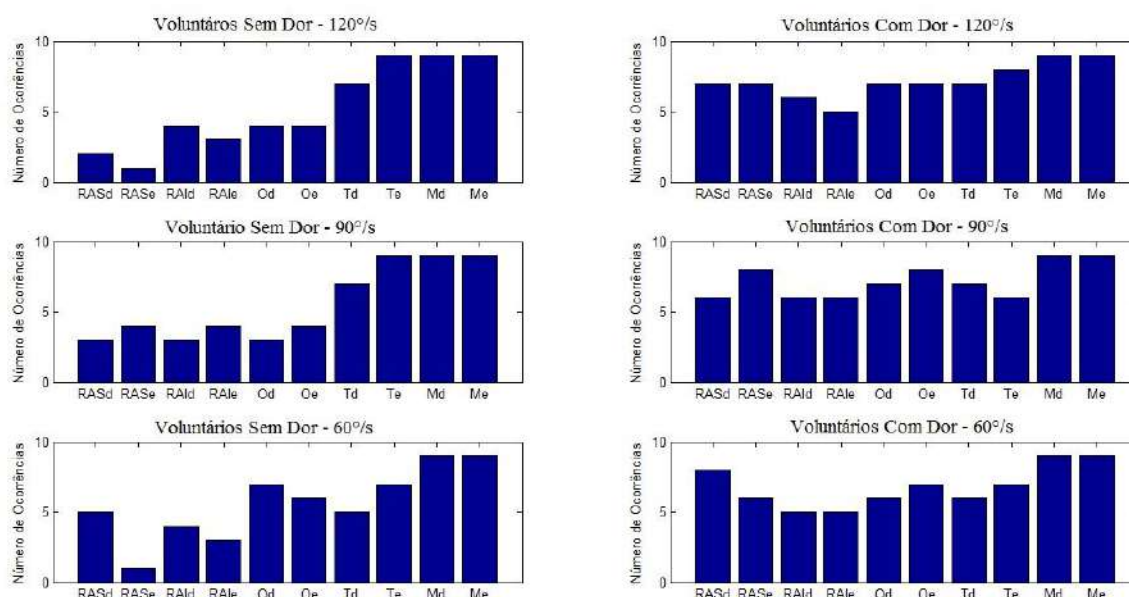


Figura 55: Número de ocorrências e músculos ativos antes do início do movimento de extensão do tronco nos grupos com e sem dor lombar crônica em três velocidades angulares distintas.

Não houve diferença estatisticamente significativa nos tempos de ativação entre os lados em nenhuma velocidade angular testada (Tabelas 4 e 5) tanto no grupo com dor, quanto no sem dor. Por esse motivo, as análises posteriores foram feitas considerando os grupos musculares sem distinção de lados.

Tabela 3: Valores médios e desvio padrão dos tempos de ativação (s) de cada músculo analisado nas três velocidades angulares testadas em voluntários com dor lombar crônica.

Músculo	Velocidade 120°/s		Velocidade 90°/s		Velocidade 60°/s	
	Média	Des. Pad	Média	Des. Pad	Média	Des. Pad
RASd	-0,083	0,415	-0,092	0,203	-0,171	0,182
RASe	-0,039	0,294	-0,120	0,226	-0,142	0,279
RAId	-0,067	0,097	-0,113	0,146	-0,050	0,215
RAIE	-0,035	0,101	-0,101	0,194	0,034	0,414
Od	-0,008	0,221	-0,091	0,136	-0,037	0,166
Oe	-0,077	0,058	-0,123	0,312	-0,039	0,118
Td	0,007	0,258	-0,051	0,276	-0,043	0,372
Te	-0,078	0,230	-0,071	0,208	-0,052	0,382
Md	-0,211	0,057	-0,205	0,061	-0,189	0,092
Me	-0,198	0,066	-0,266	0,101	-0,241	0,115

Tabela 4: Valores médios e desvio padrão dos tempos de ativação (s) de cada músculo analisado nas três velocidades angulares testadas em voluntários sem dor lombar.

Músculo	Velocidade 120°/s		Velocidade 90°/s		Velocidade 60°/s	
	Média	Des. Pad	Média	Des. Pad	Média	Des. Pad
RASd	0,122	0,167	0,004	0,102	0,006	0,158
RASe	0,085	0,093	0,004	0,143	0,104	0,151
RAId	0,047	0,128	0,031	0,155	0,051	0,115
RAIe	0,130	0,135	0,022	0,123	0,067	0,148
Od	0,036	0,119	0,062	0,213	-0,016	0,103
Oe	0,053	0,162	-0,012	0,089	-0,040	0,106
Td	-0,184	0,440	-0,220	0,501	-0,174	0,362
Te	-0,309	0,419	-0,381	0,491	-0,246	0,356
Od	-0,162	0,082	-0,197	0,127	-0,144	0,093
Oe	-0,235	0,120	-0,186	0,098	-0,189	0,105

Tabela 5: Resultado da comparação estatística entre os tempos de ativação dos músculos dos lados direito e esquerdo dos voluntários sem dor nas três velocidades angulares testadas. Nível de significância adotado de 0,05.

Voluntários sem dor lombar			
	120°/s	90°/s	60°/s
RAS	p = 1	p = 0,8147	p = 0,2580
RAI	p = 0,2311	p = 0,7961	p = 0,5457
O	p = 1	p = 0,6834	p = 0,7127
T	p = 0,1615	p = 0,1302	p = 0,4894
M	p = 0,2865	p = 0,9314	p = 0,4362

Os valores médios do transverso do abdome/oblíquo interno mostraram ativação antecipatória ao movimento em ambos os grupos analisados (Figuras 56, 57 e 58), mas não houve diferença significativa entre eles em nenhuma velocidade angular (Tabela 7).

As médias dos valores referentes ao tempo de ativação mostraram que os músculos RAS, RAId e O ativaram depois do início do movimento de extensão do tronco em indivíduos saudáveis, enquanto em indivíduos com dor crônica os tempos médios mostraram uma ativação antes do início do movimento (Figuras 56, 57 e 58).

Tabela 6: Resultado da comparação estatística entre os tempos de ativação dos músculos dos lados direito e esquerdo dos voluntários com dor nas três velocidades angulares testadas. Nível de significância adotado de 0,05.

Voluntários com dor lombar			
	120°/s	90°/s	60°/s
RAS	p = 1	p = 0,6501	p = 0,8633
RAI	p = 0,5042	p = 0,8809	p = 1
O	p = 0,8633	p = 0,3519	p = 0,8810
T	p = 0,2580	p = 0,9314	p = 0,6664
M	p = 0,7961	p = 0,1296	p = 0,4225

Houve diferença estatisticamente significativa nos tempos de ativação dos músculos flexores do tronco entre o grupo com dor lombar crônica e o grupo sem dor lombar nas velocidades 120°/s e 90°/s. Para a velocidade 60°/s apenas o RAS apresentou diferença significativa (Tabela 7).

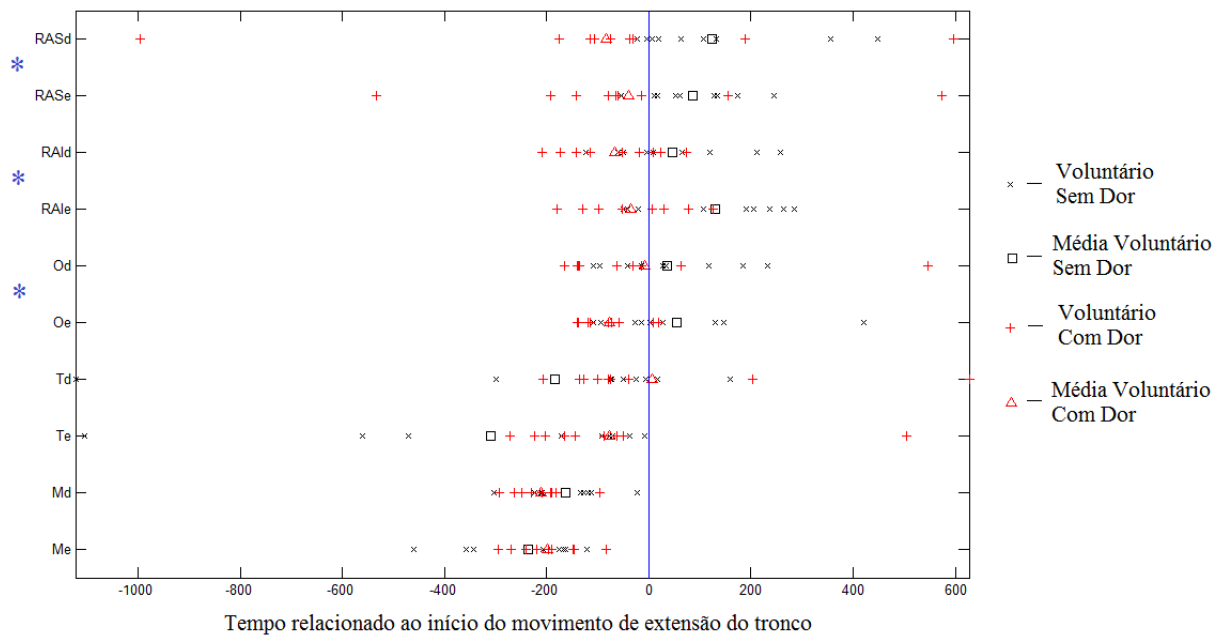


Figura 56: Tempo de ativação (em milissegundos) dos músculos RASd e RASe, RAI e RAIe, Od e Oe, Td e Te, Md e Me com relação ao tempo em voluntários com dor lombar crônica (vcd) e sem dor lombar (vsd) e suas respectivas médias na velocidade de 120 °/s. O zero na escala de tempo corresponde ao instante em que o movimento de extensão do tronco iniciou. O (*) indica os músculos que apresentaram diferença significativa ($p < 0,05$) entre os grupos.

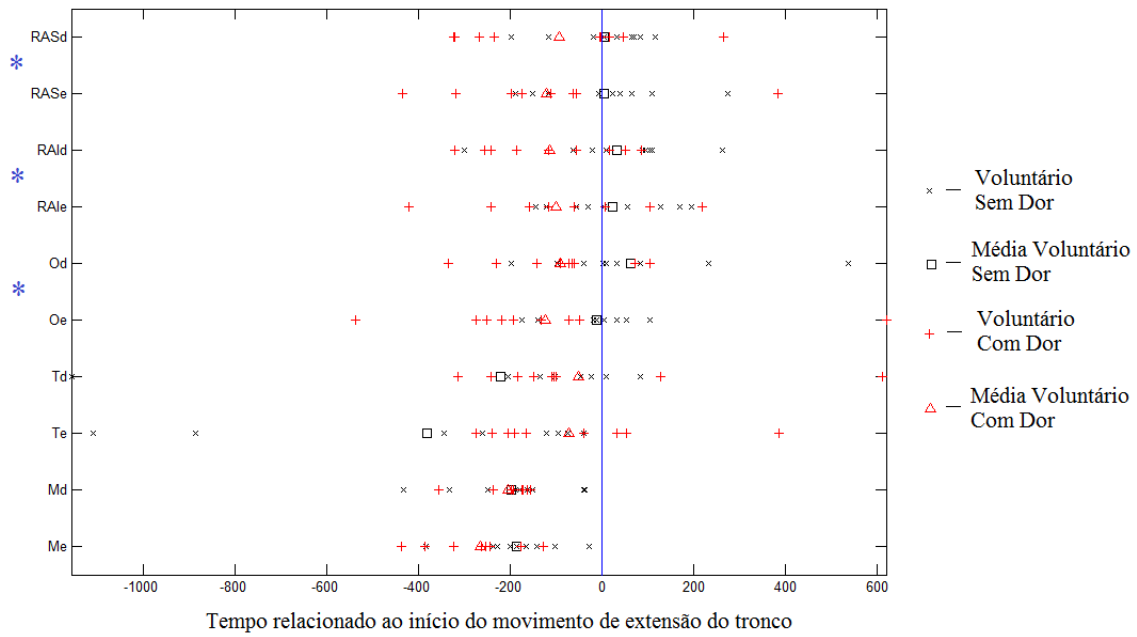


Figura 57: Tempo de ativação (em milissegundos) dos músculos RASd e RASe, RAId e RAIE, Od e Oe, Td e Te, Md e Me com relação ao tempo em voluntários com dor lombar crônica (vcd) e sem dor lombar (vsd) e suas respectivas médias na velocidade de 90 %/s. O zero na escala de tempo corresponde ao instante em que o movimento de extensão do tronco iniciou. O (*) indica os músculos que apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) entre os grupos.

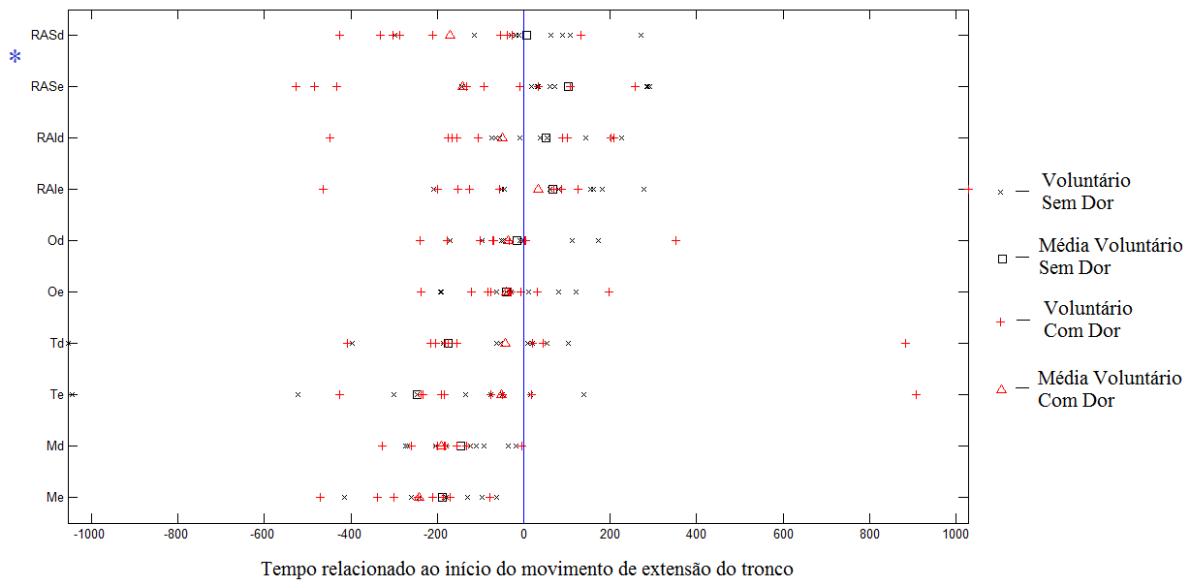


Figura 58: Tempo de ativação (em milissegundos) dos músculos RASd e RASe, RAId e RAIE, Od e Oe, Td e Te, Md e Me com relação ao tempo em voluntários com dor lombar crônica (vcd) e sem dor lombar (vsd) e suas respectivas médias na velocidade de 60 %/s. O zero na escala de tempo corresponde ao instante em que o movimento de extensão do tronco iniciou. O (*) indica os músculos que apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) entre os grupos.

Tabela 7: Resultado da comparação estatística entre os grupos com dor e sem dor lombar crônica para os tempos de ativação dos músculos estudados, nas três velocidades angulares testadas. Nível de significância adotado de 0,05.

Grupo Sem dor X Grupo Com dor			
	120°/s	90°/s	60°/s
RAS	p = 0.0034 *	p = 0.0256 *	p = 0.0053 *
RAI	p = 0.0048 *	p = 0.0168 *	p = 0.1249
O	p = 0.0068 *	p = 0.0078 *	p = 0.5476
T	p = 0.9747	p = 0.6350	p = 1
M	p = 0.4197	p = 0.1838	p = 0.1288

6 Discussão

Este estudo se propôs a utilizar a EMGs com arranjos de eletrodos para identificar os tempos de ativação de alguns músculos do tronco durante o início do movimento de extensão desse segmento, a fim de descrever o sinergismo muscular em voluntários com e sem dor lombar crônica. Além disso, os padrões de energia dos sinais adquiridos nas três velocidades angulares analisadas, puderam ser observados por meio de imagens topográficas durante um ciclo de extensão-flexão-extensão do tronco. Movimentos de flexão e extensão do tronco ocorrem por meio da ativação dos grupos musculares abdominais e extensores da coluna, respectivamente (SIU *et al.*, 2016). O entendimento dos padrões de ativação dos músculos do tronco durante esses movimentos é essencial para melhor compreensão dos mecanismos de lesões na coluna vertebral e por isso assume grande relevância para a prática clínica, o que justifica o uso desses movimentos nesse trabalho.

Nos estudos que investigaram coordenação e sinergismo muscular por meio de sinais de EMGs durante o movimento de flexão e extensão do tronco, não houve controle da velocidade angular do movimento. Além disso, o voluntário partia da posição ortostática para uma flexão de tronco, seguida de retorno à posição inicial, onde o controle da amplitude excursionada era feito por um goniômetro ou transferidor preso junto ao quadril do mesmo (TUCKER *et al.*, 2009; HU *et al.*, 2007 e 2009; LIU *et al.*, 2011). Para melhor controle da velocidade e do ângulo do movimento, o presente estudo utilizou um equipamento isocinético, que fornece medidas objetivas e reprodutíveis, como proposto por Kolyniak *et al.*, (2004) que testou o efeito de um treinamento sobre o torque isocinético dos extensores e flexores do tronco (KOLYNIK *et al.*, 2004). Deste modo, controlou-se a velocidade e ângulo do movimento, com os voluntários mantidos sentados durante a manobra e realizando movimentos de flexão e extensão do tronco em contração concêntrica. Como já mencionado, não foram encontrados na literatura trabalhos com metodologia semelhante à utilizada no presente estudo.

Outro fator a se considerar quando se estuda dor lombar é quanto à sua própria definição, que varia muito na literatura e, em alguns casos, sua etiologia nem mesmo é especificada (HU *et al.*, 2007 e 2009). WADDELL, (2004) definiu dor lombar como dor que ocorre na região lombossacral com radiação limitada acima do joelho, sem sinais de comprometimento da raiz nervosa. Essa grande variação de causas da dor lombar, bem como a não especificação desta nos trabalhos pesquisados, impossibilitou uma comparação mais fidedigna com os resultados encontrados neste estudo. Os trabalhos realizados com indivíduos

com dor lombar crônica caracterizaram-na como a dor que perdurasse por mais de três ou seis meses e a definiram como dor de longa duração sem evidência de doença óssea, comprometimento neurológico ou outras alterações da coluna vertebral (MCGILL *et al.*, 2003; STANLEY *et al.*, 2009; KOES *et al.*, 2010). Este estudo utilizou os mesmos critérios utilizados por MCGILL *et al.*, (2003) para definir a dor lombar. Vale ressaltar que a dor lombar crônica é uma doença complexa influenciada por diferentes fatores físicos e psicossociais e a sua percepção é subjetiva. Um mesmo estímulo doloroso pode ser percebido de formas distintas por pessoas diferentes ou ainda de várias maneiras pela mesma pessoa em situações diversas (MURRAY e LOPES, 2013).

Existe uma grande variação da amplitude de movimento na literatura pesquisada, que utilizaram ângulos de 20°, 30° e 45° de flexão de tronco (TUCKER *et al.*, 2009; HU *et al.*, 2007 e 2009; LIU *et al.*, 2011). Neste estudo os voluntários realizaram um ciclo completo de extensão-flexão-extensão com amplitudes de 45° de extensão (hiperextensão), 70° de flexão e 25° de extensão, respectivamente.

WONG *et al.*, (2012) investigaram apenas a fase concêntrica do movimento de extensão da coluna vertebral em seu estudo, mas descreveram a coordenação entre alguns músculos extensores do tronco e do quadril. Nos trabalhos encontrados, onde os voluntários permaneciam sentados durante a manobra, o objetivo era utilizar a eletromiografia invasiva durante o movimento de flexão do tronco em contração concêntrica para avaliar a atividade dos músculos profundos da coluna vertebral (D'HOOGHE *et al.*, 2013) ou usar a EMGs para investigar os níveis de força durante a amplitude completa do movimento de flexão e extensão do tronco (OLSON, 2011). Dada a diferença metodológica, não foi possível comparar diretamente os resultados do presente estudo com os reportados em outros trabalhos. Além disso, não foram encontradas pesquisas que avaliassem o tempo de ativação dos músculos da parede anterior e posterior da coluna vertebral, em pessoas com e sem dor lombar, durante a fase concêntrica de extensão do tronco, tão pouco que utilizasse equipamento isocinético para controle da velocidade e ângulo do movimento.

Alguns trabalhos buscaram determinar o nível ideal de co-contração entre os músculos do tronco nas mais variadas tarefas (GHAMKHAR e KAHLAEE, 2015; ZOFFOLI *et al.*, 2016), a fim de minimizar o risco de lesão e maximizar a eficiência do músculo no movimento (SIU *et al.*, 2016). Foi possível perceber neste estudo, que os músculos flexores do tronco de voluntários com dor lombar crônica ativavam antes do início do movimento de extensão da coluna (Tabelas 3 e 4), o que indica a presença de co-contração entre os músculos da parede anterior e posterior do tronco. Esse comportamento pode ser observado durante

todo ciclo de extensão-flexão-extensão do tronco por meio das imagens topográficas de um voluntário com lombalgia na fase 2 do estudo (Figuras 50, 52 e 54). Ao comparar os tempos de ativação muscular entre os grupos com dor lombar e assintomáticos, os resultados foram estatisticamente significativos para os músculos RAS, RAI e O nas velocidades de 120°/s e 90°/s e somente para o RAS em 60°/s (Tabela 7). O músculo reto abdominal superior, de ambos os lados, na velocidade de 60°/s, foi aquele ativado mais precocemente em relação ao início do movimento (RASd: $-0,171 \pm 0,182$ s; RASe: $-0,142 \pm 0,279$ s) quando comparado aos demais músculos em outras velocidades para esse grupo (Tabela 3).

A literatura aponta que indivíduos com lombalgia crônica apresentam maior co-contratação do tronco durante a marcha (GHAMKHAR e KAHLAEE, 2015) e a presença de co-ativação dos músculos do tronco pode ser significativamente correlacionada com o desenvolvimento da dor lombar em tarefas prolongadas de sentar e levantar (SCHINKEL *et al.*, 2013). Além disso, a co-contratação entre os músculos do tronco e o glúteo médio parece ser preditora no aparecimento de dor lombar após posição prolongada na postura ortostática (WONG *et al.*, 2010). O aumento da rigidez do tronco dada a co-contratação em indivíduos com dor lombar poderia ser uma estratégia compensatória para diminuir a dor e o risco de novas lesões (FREDDOLINI *et al.*, 2014).

Os resultados encontrados nesses trabalhos (WONG *et al.*, 2010; SCHINKEL *et al.*, 2013; FREDDOLINI *et al.*, 2014; GHAMKHAR e KAHLAEE, 2015) confrontam os encontrados por CORREIA *et al.*, (2016) que utilizaram a EMGs para analisar o tempo de ativação dos músculos reto abdominal, oblíquos externos, iliocostais lombares e longuíssimo do tórax em jogadores de tênis com e sem dor lombar durante tarefas isométricas de flexão, flexão lateral e extensão do tronco. Em seu trabalho, jogadores sintomáticos mostram menos padrões de co-contratação entre os músculos analisados quando comparados aos assintomáticos (CORREIA *et al.*, 2016). Uma possível explicação estaria atrelada ao fato da população analisada ser composta de atletas de alto rendimento.

Os resultados encontrados neste estudo corroboram os reportados na literatura (WONG *et al.*, 2010; SCHINKEL *et al.*, 2013; FREDDOLINI *et al.*, 2014; GHAMKHAR e KAHLAEE, 2015) que apontam maior presença de co-contratação dos músculos do tronco durante tarefa motora em voluntários com dor lombar crônica quando comparados à saudáveis.

Há na literatura uma infinidade de combinações diferentes entre os músculos do tronco a serem estudados, mas nenhum utilizou os mesmos grupamentos musculares adotados neste estudo, o que dificultou a comparação direta dos resultados. O músculo transverso do abdome

é apontado como um dos mais importantes músculos para a estabilidade da área lombopélvica, e é, portanto, considerado o mais efetivo para o tratamento da dor lombar (FREEMAN, 2010; HYDE, J., 2012; BAEK *et al.*, 2014; KIM *et al.* 2016). Embora seja um músculo da camada profunda da parede anterior do tronco, foi possível utilizar a EMGs para observar o comportamento antecipatório do músculo transverso do abdome/oblíquo interno ao início do movimento nas três velocidades testadas (Tabelas 3 e 4). Contudo, neste estudo não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos analisados, conforme Tabela 7. Então, para o movimento de flexão e extensão do tronco, a ativação desse músculo não apresentou relação com a dor lombar crônica.

Alguns autores questionam o uso de sinais EMGs, afirmando que teria pouca utilidade no diagnóstico da dor, além de considerá-lo inferior a outros métodos, como a eletromiografia invasiva (PULLMAN *et al.*, 2000; D'HOOGHE *et al.*, 2013). Contudo, os achados do presente estudo corroboram as pesquisas que afirmam ser possível a utilização dos sinais de EMGs no entendimento e diferenciação do padrão de recrutamento e sinergismo muscular entre pessoas com e sem dor lombar, e que seus resultados são satisfatórios (HUMPHREY *et al.*, 2005; REGER *et al.*, 2006; HU *et al.*, 2007 e 2009; LEE *et al.*, 2015; GHAMKHAR *et al.*, 2015; CORREIA *et al.*, 2016).

O uso de matrizes ou arranjos de eletrodos superficiais aplicados às regiões abdominal e lombar, que forneça uma representação da atividade mioelétrica sob a forma de imagem, corrobora as pesquisas (AROKOSKI *et al.*, 2004; REGER *et al.*, 2006; HU *et al.*, 2009; MERLETTI *et al.*, 2016) que afirmam ser possível a utilização dos sinais de EMGs no entendimento e diferenciação do padrão de recrutamento e sinergismo muscular entre pessoas com e sem dor lombar, e que seus resultados são satisfatórios. Os resultados encontrados neste estudo foram capazes de mostrar o comportamento dos sinais de EMGs dos músculos analisados em oito instantes de tempo distintos do trecho referente ao movimento de extensão-flexão-extensão do tronco. As imagens topográficas possibilitaram observar áreas de maior e menor ativação muscular, presença de co-contração entre os músculos da parede anterior e posterior do tronco durante determinados trechos do movimento, bem como sugerir a presença de assimetrias entre os lados, tanto no voluntário sem dor quanto no com dor lombar.

É comum encontrar estudos que indiquem a presença de assimetrias nos sinais de EMGs entre os lados dos músculos do tronco em indivíduos com dor lombar (LEACH *et al.*, 1993; OKUBO *et al.*, 2010; LIU *et al.*, 2011). LEACH *et al.*, (1993) sugerem que a falta de simetria muscular pode ajudar a explicar as altas taxas de recidivas em pessoas com dor

lombar crônica. Mas, apesar de algumas imagens topográficas apresentadas neste estudo terem sugerido haver assimetrias entre os lados em ambos os grupos estudados, não houve diferença estatisticamente significativa nos tempos de ativação muscular entre os lados em nenhuma velocidade angular testada (Tabelas 5 e 6), logo, não foi possível correlacionar a dor lombar crônica com ativações assimétricas entre os lados dos músculos estudados.

A análise das imagens topográficas apresentadas neste estudo foi puramente descritiva e baseada numa interpretação visual. Logo, trata-se de um método de análise subjetivo que depende da experiência do avaliador. Para detecção do início da ativação muscular foram utilizados métodos computacionais por possibilitar uma maior objetividade da análise e reprodutividade, além de assegurar que um artefato de movimento ou outra interferência qualquer não fosse confundida com o início da atividade eletromiográfica; embora, não exista consenso na literatura sobre métodos para determinação do início da atividade eletromiográfica (SUEHIRO *et al.*, 2015; MEHTA *et al.*, 2015; SCHINKEL e DRAKE, 2015).

7 Conclusão

O presente estudo se propôs identificar os tempos de ativação de alguns músculos do tronco, utilizando a EMGs com arranjos de eletrodos, durante o início do movimento de extensão do tronco em três velocidades angulares distintas controladas por equipamento isocinético, a fim de descrever o sinergismo muscular em voluntários com e sem dor lombar crônica. Além disso, utilizou imagens topográficas para observar a coordenação muscular durante um ciclo de extensão-flexão-extensão de cada velocidade angular testada.

A análise dos tempos de ativação muscular mostrou a presença de co-contração entre os músculos flexores e extensores da coluna vertebral no grupo com dor lombar crônica durante o início do movimento de extensão do tronco. Foi também possível observar esse comportamento, por meio das imagem topográficas apresentadas para voluntário com dor lombar crônica, durante todo movimento de extensão-flexão-extensão nas três velocidades angulares testadas. A ativação antecipatória do transverso do abdome/oblíquo interno se mostrou presente em ambos os grupos. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa que caracterizasse assimetria entre os lados dos músculos investigados em nenhum dos grupos.

Para estudos futuros sugere-se desenvolver um método objetivo para detecção dos tempos de ativação muscular que indique o seu início e término durante todo o ciclo de extensão-flexão-extensão. Além disso, é importante desenvolver e implementar uma análise quantitativa das imagens topográficas dos músculos do tronco durante tarefa motora, a fim de diferenciar o comportamento muscular entre indivíduos com e sem dor lombar crônica.

8 Trabalhos Científicos Associados ao Doutorado

Polato, D.; Griffo, S.T., Calheiros, A., Pino, A.V.; Souza, M.N., “Comportamento do sinal eletromiográfico dos músculos abdominais durante exercício de ponte em decúbito dorsal.” Anais do XIV Congresso Brasileiro de Biomecânica, Ribeirão Preto-SP-Brasil; p. 106; julho 2011.

Polato, D.; Griffo, S.T., Pino, A.V.; Souza, M.N. “Comparação entre o sinal eletromiográfico do músculo reto abdominal superior e inferior durante exercício de ponte em decúbito dorsal.” Fisioterapia Brasil - Volume 10 - Número 6 - Suplemento Especial - novembro/dezembro de 2011, ISSN 1518-9740

Polato, D.; Catunda, J.M.Y, Griffo, S.T., Pino, A.V.; Souza, M.N. “Distribuição da atividade mioelétrica captada por arranjo linear de eletrodo de superfície na estimativa de localização do ponto motor.” Fisioterapia Brasil - Volume 10 - Número 6 - Suplemento Especial -novembro/dezembro de 2011, ISSN 1518-9740

Polato, D.; Nunes, M.O.; Monteiro, F.S.P.; Griffo, S.T., Pino, A.V.; Souza, M.N. “Topografia eletromiográfica da musculatura flexora do tronco em homens saudáveis.” In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. Engenharia Biomédica para Promoção da Qualidade de Vida e Desenvolvimento Social, 2012. p. 1585-1589.

Polato, D.; Pino, A.V.; Souza, M.N. “Activation time of the *core* muscles in the movement of concentric extension of the trunk in individuals with and without chronic low back pain” Acta of Bioengineering and Biomechanics. Subject in 2016.

9 Referência Bibliográfica

AKUTHOTA, V.; NADLER, S. F. *Core* strengthening. Archives of physical medicine and rehabilitation, v. 85, n. 3 Suppl 1, p. S86–92, 2004.

AROKOSKI, J. P. *et al.* Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 85, n. 5, p. 823–832, 2004.

BAEK, S.O., *et al.* Verification of an optimized stimulation point on the abdominal wall for transcutaneous neuromuscular electrical stimulation for activation of deep lumbar stabilizing muscles. Spine 2014; Sep 1;14(9):2178-83.

BAHR, R. *et al.* Low Back Pain among Endurance Athletes with and Without Specific Back Loading - A Cross-Sectional Survey of Cross-Country Skiers, Rowers, Orienteers, and Nonathletic Controls. Spine, v. 29, n. 4, p. 449–454, 2004.

BORGHUIS, J. *et al.* The importance of sensory-motor control in providing *core* stability: Implications for measurement and training. Sports Medicine, v. 38, n. 11, p. 893–916, 2008.

BOUCHER, J.A., *et al.* The effects of an 8-week stabilization exercise program on lumbar movement sense in patients with low back pain. BMC Musculoskeletal Disorders. 2016; Volume 17, Issue 1, 14 January, Article number 23.

BRACHER, E.S.B., *et al.* Cross-cultural adaptation and validation of a Brazilian Portuguese version of the chronic pain grade. Qual Life Res. 2010; 19:847-52.

BRUMITT, J.; *et al.* Core Stabilization Exercise Prescription, Part 2: A Systematic Review of Motor Control and General (Global) Exercise Rehabilitation Approaches for Patients With Low Back Pain. Sports Health: A Multidisciplinary Approach, v. 5, n. 6, p. 510–513, 4 set. 2013.

CHO, H.K., *et al.* The effects of neuromuscular electrical stimulation at different frequencies on the activations of deep abdominal stabilizing muscles. J Back Musculoskelet Rehabil. Jan 2016; 25;29(1):183-9.

CHO, M. and JEON, H. The effects of bridge exercise on an unstable base of support on lumbar stability and the thickness of the transversus abdominis. *J Phys Ther Sci*, 2013; 25: 733–736.

COLADO, J., *et al.* Pablos, C, Chulvi-Medrano, I, Garcia-Masso, X, Flandez, J, and Behm, D. The progression of paraspinal muscle recruitment intensity in localized and global strength training exercises is not based on instability alone. *Arch Phys Med Rehabil*, 2011; 92: 1875–1883.

CORREIA, J.P., *et al.* Trunk muscle activation, fatigue and low back pain in tennis players. *J Sci Med Sport* Apr 2016; 19(4):311-6.

CROSBIE, J., *et al.* Coordination of spinal motion in the transverse and frontal planes during walking in people with and without recurrent low back pain. *Spine* Mar 2013; Volume 38, Issue 5, 1; Pages E286-E292.

DANGELO, J. G e FATTINI, C.A. *Anatomia Básica dos Sistemas Orgânicos*. Atheneu 2004

D'HOOGHE, R., *et al.* Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *Journal Electromyography and Kinesiology*. 2013; v.23, n.1, p:173-81.

DEMOULIN, C., *et al.* Effectiveness of preventive back educational interventions for low back pain: a critical review of randomized controlled clinical trials. *Eur Spine J*, Dec 2012; 21(12): 2520–2530.

DRAKE, R.L. *et al.* *Gray'S Anatomia para estudantes*. 2.ed. Rio de Janeiro, Elsevier, 2010.

DUMITRU, D. Practical aspect of instrumentation. in Johnson EW, Pease WS (eds): *Practical Electromyography* (3rd ed.). Baltimore, MD, Williams & Wilkins, pp 63-87 1997.

EBENBICHLER, G.R. *et al.* Sensory-motor control of the lower back: Implications for rehabilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2001; v. 33, n. 11, p. 1889–1898.

ERTL, P., *et al.* Detecting fatigue thresholds from electromyographic signals: A systematic review on approaches and methodologies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016 Volume 30, Pages 216–230

FARIES, M. and GREENWOOD, M. *Core training: Stabilizing the confusion*. *Strength Cond J* 2007; 29: 10–25.

FEWSTER, K.M., GALLAGHER, K.M., JACK, P. The effect of standing interventions on acute low-back postures and muscle activation patterns. *Callaghan Applied Ergonomics*; 2017; 58 281 e 286.

FREEMAN, M.D. and WOODHAM, A. The Role of the Lumbar Multifidus in Chronic Low Back Pain: A Review. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* February 2010; 1934-1482/10 Vol. 2, 142-146.

FREDDOLINI, M., *et al.* Stiffness properties of the trunk in people with low back pain *Human Movement Science* 36, 2014; 70–79.

GEISSER, M.E., *et al.* A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *The Journal of Pain*, Nov 2005; Vol 6, No 11; pp 711-726.

GHAMKHAR, L. and KAHLAEE, A.H. Trunk muscles activation pattern during walking in subjects with and without chronic low back pain: a systematic review. *PM R*. 2015; May; 7(5):519-26.

GONG, W. The effect of bridge exercise accompanied by the abdominal drawing-in maneuver on an unstable support surface on the lumbar stability of normal adults. *J Phys Ther Sci*, 2015;

GUEZ, M., *et al.* Chronic low back pain in individuals with chronic neck pain of traumatic and non-traumatic origin: a populationbased study. *Acta Orthopaedica*, 2006; 77(1), 132-137.

HAMILL, J. *et al.* *Bases Biomecánicas do Movimento Humano*. 4.ed. Rio de Janeiro, Manole, 2016.

HASHEMIRAD, F., *et al.* The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009; 19, 746–753.

HERMIE, J. *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000; 10: 361–374

HERMENS, H. *et al.* European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM Project, Enschede: Roessingh Research and Development b.v. 1999.

HODGES, P.W. and BUI, B.H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 1996; 101: 511-519

HODGES, P.W. and RICHARDSON, C.A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 1996; v. 21, n. 22, p. 2640–2650.

HOLM, S., *et al.* Sensorimotor control of the spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12 2002; 219–234

HU, Y. *et al.* Visualization of lumbar muscle contraction synergy using surface electromyography (sEMG) streaming topography. *Engineering in Medicine and Biology Society. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE. Anais* 2004.

HU, Y.; *et al.* Application of surface EMG topography in low back pain rehabilitation assessment. *Neural Engineering, CNE'07. 3rd International IEEE/EMBS Conference on. Anais* 2007.

HU, Y. *et al.* Lumbar muscle electromyographic dynamic topography during flexion-extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 2, p. 246–255, 2010.

HUMPHREY, A.R. *et al.* The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *European Spine Journal*, 2005; v. 14, n. 2, p. 175–184.

HYDE, J., *et al.* Abdominal muscle response to a simulated weight-bearing task by elite Australian Rules football players. *Hum Mov Sci* 2012; 31: 129–138.

HWANGBO, G., *et al.*: The effects of trunk stability exercise and a combined exercise program on pain, flexibility, and static balance in chronic low back pain patients. *J Phys Ther Sci*, 2015; 27: 1153–1155

IAN, A.F. *et al.* Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clinical Biomechanics* 18 2003; 9–13

JORDAN, K.P., *et al.* International comparisons of the consultation prevalence of musculoskeletal conditions using population- based healthcare data from England and Sweden. *Ann Rheum Dis.* 2014; 73:212-8

KAPANDJI, A.I. *Fisiologia articular: tronco e coluna vertebral.* 5^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. v. 3.

KATZ, J.N. Lumbar disc disorders and low back pain: socioeconomic factors and consequences. *J Bone Joint Surg Am*, 2006; 88 (Suppl 2): 21 – 4.

KIBLER, W. B.; *et al.* The role of *core* stability in athletic function. *Sports medicine* (Auckland, N.Z.), 2006; v. 36, n. 3, p. 189–198.

KIENBACHER, T., *et al.* Age and gender related neuromuscular pattern during trunk flexion-extension in chronic low back pain patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2016; 13:16.

KIM S.Y. *et al.* The effects of transcutaneous neuromuscular electrical stimulation on the activation of deep lumbar stabilizing muscles of patients with lumbar degenerative kyphosis. *J Phys Ther Sci*, 2016 Jan; 28(2): 399-406.

KRABAK, B. and KENNEDY, D. J. Functional rehabilitation of lumbar spine injuries in the athlete. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, v. 16, n. 1, p. 47–54, 2008.

KOES, B.W., *et al.* An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care. *Eur. Spine*, Jun 2010; 19, 2075–2094

KOLAR, P., *et al.* Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *J Appl Physiol.* 2010; 109:1064-1071;

KOLAR, P., *et al.* Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* apr 2012; volume 42 number 4.

KOLYNIAK, I.E.G.G. *et al.* Isokinetic evaluation of the musculature involved in trunk flexion and extension: Pilates method effect. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 2004; v. 10, n. 6, p. 487–490, dez.

LEACH, R. A., *et al.* Correlates of myoelectric asymmetry detected in low back pain patients using handheld post-style surface electromyography. *Journal Manipulative Physiol Ther* 1993; 16:140-149.

LEE, R.Y.W. and WONG, T.K.T. Relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Human Movement Science* 2002; 21 481–494.

LEE, S.W. and KIM, S.Y. Effects of hip exercises for chronic low-back pain patients with lumbar instability. *J Phys Ther Sci*, 2015; 27: 345–348.

LEHMAN, G. J. and MCGILL, S.M. Quantification of the Differences in Electromyographic Activity Magnitude Between the Upper and Lower Portions of the Rectus Abdominis Muscle During Selected Trunk Exercises. *Physical Therapy*. 2001; Volume 81 . Number 5.

LEMEUNIER, N., *The natural course of low back pain: a systematic critical literature review* (Nadège Lemeunier, Charlotte Leboeuf-Yde1 and Olivier Gagey) 2012

LIU, A. *et al* Network modeling and analysis of lumbar muscle surface EMG signals during flexion–extension in individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011.

LU, W.W. *et al.* Back muscle contraction patterns of patients with low back pain before and after rehabilitation treatment: An electromyographic evaluation. *Journal of Spinal Disorders*, 2001; v. 14, n. 4, p. 277–282.

LÜKENS, J., *et al.* Using ultrasound to assess the thickness of the transversus abdominis in a sling exercise. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2015; 16:203.

MACAULEY, D. and BEST, T. M. *Evidence-based sports medicine*. Malden, Mass.; Oxford: BMJ Books/Blackwell Pub., 2007.

MACDONALD, D., *et al.* People with recurrent low back pain respond differently to trunk loading despite remission from symptoms. *Spine* Volume 35, Issue 7, Apr 2010; Pages 818-824.

MARSHALL, P.W. and MURPHY, B.A. *Core stability exercises on and off a Swiss ball*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 2, p. 242–249, 2005.

MARSHALL, P.W. and MURPHY, B.A. Muscle Activation Changes After Exercise Rehabilitation for Chronic Low Back Pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 89, n. 7, p. 1305–1313, jul. 2008.

MAYER, J. Anatomy, kinesiology, and biomechanics. In: *ACSM's Resources for the Personal Trainer*. W. Thompson and K. Baldwin, eds. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2007, pp. 109–176

MAYER, T.G. *et al.* Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. *Spine* 1989; 14:986-991.

MCGILL, S. M. *et al.* Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003; v. 13, n. 4, p. 353–359.

MEHTA, R. *et al.* Trunk Postural Muscle Timing is not Compromised in Low Back Pain Patients Clinically Diagnosed with Movement Coordination Impairments. *Motor Control*, Dec 2015; 1

MELLO, R.G.T. *et al.*, Lumbar multifidus and erector spinae electromyograms during back bridge exercise in time and frequency domains. *Journal of Back and Muscle skeletal Rehabilitation* 29, 2016; 123–133.

MERLETTI, R., *et al.* Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2010; 38, 305–345.

MERLETTI, R., *et al.* Detection and conditioning of surface emg signals. *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*, First Edition. 2016.

MURRAY, C.J.L. and LOPES, A.D. Measuring the global burden of disease. *N Engl J Med* 2013; 369:448 57

NEBLETT, R., *et al.* Flexion-relaxation and clinical features associated with chronic low back pain: a training protocol. *Clin J Pain*, 2010; 26 (5):403–9.3b

NETTER, F. H. *Netter Atlas de anatomia humana*. 5.ed. Rio de Janeiro, Elsevier, 2015.

NIJS, J., *et al.* Low Back Pain: Guidelines for the Clinical Classification of Predominant Neuropathic, Nociceptive, or Central Sensitization Pain. *Pain Physician* 2015; 18: E333-E346.

NORRIS, C.M. Abdominal muscle training in sport. *Br Journal Sports of Medicine*. 1993;27(1):17-28.

NUSBAUM, L. *et al.* Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire - Brazil Roland-Morris. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 2001; v. 34, n. 2, p. 203–210.

OKUBO, Y., *et al.* Electromyographic Analysis of Transversus Abdominis and Lumbar Multifidus Using Wire Electrodes During Lumbar Stabilization Exercises. *journal of orthopedic & sports physical therapy*. Nov 2010; volume 40 number 11.

OLIVEIRA, V.C., *et al.* Effectiveness of self-management of low back pain: systematic review with meta-analysis. *Arthritis Care Res*, 2012; 64, 1739–1748

OLSON, M.W., Passive repetitive loading of the lumbar tissues influences force output and EMG during maximal efforts Eur J Appl Physiol. 2011; 111:1269–1278

PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. Journal of Spinal Disorders, 1992; v. 5, n. 4, p. 383–389.

PANJABI, M.M. Clinical spinal instability and low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2003; v. 13, n. 4, p. 371–379.

PARK, R.J., *et al.* Anticipatory postural activity of the deep trunk muscles differs between anatomical regions based on their mechanical advantage. Neuroscience, 2014; 161–172.

POLATO, D.; *et al.* Topografia eletromiográfica da musculatura flexora do tronco em homens saudáveis. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. Engenharia Biomédica para Promoção da Qualidade de Vida e Desenvolvimento Social, 2012. p. 1585-1589.

POLLOCK, C. L. *et al.* Electromyography and kinematics of the trunk during rowing in elite female rowers. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2009; v. 41, n. 3, p. 628–636.

PORTERFIELD, J.A. and DEROSA, C. Mechanical low back pain: perspectives in functional anatomy. 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1998

POTVIN, J. R. and O'BRIEN, P. R. Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions: Possible implications for spine stability. Spine, 1998; v. 23, n. 7, p. 774–781.

PULLMAN, S.L. Clinical utility of surface EMG. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. Neurol 55:171-177, 2000.

RAINOLDI *et al.* A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles Journal of Neuroscience Methods, 2004; 134: 37–43

RATHINARAJ, L.A.S., *et al.* A surface electromyographic study to assess the effect of spinal segmental stabilization [multifidus] exercise program in chronic mechanical low back pain patients. *Eur Orthop Traumatol* 2012; 3:161–168.

REGER, S.I. *et al.* Classification of large array surface myoelectric potentials from subjects with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 4, p. 392–401, ago. 2006.

RICHARDS, M. *Fundamentals of Radar Signal Processing*, McGraw-Hill, 2005.

RICHARDSON, C.A. and JULL, G.A. Muscle Control, pain control. What exercises would you prescribe? *Manual Therapy*. 1995;1(1):1-2.

RINGHEIM, I., *et al.* Postural strategy and trunk muscle activation during prolonged standing in chronic low back pain patients. *Elsevier*, 2015; Volume 42, Issue 4, Pages 584-589.

SARAGIOTTO, B.T., *et al.* Motor control exercise for chronic non-specific low-back pain. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2016 Jan 8;1:CD012004

SCHINKEL, I.A. and DRAKE, J.D. Sequencing of superficial trunk muscle activation during range-of-motion tasks. *Hum Mov Sci.* 2015 Oct; 43:67-77

SCHINKEL, I.A., *et al.* Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013; 23, 778–786.

SCHWEFE, M.G., *et al.*, Healthcare utilization of back pain patients: results of a claims data analysis. *Journal of Medical Economics.* 2011; 14:816-23.

SEARLE, A., *et al.* Exercise interventions for the treatment of chronic low back pain: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Clin Rehabil*, 2015; 29:1155-67.

SHIRI, R. Exercise for the primary prevention of low back pain. *Br J Sports Med*, 2016; 0:1.

SHIZHENG, D.U., *et al.*, Self-management program for chronic low back pain: A systematic review and meta-analysis. *Patient Education and Counseling* 2016.

SIU, A., *et al.* Arm position influences the activation patterns of trunk muscles during trunk range-of-motion movements. Volume 49, Oct 2016; Pages 267–276.

SOLOMONOW, M. Ligaments: A source of musculoskeletal disorders *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2009.

STANLEY, H. F *et al.* Realization of Lumbar Muscle Activities Using Quantitative Surface Electromyographic Topography. *Conference on Neural Engineering* 2009.

STEVENS, V.K. *et al.* Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises *BMC Musculoskeletal Disorders* 2006.

SUEHIRO, T., *et al.* Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25 2015; 675–680)

TUCKER, K. *et al.* Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 3, p. 373–379, jun. 2009.

VAHDAT, I., *et al.* The effects of task execution variables on the musculature activation strategy of the lower trunk during squat lifting. *International Journal of Industrial Ergonomics* Volume 55, 1 Sep 2016; Pages 77-85

VASSELJEN, O. and FLADMARK, A.M. Abdominal muscle contraction thickness and function after specific and general exercises: a randomized controlled trial in chronic low back pain patients. *Man Ther.* 2010; 15:482–9

WADDELL, G. *The Back Pain Revolution*, second ed., Churchill Livingstone, Edinburgh, 2004; pp. 9–26 (296).

WANG, Y. *et al.* Surface electromyography as a measure of trunk muscle activity in patients with spinal cord injury: a meta-analytic review. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 2015 39:1, 15-23)

WARD, S.R., *et al.* Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. *J Bone Joint SurgAm* 2009; 91: 176-85.]

WOLF, S. L., *et al.* EMG feedback training during dynamic movement for low back pain patients. *Behav Ther* 1982; 13:395-406.

WONG, N.E., *et al.* Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010; 20, 256–263.

WONG, N.E., *et al.* Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clinical Biomechanics*, 2012; 27, 994–998.

WONG, N.E., *et al.* Neuromuscular strategies for lumbopelvic control during frontal and sagittal plane movement challenges differ between people with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013; 23, 1317–1324.

ZOFFOLI, L., *et al.* Trunk muscles activation during pole walking vs. walking performed at different speeds and grades. *Gait Posture* May 2016; 46:57-62.

ZURIAGA, D.S., *et al.* Lumbopelvic flexibility modulates neuromuscular responses during trunk flexion–extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 28; 2016; 152–157.

Anexo I - Eletrodos

Um *hardware* responsável pela aquisição dos sinais de eletromiografia (EMG) foi construído no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) por um aluno de iniciação científica (IC). Inicialmente esse primeiro protótipo com 32 canais utilizava um multiplexador analógico (Figura 1). Tal equipamento possuía amplificação bipolar diferencial (ganho de 1400, banda de frequência de 16Hz a 330Hz, frequência de amostragem de 1kHz).



Figura 1: Primeiro protótipo do equipamento de EMG de 32 canais utilizado para a Tese.

Foi possível utilizá-lo em um estudo teste com a participação de cinco voluntários, de ambos os sexos, que realizaram uma sequência de cinco exercícios diferentes (abdominal supra, abdominal infra, flexão do quadril, abdominal oblíquo, prancha em decúbito dorsal), todos com o objetivo de recrutar músculos abdominais. Essa coleta teste serviu para familiarização com o protocolo de colocação de eletrodos, assim como realizar uma observação preliminar da melhor distância inter-eletrodos.

A partir das observações destes testes surgiu o interesse em investigar melhor o comportamento do sinal eletromiográfico na musculatura abdominal durante o exercício de ponte em decúbito dorsal. Dez voluntários saudáveis do sexo masculino ($24,9 \pm 4,8$ anos), praticantes de exercício físico regular, sem histórico de dor lombar participaram do estudo.

O protocolo experimental constou de um teste de contração voluntária máxima (CVM) dos músculos abdominais. Em seguida, o exercício de ponte em decúbito dorsal com apoio bipodal (Figura 2a) foi executado três vezes por cada participante com duração de 20 s cada e intervalo de mesma duração entre cada execução. Foram coletados sinais de EMG do músculo reto abdominal nas porções superior (RAS) e inferior (RAI).

Para cada voluntário foram utilizados 8 eletrodos de Ag/AgCl, com distância inter eletrodo de 25 mm e configuração diferencial bipolar, posicionados no RAS, tomando como referência a cicatriz umbilical, 5 cm acima e 3 cm lateralmente e 5 cm abaixo e 3 cm lateralmente para RAI (Figura 2b).

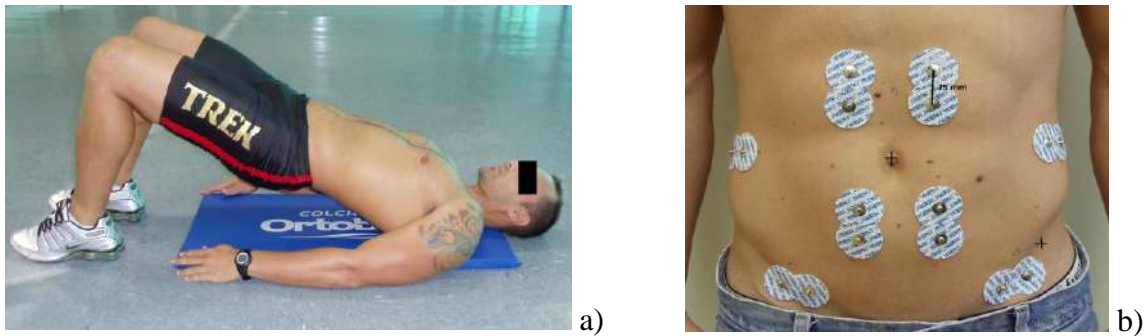


Figura 2: a) Posição adotada pelo voluntário durante a realização do teste. b) Posicionamento dos eletrodos

Os sinais de EMG foram digitalizados por uma placa USB NI 6009 (National Instruments, USA). A aquisição dos dados, assim como *feedback* e gravação dos sinais foi realizado por um programa em *LabView* 8.2.

Com esses dados foi possível escrever dois resumos, um para o Congresso Brasileiro de Biomecânica, que foi aceito e apresentado em junho de 2011 (Polato, D.; Griffo, S., Calheiros, A., Pino, A. V.; Souza, M. N., “Comportamento do sinal eletromiográfico dos músculos abdominais durante exercício de ponte em decúbito dorsal.” Anais do XIV Congresso Brasileiro de Biomecânica, Ribeirão Preto-SP-Brasil; p. 106; julho 2011.) e outro para o Congresso Internacional de Fisioterapia Desportiva (Polato, D.; Griffo, S. T., Pino, A. V.; Souza “Comparação entre o sinal eletromiográfico do músculo reto abdominal superior e inferior durante exercício de ponte em decúbito dorsal.” Fisioterapia Brasil - Volume 10 - Número 6 - Suplemento Especial -novembro/dezembro de 2011, ISSN 1518-9740).

A partir do protótipo inicial do eletromiógrafo construído no LIB (Figura 1), foi desenvolvido um segundo protótipo capaz de fazer a aquisição dos 32 sinais de EMGs ao mesmo tempo (Figura 3). Para isso, o multiplexador analógico foi substituído por uma placa de aquisição analógica de 32 canais.

Os testes preliminares permitiram constatar ainda que a colocação dos eletrodos estava demasiadamente demorada, além disso, a distância inter-eletrodo utilizada não era a mais adequada para captação de sinais de músculos pequenos como o multífido, por exemplo e que havia perda na captação de alguns sinais durante o movimento em exercícios dinâmicos. Visto isto, iniciou-se uma bateria de testes buscando possíveis materiais para construção de eletrodos que pudessem minimizar os problemas detectados ou ainda ser afixados diretamente na roupa dos voluntários.



Figura 3: Segundo protótipo do equipamento de EMG com placa de aquisição de 32 canais.

Inicialmente, foi construído um vetor de eletrodo usando fio de prata, PVC e emborrachado (Figura 4), contudo a resposta não foi satisfatória. Concluiu-se que o fio comercializado não era constituído exclusivamente de prata e por isso essa possibilidade foi descartada por não haver condução de sinais.



Figura 4: Vetor com seis eletrodos de fio de prata.

Na sequência utilizou-se ilhós de latão fixados em tecido (Figura 5), mas também não foi possível coletar sinais de boa qualidade com tal material.



Figura 5: Eletrodo de ilhós.

Iniciou-se, então, uma bateria de testes utilizando tecido condutivo de prata e de latão/níquel sobre a prata (Figura 6). No primeiro teste realizado com este material, o mesmo foi fixado com fita dupla face em um material plástico.



Figura 6: Tecido condutivo utilizado para a construção de eletrodos

Foi possível captar sinais de EMG (Figura 7), porém a maneira como foi fixado junto à pele não se mostrou muito eficiente.

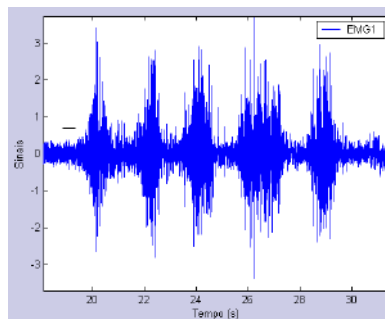


Figura 7: Exemplo de sinal de EMG captado com tecido condutivo

Os testes passaram a ser realizados em um material mais rígido de PVC. Foram feitos dois protótipos com dois furos de 10mm de diâmetro cada e distância centro-a-centro de 20mm. Em cada furo foi colocado um pedaço de tecido condutivo preso com um anel feito do mesmo material rígido. Em um deles a conexão foi feita com linha condutiva (Figura 8a) e em outro com um fio fino envernizado (Figura 8b).

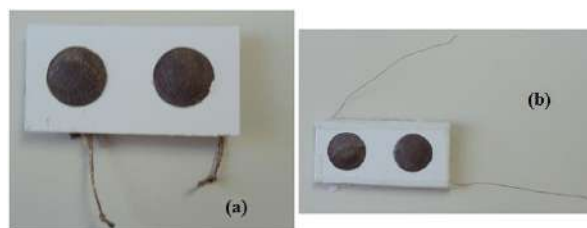


Figura 8: Anel (a) e suporte (b) usados para fixar o tecido condutivo.

Verificou-se uma limitação em fixar o eletrodo junto a pele, o que dificultava o contato entre eles e, conseqüentemente, não era possível captar sinal de EMG com o arranjo de eletrodos desenvolvido. Então, realizou-se uma nova tentativa optando por prender o tecido com material totalmente rígido e acrescentar uma espuma entre eles a fim de projetar o

tecido para fora. Desta forma foi captado sinal de EMG de melhor qualidade, contudo, o problema de fixação junto à pele ainda não havia sido resolvido.

Para contornar o problema iniciou-se uma busca por tecidos que pudessem ser usados com essa finalidade, assim como meios para prender o tecido condutivo ao tecido-suporte. Primeiro o tecido condutivo foi costurado junto ao tecido-suporte e a conexão feita com linha condutiva. Foi possível obter sinal eletromiográfico desta forma, mas ainda não havia se chegado a uma maneira efetiva de prender o tecido condutivo ao tecido-suporte (Figura 9).



Figura 9: Protótipo de eletrodo feito de tecido condutivo.

Paralelamente a isso se testou também uma possibilidade de eletrodo feito só com a linha condutiva (Figura 10), mas este, por sua vez, só captou sinais de interferência de 60 Hz.



Figura 10: Protótipo de eletrodo feito com linha condutiva.

Optou-se, então, em utilizar um par de ilhós para prender o tecido condutivo ao tecido-suporte e a conexão feita com um fio fino envernizado (Figura 11a). Neste piloto, o tecido-suporte utilizado era um pouco flexível e para remover o verniz do fio, o mesmo era aquecido e lixado. Este protótipo obteve sucesso na captação de sinais (Figura 11b).

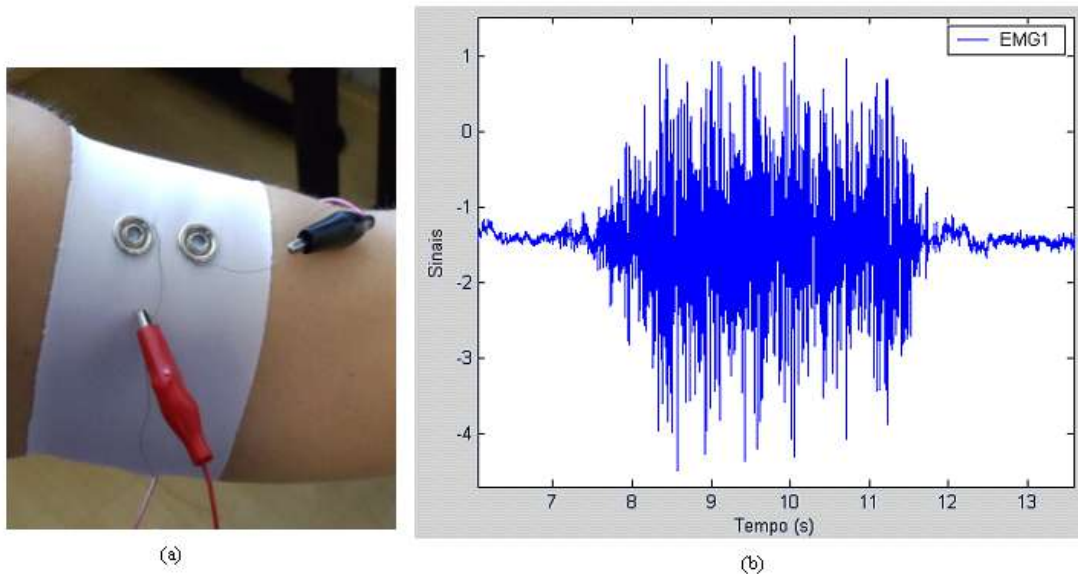


Figura 11: Protótipo de eletrodo com ilhós (a). Exemplo de sinal de EMG captado (b).

Tentou-se reproduzir esse protótipo em um arranjo com um número maior de eletrodos (Figura 12), porém este não foi capaz de reproduzir o sucesso do anterior. Atribuiu-se o problema ao fio utilizado e a forma como estava sendo removido o verniz, visto que gerava resistências diferentes entre os fios.



Figura 12: Protótipo de eletrodo de tecido condutivo preso com ilhós e conexão com fio envernizado.

Um novo protótipo foi construído utilizando um tecido-suporte menos flexível que o anterior e um fio encapado mais espesso que o utilizado anteriormente (Figura 13). Também não houve captação de sinal e dessa vez o problema foi atribuído ao tecido-suporte que não permitia um bom contato do eletrodo com a pele.



Figura 13: Protótipo de eletrodo de tecido condutivo preso com ilhós e conexão com fio encapado.

Outro protótipo foi construído, então, utilizando o tecido-suporte inicial mais flexível e o fio encapado. O conector entre os eletrodos e o cabo foi fixado no próprio tecido-suporte (Figura 14a e b).

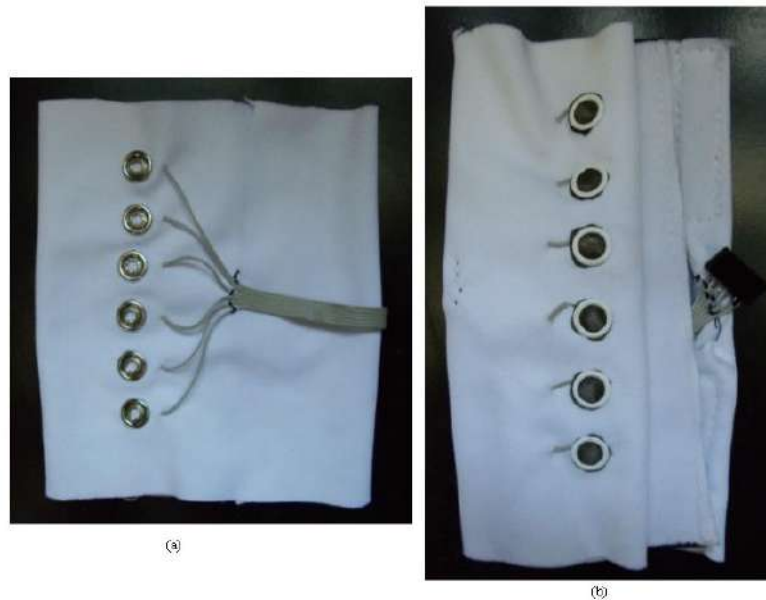


Figura 14: Protótipo de eletrodo de tecido condutivo preso com ilhós e conexão com fio encapado, parte de trás (a) e parte da frente (b).

A Figura 15 mostra exemplos de sinais de EMG coletados com o novo protótipo.

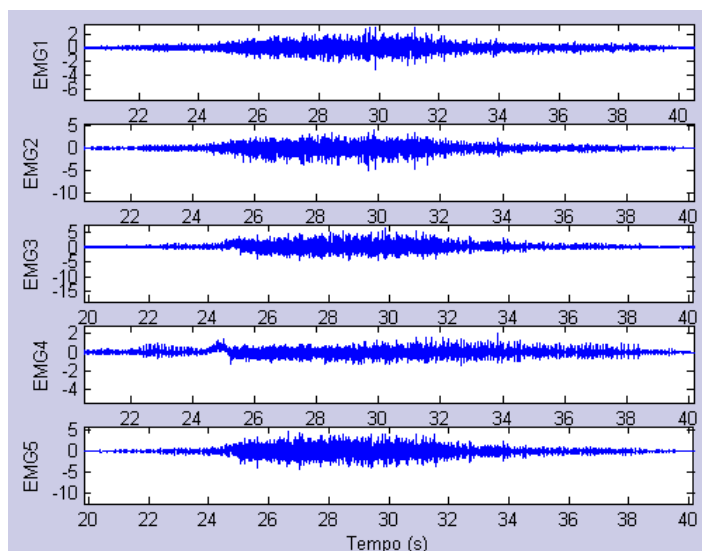


Figura 15: Exemplo de sinal de EMG coletado com o protótipo de eletrodo de tecido condutivo preso com ilhós e conexão com fio encapado.

Com esse novo protótipo foi realizada uma coleta de dados dos músculos flexores do cotovelo em cinco homens saudáveis ($24,9 \pm 4,8$ anos), destros, praticantes de atividade física regular, sem histórico de lesão osteomioarticular de membro superior. O protocolo experimental constou de um teste de contração isométrica, onde os voluntários eram instruídos a realizar flexão do cotovelo direito a 90° e permanecer nesta posição por 15s sustentando o peso do segmento (Figura 16).

Os resultados foram apresentados no Congresso Internacional de Fisioterapia Desportiva (Polato, D.; Catunda, J. M. Y, Griffó, S. T., Pino, A. V.; Souza “Distribuição da atividade mioelétrica captada por arranjo linear de eletrodo de superfície na estimativa de localização do ponto motor.” Fisioterapia Brasil - Volume 10 - Número 6 - Suplemento Especial -novembro/dezembro de 2011, ISSN 1518-9740).



Figura 16: Posicionamento do voluntário durante o teste.

Embora esse último protótipo de eletrodo tenha se mostrado eficiente em captar sinais de EMG, optou-se em não o utilizar neste estudo devido à dificuldade encontrada na sua fixação adequada ao tronco. Durante os testes observou-se que alguns eletrodos perdiam o contato com a pele devido o movimento e, assim, deixavam de captar sinais.

Anexo II – Anamnese e Questionário de Dor Lombar

Número: _____ Nome do Arquivo: _____ Data: ___/___/___

1) Dados Pessoais

Nome: _____

Telefones: _____

2) Dados Físicos

Idade: _____

Altura: _____

Peso: _____

3) Pratica alguma atividade física?

Sim

Não

Qual(is)? _____

Há quanto tempo inativo: _____

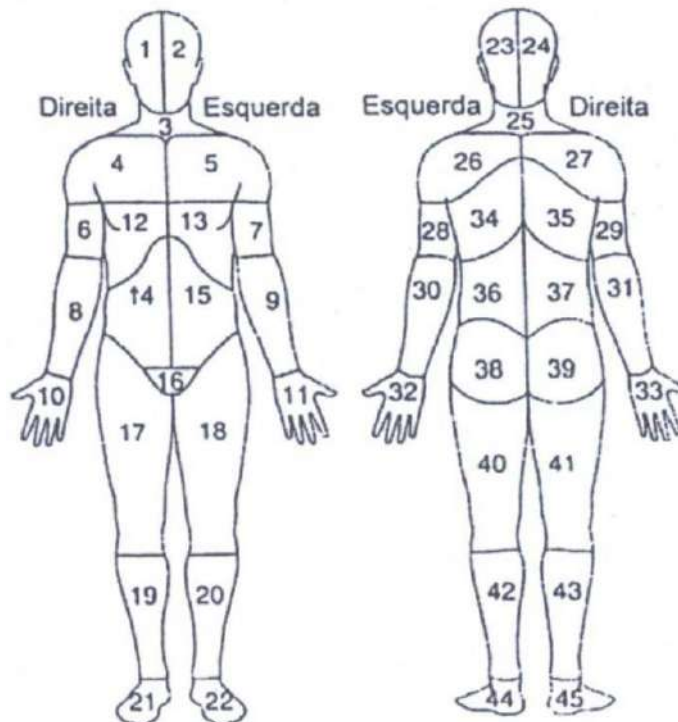
Frequência (por semana): _____

Duração da sessão (min): _____

4) Sente algum tipo de dor nas costas? SIM NÃO

Se sim, assinale no desenho abaixo a região que melhor representa o local da sua dor.

Diagrama Corporal de Localização e Distribuição Espacial da Dor



De acordo com a tabela abaixo, classifique a sua dor segundo a pontuação:

() 0 () 1 () 2 () 3 () 4 () 5

Tabela 1. Classificação da escala da dor com sua respectiva pontuação.

Escala da dor	Pontuação da escala de dor
Dor quase insuportável	5
Dor muito forte	4
Dor forte	3
Dor moderada	2
Dor leve	1
Sem dor	0

Fale um pouco sobre sua dor. Como ela é? Com o que ela se parece?

Observações:

Anexo III – Termo de consentimento livre e esclarecido



COPPE / UFRJ - Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e
Pesquisa de Engenharia

Universidade Federal do Rio de Janeiro

Programa de Engenharia Biomédica

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido n° _____

Título do Projeto: “Investigação do início de ativação de músculos do tronco durante realização de tarefa motora em homens com e sem dor lombar.”

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário (a), da pesquisa intitulada “Investigação do início de ativação de músculos do tronco durante realização de tarefa motora em homens com e sem dor lombar.”

A sua participação não é obrigatória e você poderá desistir de fazer parte da pesquisa a qualquer momento. A sua recusa ou a sua desistência não trarão nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a Instituição.

O que é core.

De acordo com alguns autores (AKUTHOTA, NADLER, 2004) o *core* seria o centro da região abdominal, composto pela musculatura que a envolve: abdominais, paravertebrais, diafragma e assoalho pélvico. Outros autores, como KIBLER *et al.*, (2006), incluem, além desses músculos, aqueles situados na cintura pélvica e nas coxas; já que uma das funções da estabilidade do *core* é permitir o movimento controlado do tronco sobre a pelve, principalmente em atividades desportivas.

Como o core é avaliado

Estudos que buscam avaliar a estabilidade da região lombopélvica, dada pela ativação da musculatura do *core*, normalmente utilizam como ferramentas de análise a eletromiografia de superfície (POLLOCK *et al.*, 2009) ou invasiva (HODGES, RICHARDSON, 1996), o ultrassom de imagem ou a ressonância magnética (MACAULEY e BEST, 2007). A avaliação clínica da estabilidade lombar envolve a medida do movimento por meio de testes clínicos que abordam aspectos como a resistência da musculatura extensora de tronco, ativação da musculatura profunda abdominal e lombar e controle sensório-motor da coluna vertebral (FARIES, GREENWOOD, 2007). Neste estudo, a partir de avaliação eletromiográfica

dinâmica da musculatura lombo pélvica tentará observar o padrão de recrutamento muscular entre indivíduos com e sem dor lombar.

Qual o objetivo desta pesquisa.

O objetivo do presente estudo é identificar os tempos de ativação e coordenação de alguns músculos do tronco durante o início do movimento de extensão do tronco em velocidades angulares distintas, a fim de descrever o sinergismo muscular em voluntários com e sem dor lombar. Foram investigados também os padrões de energia dos sinais de EMGs por meio de imagens topográficas durante um ciclo de extensão-flexão-extensão do tronco nas três velocidades testadas.

Onde será realizada a pesquisa.

A coleta de dados acontecerá com militares do C-Esp-EP do Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN), localizado na Av. Brasil, número 10590, Penha/Rio de Janeiro – RJ.

Como será sua participação nesta pesquisa se você desejar participar.

O experimento terá duração aproximada de duas horas, sendo o estudo dividido por etapas. Na primeira etapa você será solicitado a responder a um questionário relativo a seus dados pessoais e físicos, assim como assinar o termo de consentimento de participação no experimento e permissão para divulgação dos resultados. Ainda nessa fase os voluntários serão separados em dois grupos: aqueles que estejam a pelo menos seis meses sem relato de dor lombar e aqueles que reportam sentir dor lombar nos últimos três meses ou estejam sentindo dor lombar no momento da avaliação.

A segunda etapa é referente à colocação dos eletrodos que irão captar os sinais de eletromiografia dos músculos do troco. Onde serão fixados esses eletrodos será realizada a retirada de pêlos, por meio de uma lâmina descartável (lâmina de barbear), e a limpeza da região com sabão neutro e álcool. Todos os sensores serão fixados junto à pele. Não será realizada qualquer perfuração no seu corpo. Este procedimento é totalmente seguro e indolor.

Após a colocação dos sensores, você será colocado (a) sentado (a) em um equipamento isocinético com apoio para as costas. Nessa posição você deverá ficar relaxado até o momento do início do teste, quando você deverá realizar movimentos de flexão e extensão do tronco contra uma resistência. A velocidade e a amplitude do movimento serão controladas pelo equipamento. Você deverá realizar seis ciclos de extensão-flexão-extensão do tronco (dois ciclos de cada velocidade angular testada) com intervalos de dez segundos entre eles.

Qual o seu benefício em participar desta pesquisa.

Não existe benefício direto para o participante. Sua avaliação será útil para a criação e aperfeiçoamento do sistema de topografia eletromiográfica que irá avaliar sincronia e controle dos músculos do tronco, estabelecimento de protocolo para avaliação objetiva do mesmo, bem como o estudo dos fatores influentes na dor lombar.

Se você tiver dúvidas ou desejar obter informações sobre a pesquisa (inclusive resultados).

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável pela pesquisa para obter quaisquer esclarecimentos sobre a pesquisa e os respectivos resultados da mesma. O pesquisador responsável (*Danielle Polato*) pode ser encontrado no endereço ou telefones, fax e email relacionados abaixo:

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Centro de Tecnologia - Bloco H sala 327, Cidade Universitária, Ilha do Fundão, Rio de Janeiro/RJ - CEP 21945-970.

Tel: 21 2562-8629 Fax: 21 2562-8591 Cel: 21 9430-1891

Email: danielle.polato@gmail.com

Como serão utilizados suas informações pessoais e seu prontuário nesta pesquisa.

As informações a serem obtidas durante o estudo ficarão restritas a fins científicos, podendo ser apresentadas ou publicadas em reuniões e/ou revistas científicas, tendo garantida sua privacidade e não havendo, sob hipótese alguma, divulgação de seus dados pessoais. Estas informações serão analisadas em conjunto com as informações obtidas de outros pacientes, não sendo divulgada a identificação de nenhum paciente. Tanto os resultados quanto seus dados serão de competência somente dos pesquisadores envolvidos no projeto.

Você não terá despesas nem recompensas financeiras com esta pesquisa.

Sua participação neste estudo não resultará em nenhuma despesa ou prejuízo para você, mesmo se você desistir de participar. Não haverá também qualquer compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

Dúvida sobre a Ética da Pesquisa

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) localizado no prédio do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF), Ilha da Cidade Universitária, 1º andar, sala 01D-46-1, telefone 2562 2480, email – ccp@hucff.ufrj.br.

Consentimento de participação na pesquisa

Eu, _____,
RG _____, CPF _____, abaixo assinado,
concordo em participar da pesquisa “*Investigação do início de ativação de músculos do tronco durante realização de tarefa motora em homens com e sem dor lombar*”, como voluntário. Li (ou foram lidas para mim) as informações sobre o estudo acima citado. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador _____ sobre os propósitos deste estudo, assim como os procedimentos a serem realizados e os possíveis desconfortos e benefícios decorrentes da minha participação. Foi-me garantida a confidencialidade de meus dados pessoais e o direito de obter esclarecimentos permanentes quanto aos resultados da pesquisa. Ficou claro também que a minha participação é isenta de despesas ou recompensas financeiras e que poderei desistir de participar deste estudo retirando o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem que isto leve a qualquer a quaisquer penalidades, prejuízos ou perda de benefícios que eu possa ter adquirido, ou mesmo a interrupção de meu acompanhamento, assistência e tratamento nesta Instituição.

Local e data:

Assinatura do Voluntário:

Assinatura do Pesquisador:

Anexo IV- Gráficos de cada voluntário das fases 1 e 2

Fase 1 - SEM dor lombar

As Figuras a seguir mostram as imagens topográficas dos sinais de EMGs dos músculos da parede anterior e posterior do tronco, bem como o sinal de goniometria indicando o trecho do ciclo de extensão-flexão-extensão referente a cada imagem.

Voluntário 1 – 120°/s

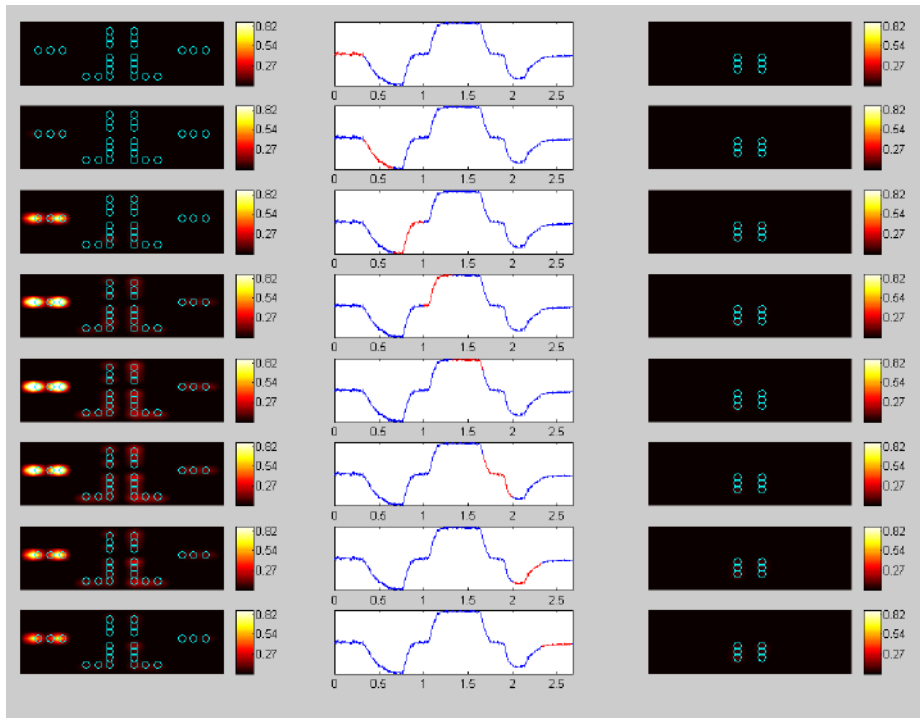


Figura 1: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 sem dor em 120°/s

Voluntário 1 – 90°/s

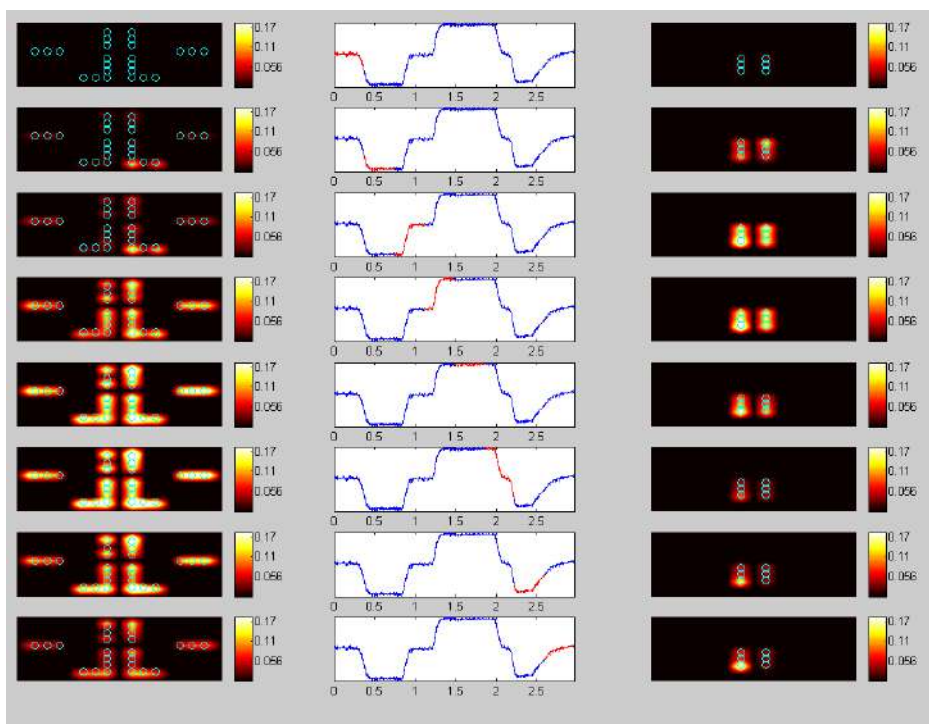


Figura 2: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 sem dor em 90°/s

Voluntário 1 – 60°/s

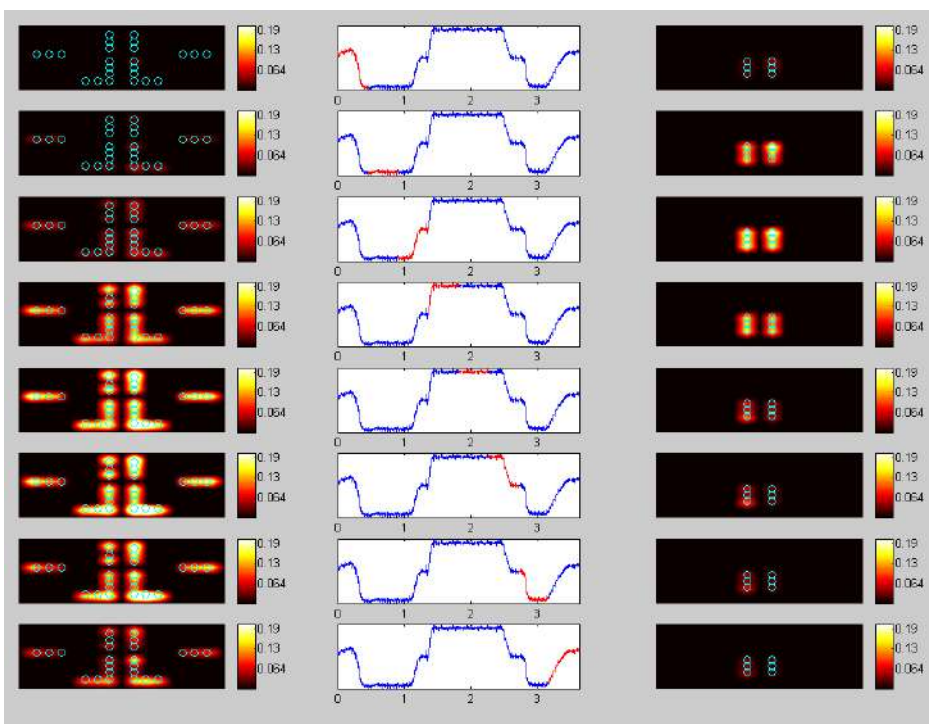


Figura 3: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 sem dor em 60°/s

Voluntário 2 – 120°/s

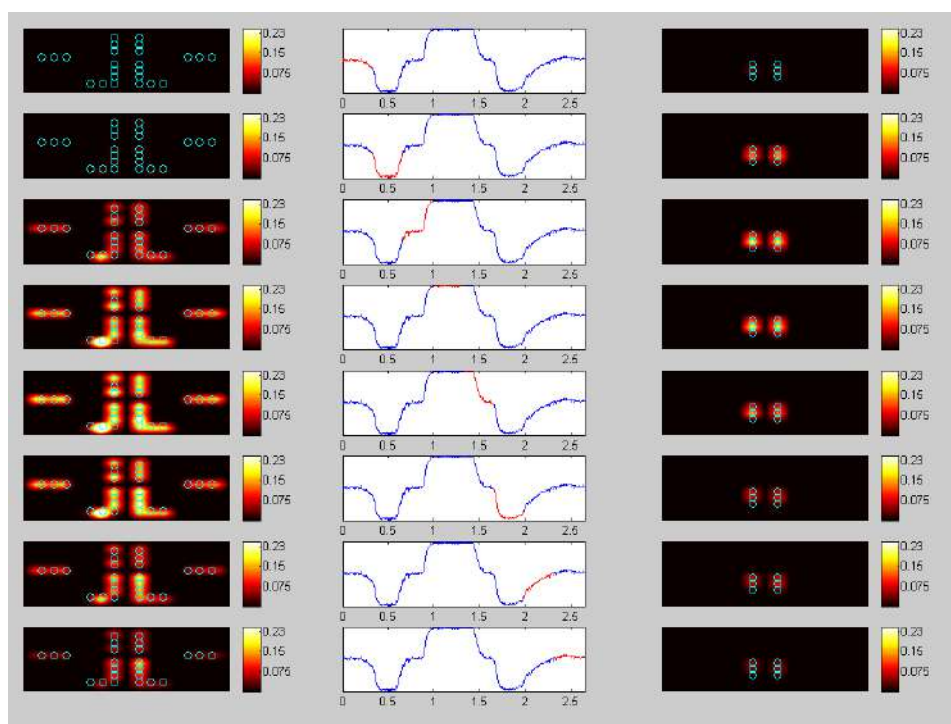


Figura 4: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 sem dor em 120°/s

Voluntário 2 – 90°/s

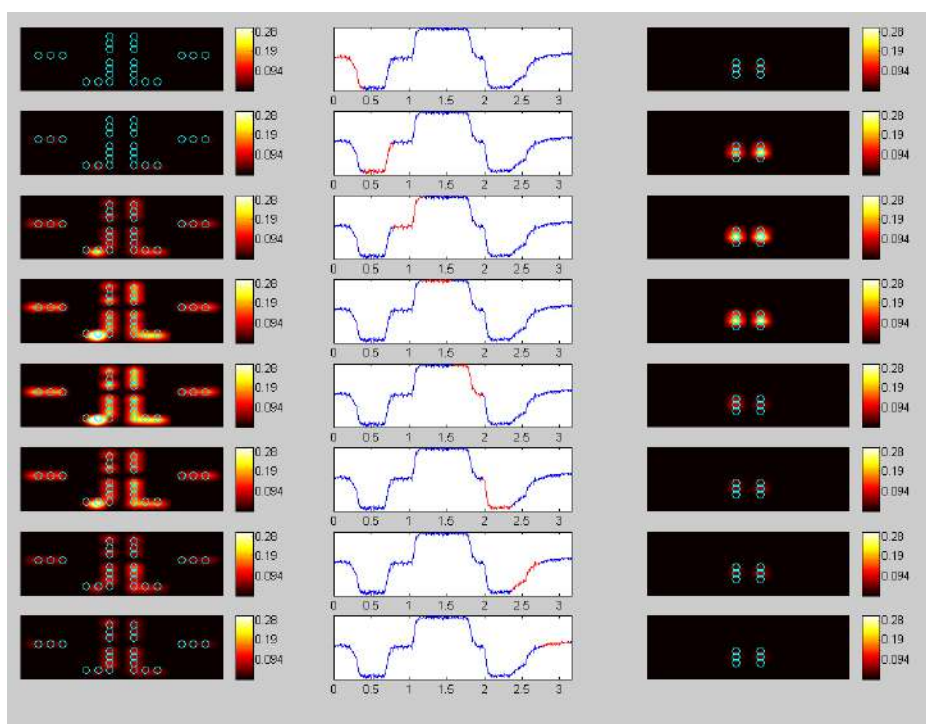


Figura 5: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 sem dor em 90°/s

Voluntário 2 – 60°/s

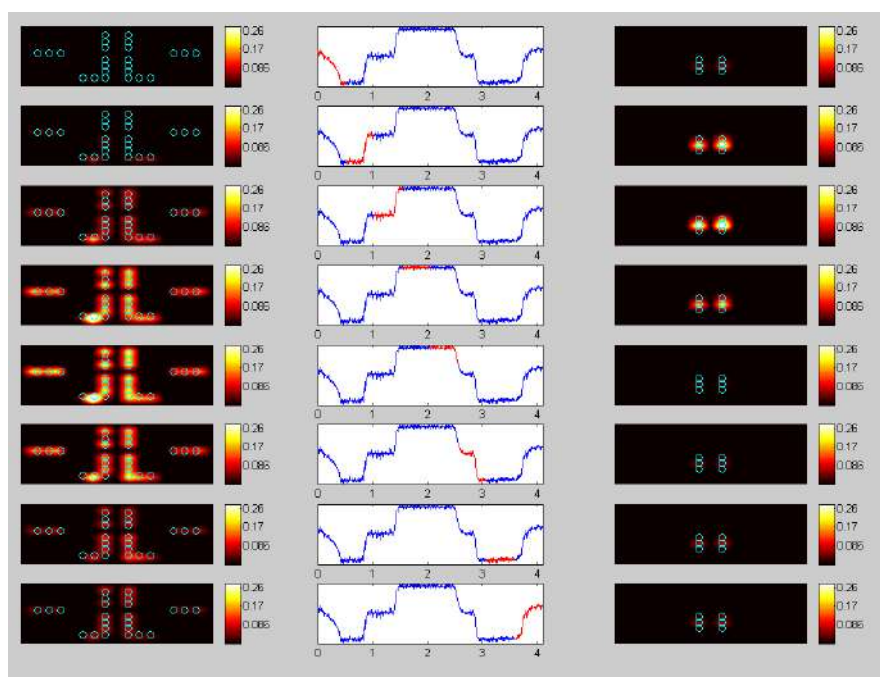


Figura 6: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 sem dor em 60°/s

Fase 1 - COM dor lombar

Voluntário 1 – 120°/s

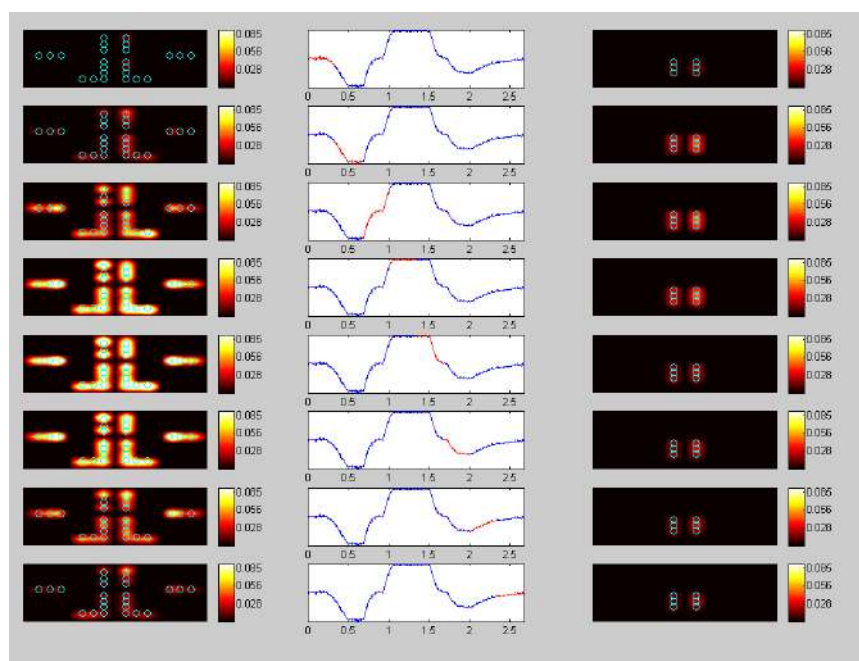


Figura 7: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 com dor em 120°/s

Voluntário 1 – 90°/s

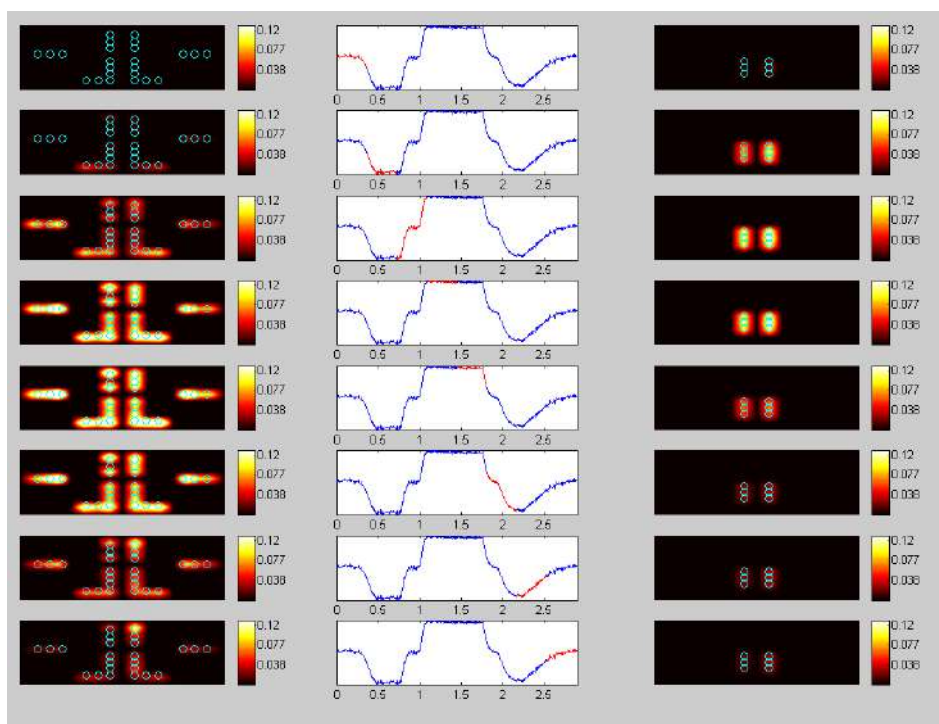


Figura 8: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 com dor em 90°/s

Voluntário 1 – 60°/s

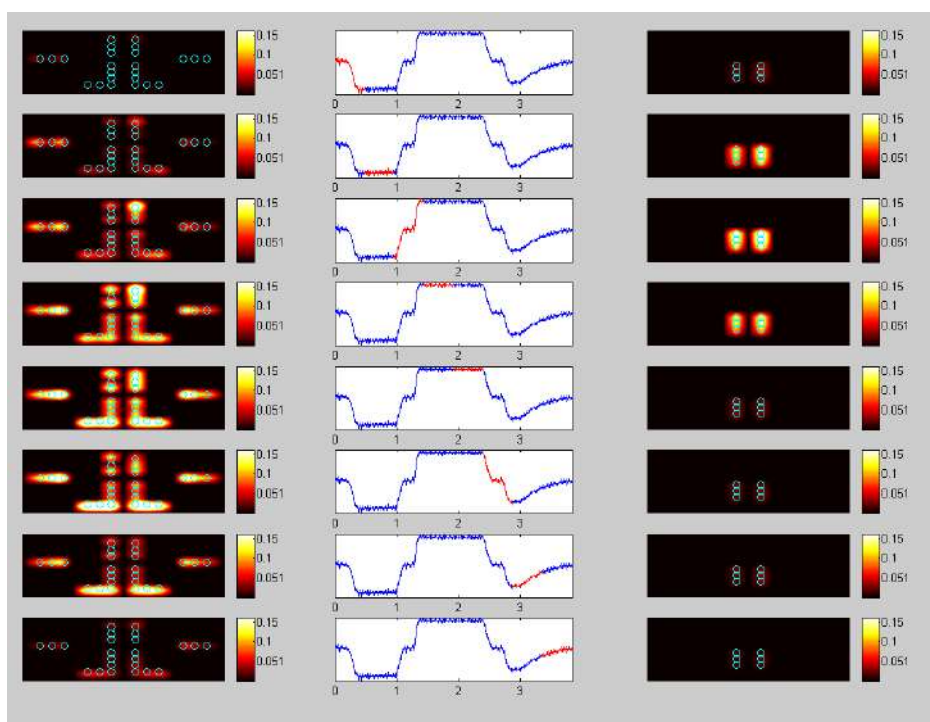


Figura 9: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 com dor em 60°/s

Voluntário 2 – 120°/s

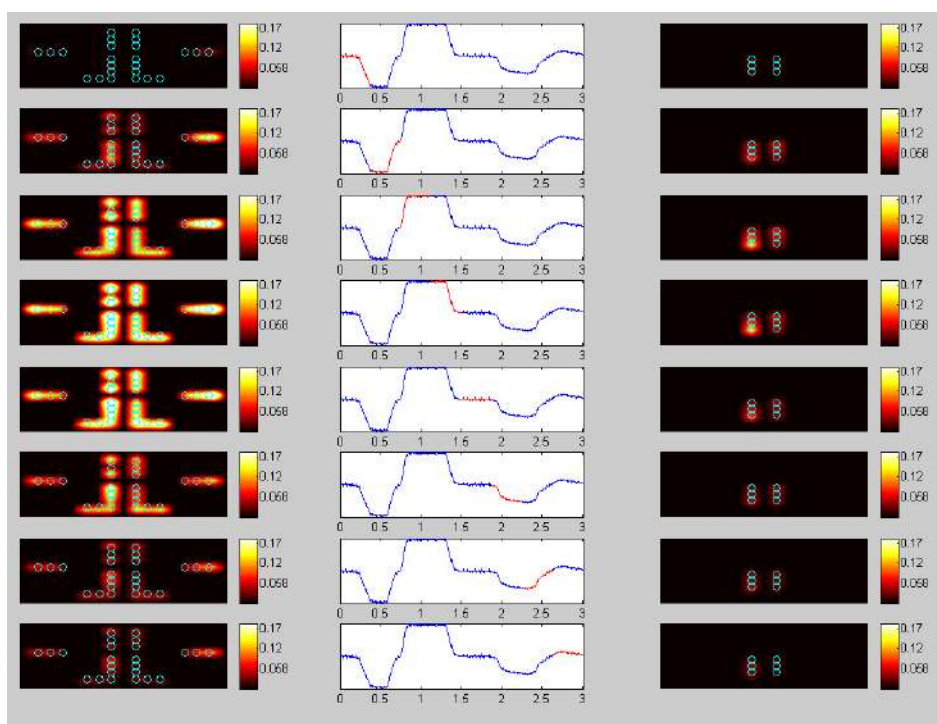


Figura 10: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 com dor em 120°/s

Voluntário 2 – 90°/s

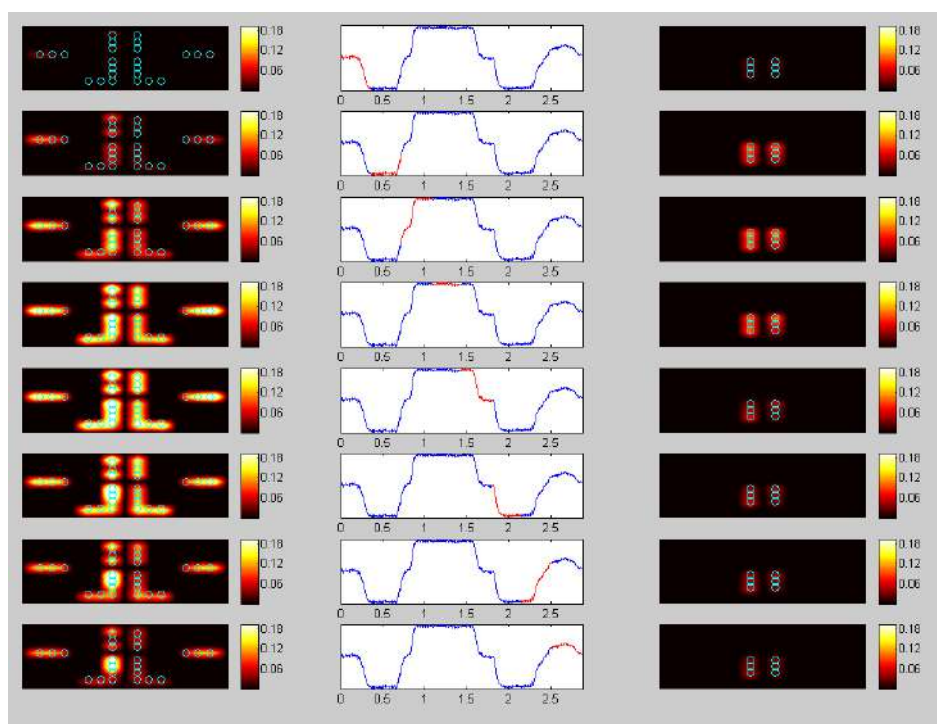


Figura 11: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 com dor em de 90°/s

Voluntário 2 – 60°/s

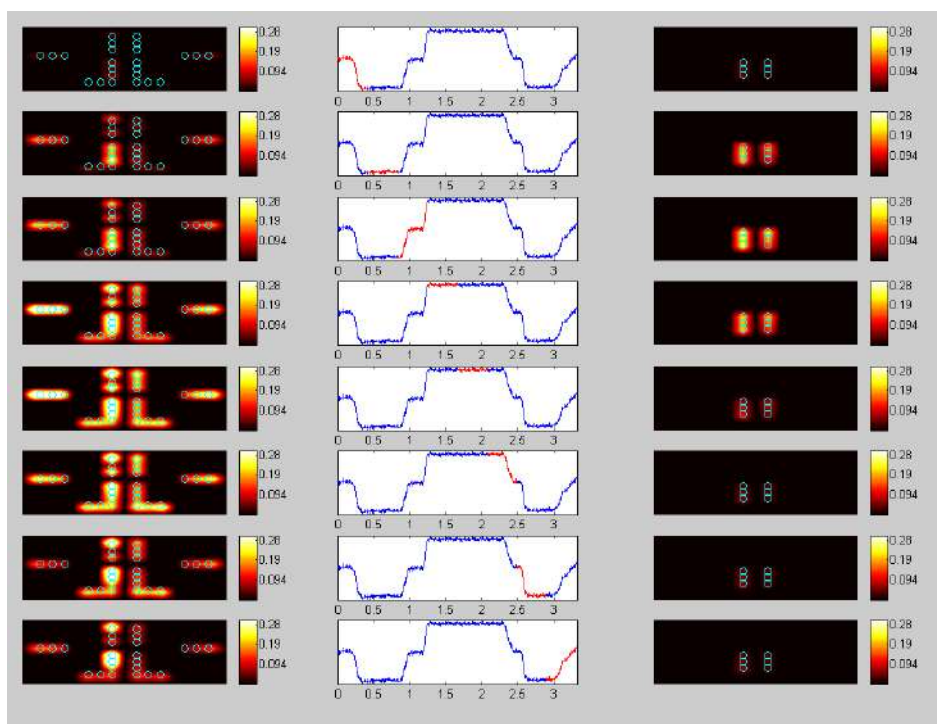


Figura 12: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 com dor em 60°/s

Voluntário 3 – 120°/s

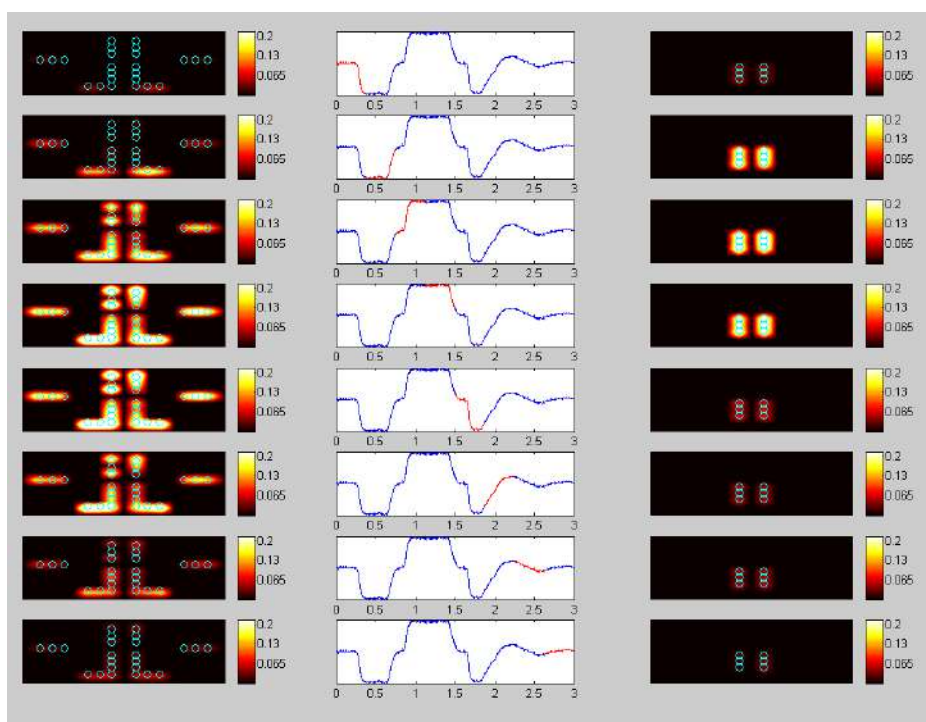


Figura 13: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 com dor em 120°/s

Voluntário 3 – 90°/s

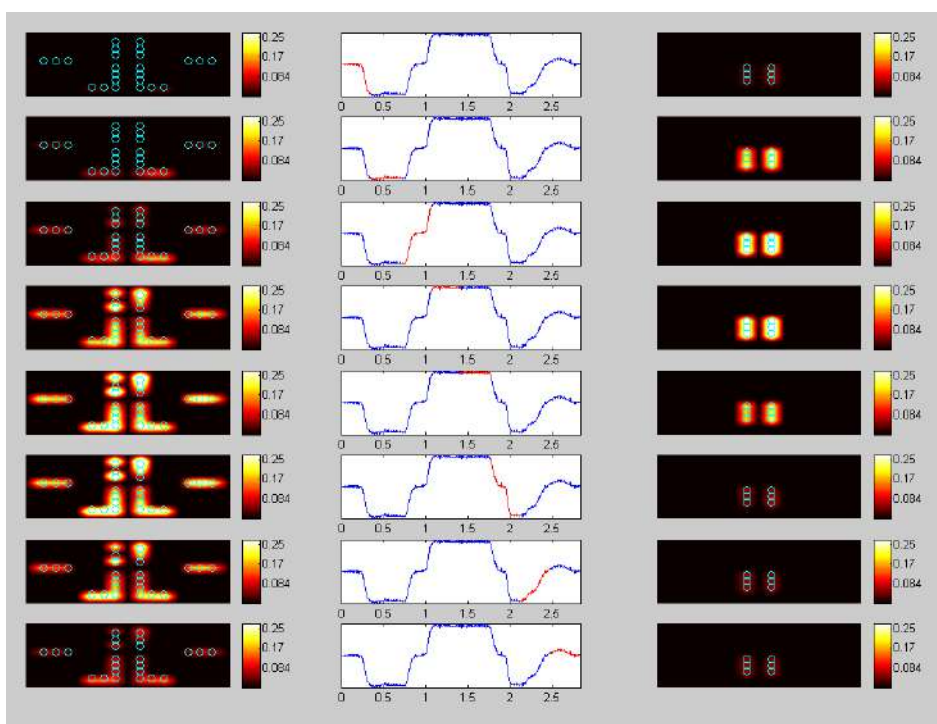


Figura 14: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 com dor em de 90°/s

Voluntário 3 – 60°/s

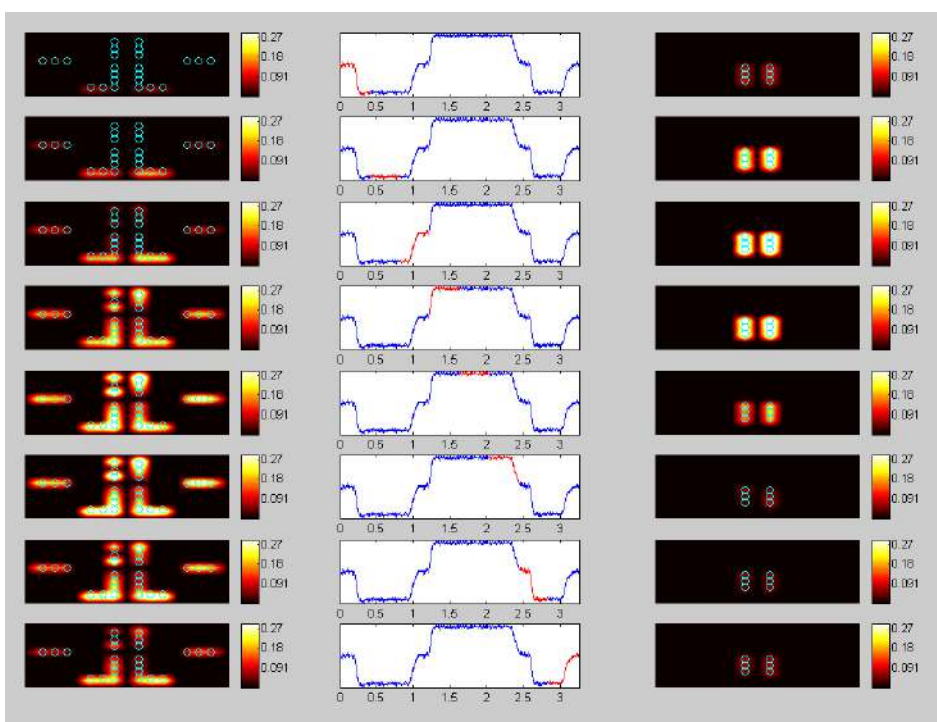


Figura 15: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 com dor em de 60°/s

Fase 2 - SEM dor lombar

As Figuras a seguir mostram imagens dos sinais de EMGs dos músculos do tronco, bem como o sinal de goniometria que indica o trecho do ciclo de extensão-flexão-extensão referente a cada imagem.

Voluntário 1 – 120°/s

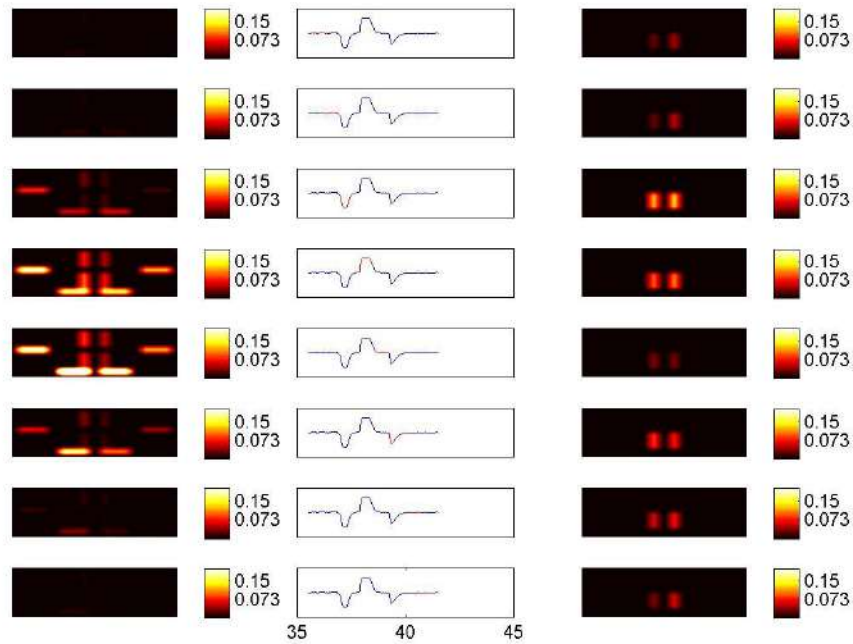


Figura 16: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 sem dor em 120°/s

Voluntário 1 – 90°/s

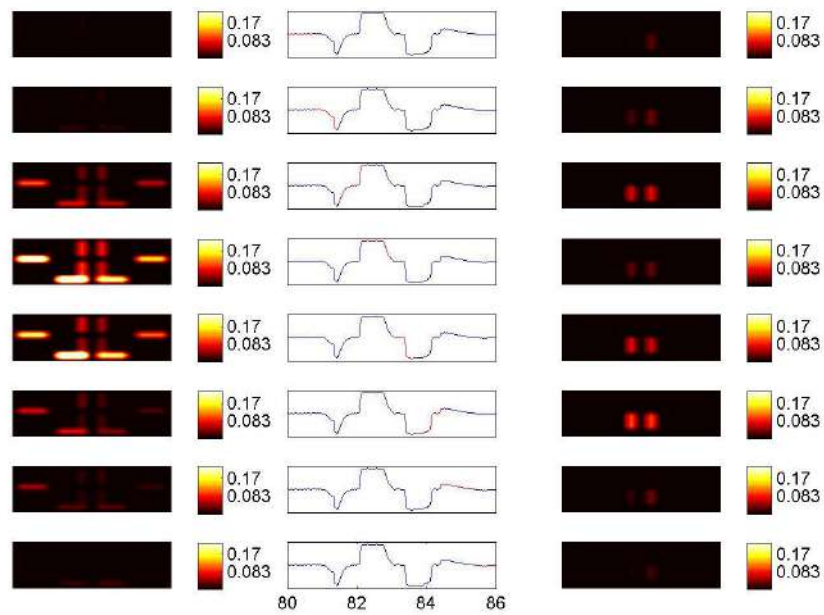


Figura 17: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 sem dor em 90°/s.

Voluntário 1 – 60°/s

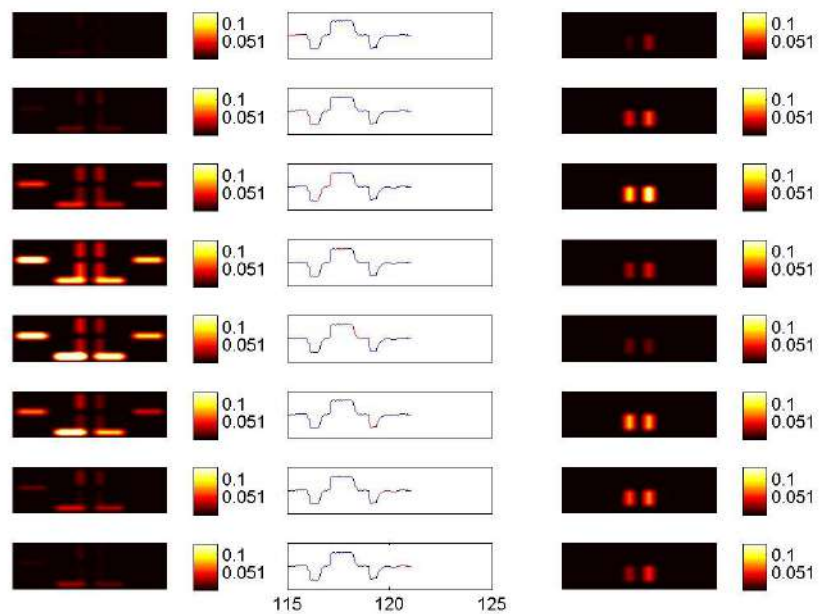


Figura 18: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 sem dor em 60°/s.

Voluntário 2 – 120°/s

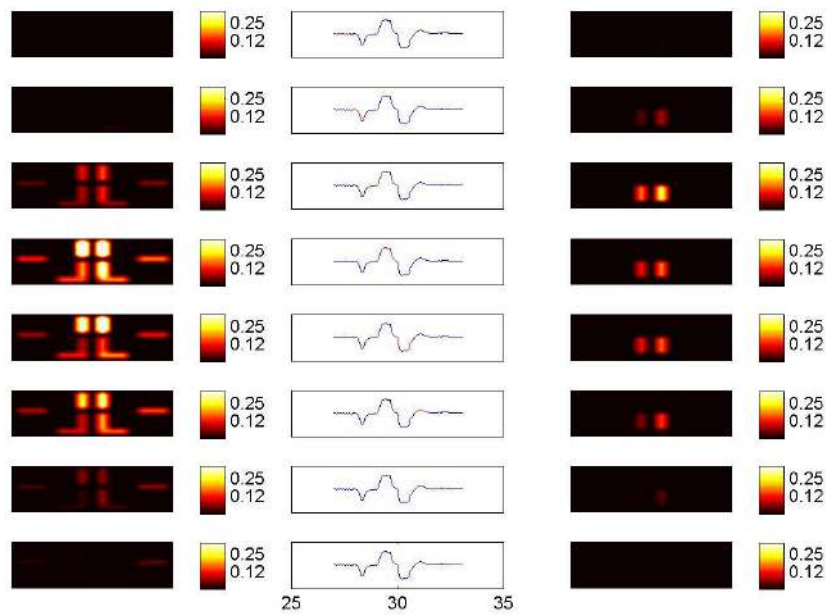


Figura 19: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 sem dor em 120°/s.

Voluntário 2 – 90°/s

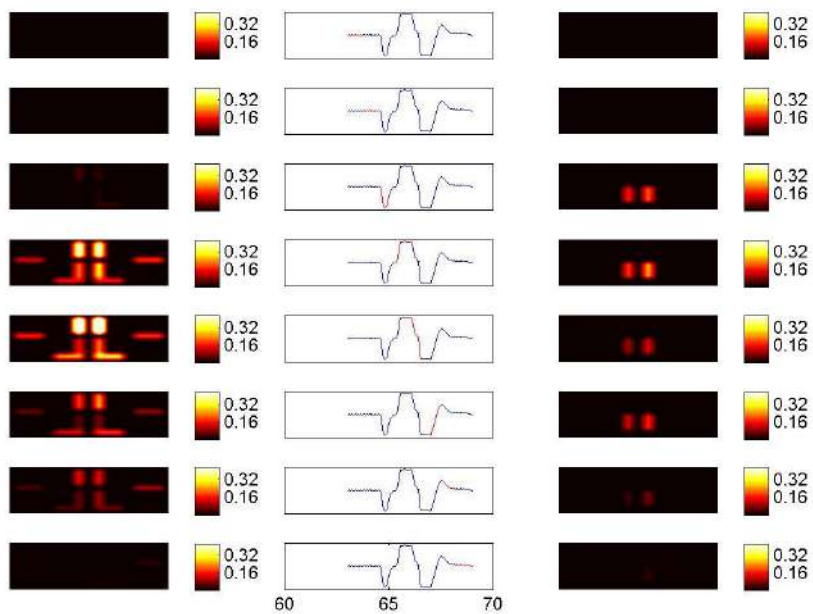


Figura 20: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 sem dor em 90°/s.

Voluntário 2 – 60°/s

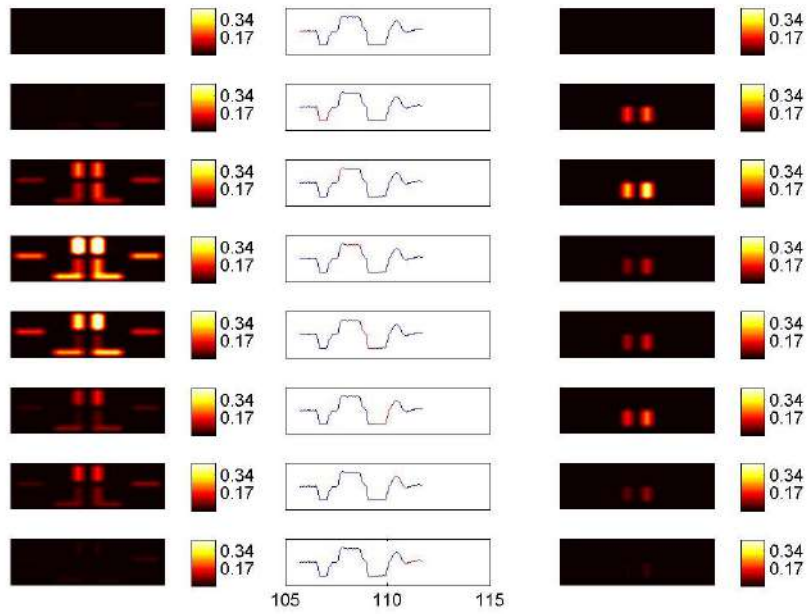


Figura 21: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 sem dor em 60°/s.

Voluntário 3 – 120°/s

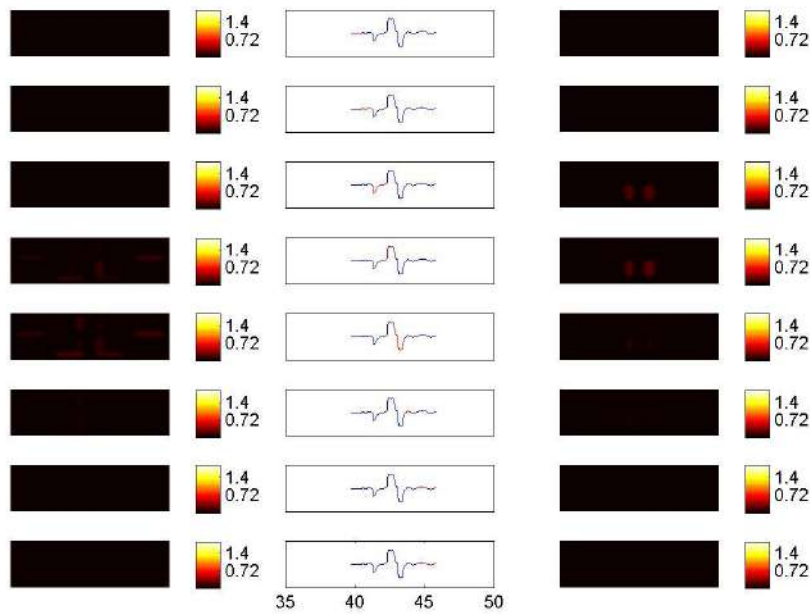


Figura 22: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 sem dor 120°/s.

Voluntário 3 – 90°/s

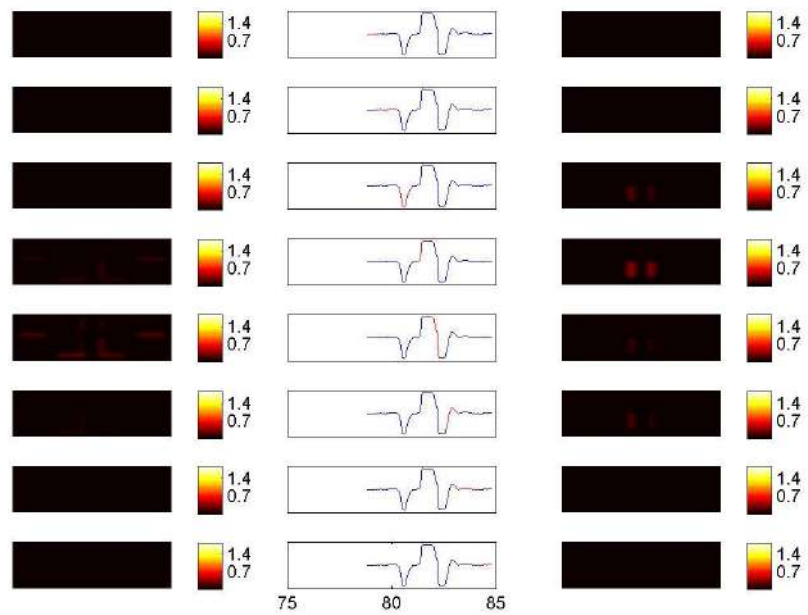


Figura 23: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 sem dor em 90°/s.

Voluntário 3 – 60°/s

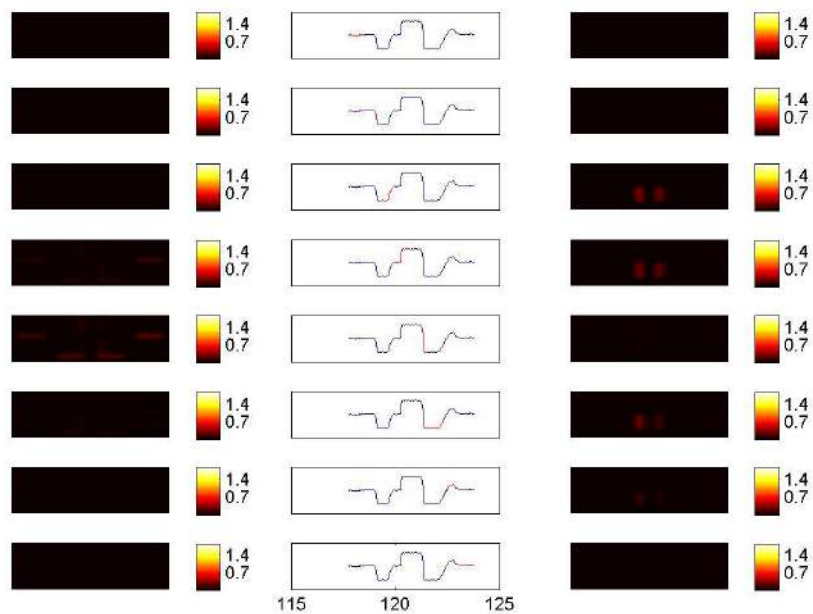


Figura 24: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 sem dor em 60°/s.

Voluntário 4 – 120°/s

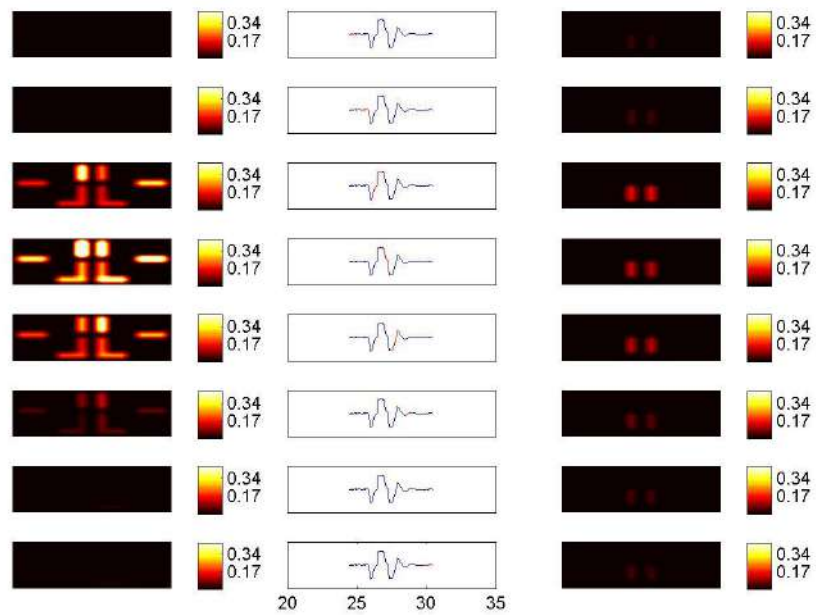


Figura 25: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 4 sem dor em 120°/s.

Voluntário 4 – 90°/s

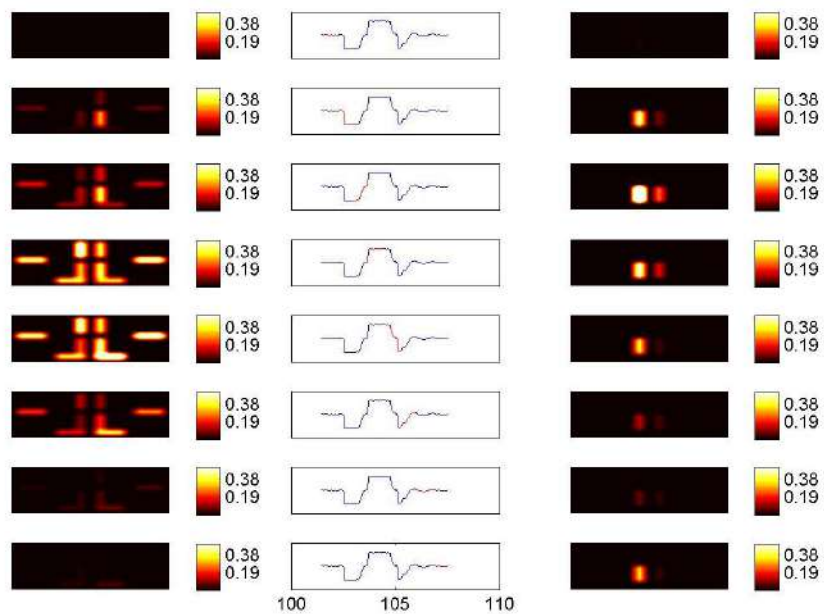


Figura 26: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 4 sem dor em 90°/s.

Voluntário 4 – 60°/s

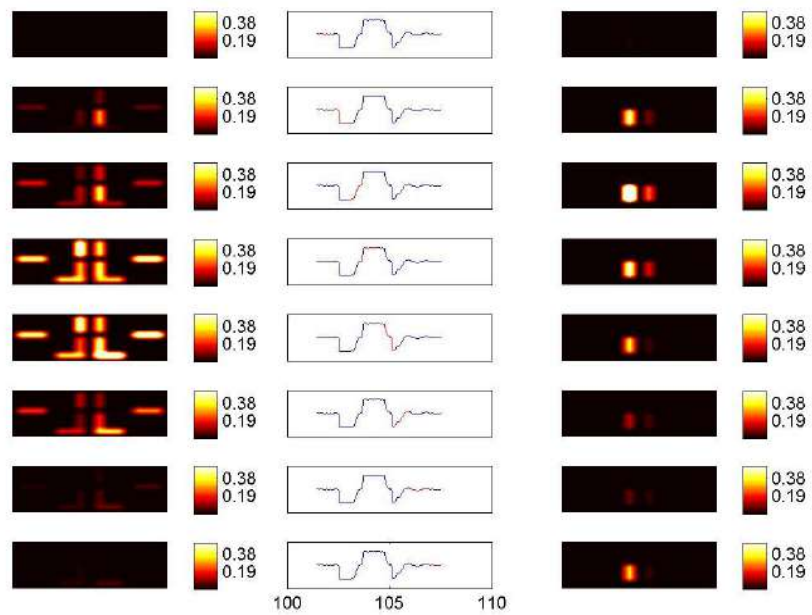


Figura 27: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 4 sem dor em 60°/s.

Voluntário 6 – 120°/s

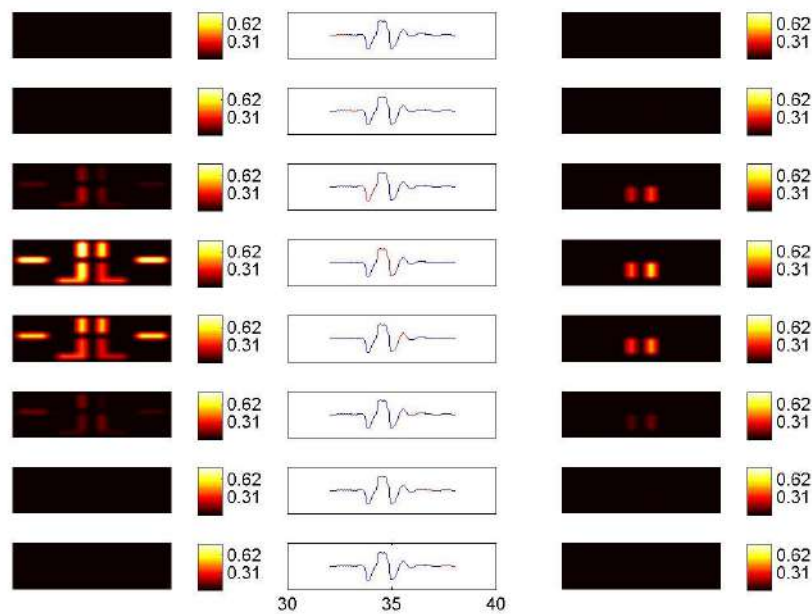


Figura 28: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 6 sem dor em 120°/s.

Voluntário 6 – 90°/s

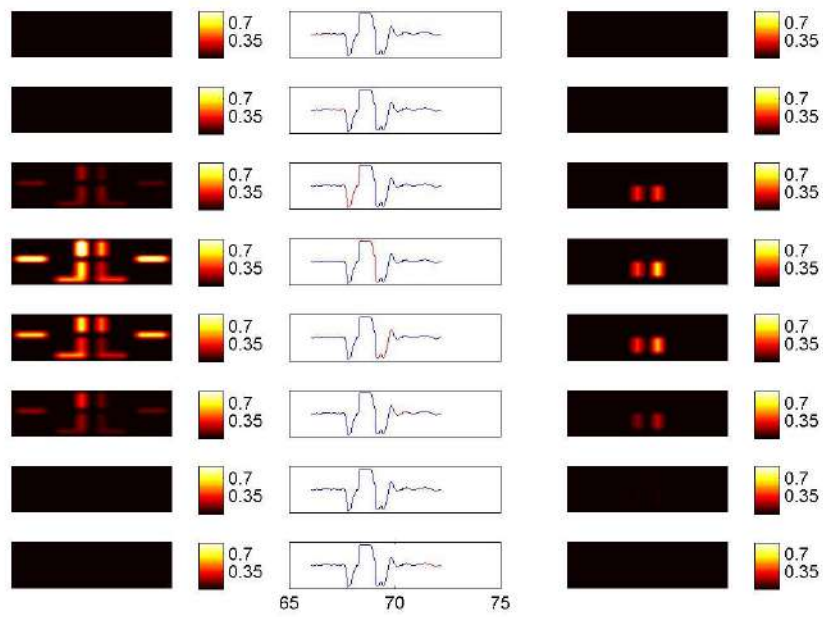


Figura 29: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 6 sem dor em 90°/s.

Voluntário 6 – 60°/s

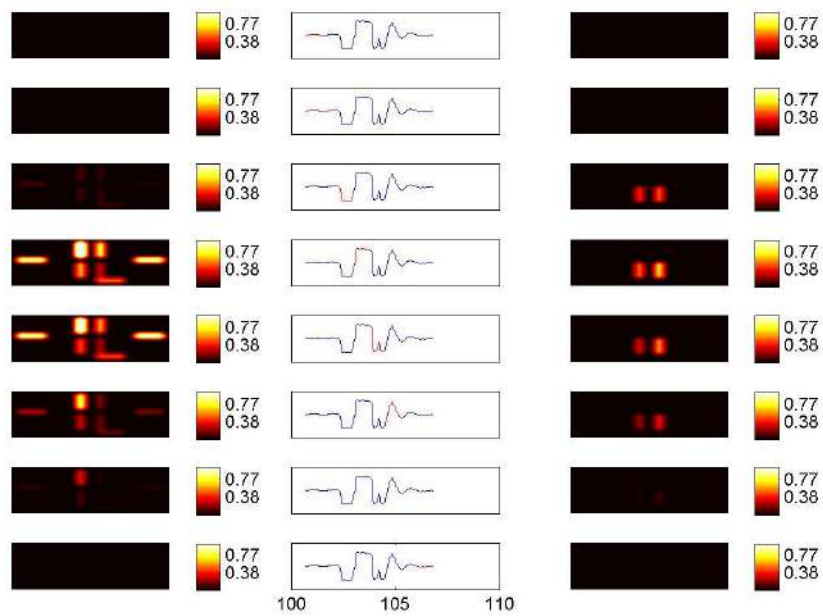


Figura 30: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 6 sem dor em 60°/s.

Voluntário 7 – 120°/s

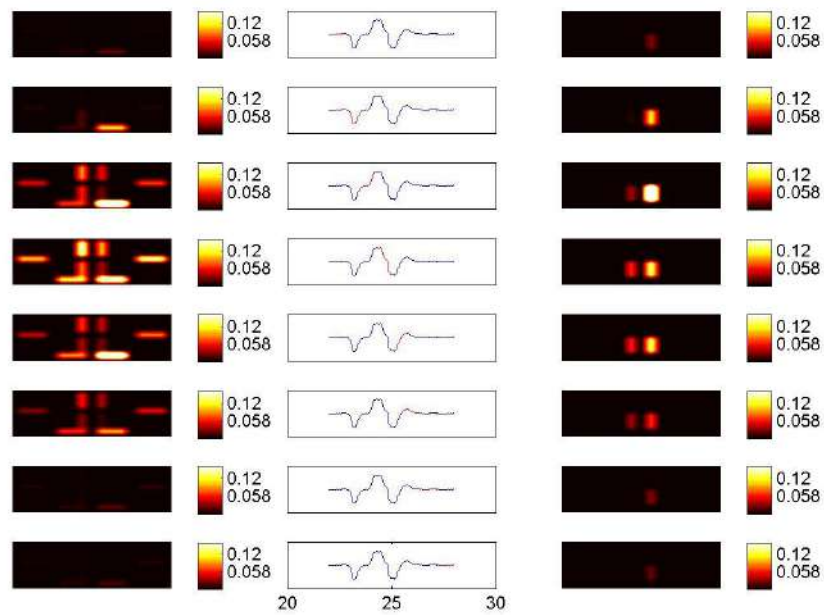


Figura 31: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 7 sem dor em 120°/s.

Voluntário 7 – 90°/s

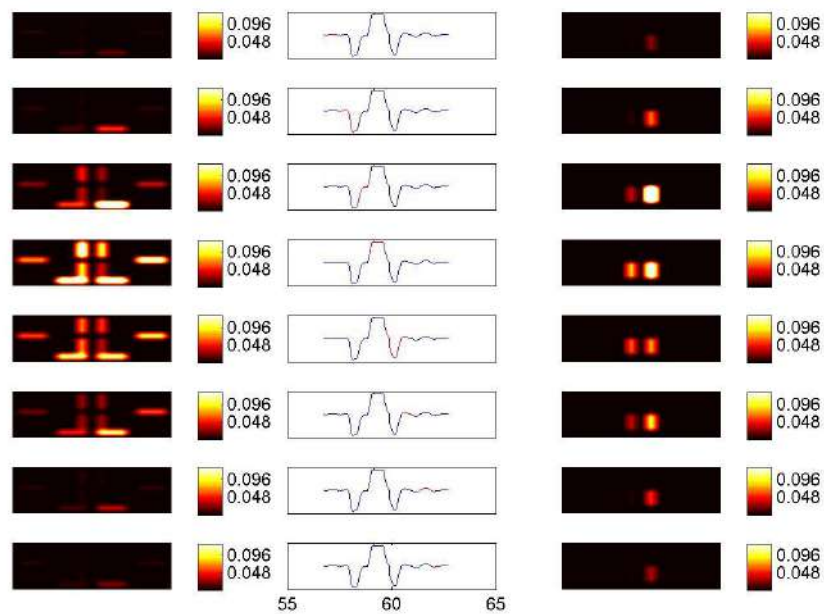


Figura 32: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 7 sem dor em 90°/s.

Voluntário 7 – 60°/s

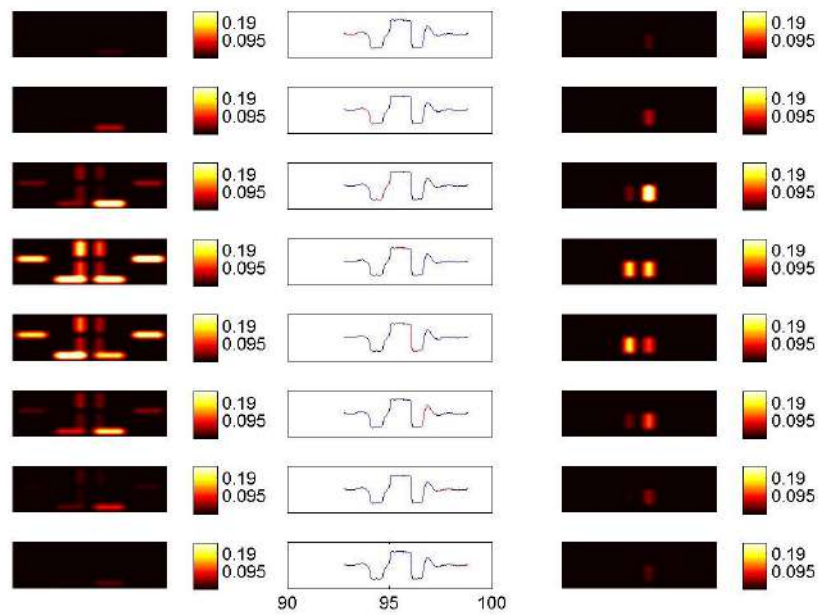


Figura 33: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 7 sem dor em 60°/s.

Voluntário 8 – 120°/s

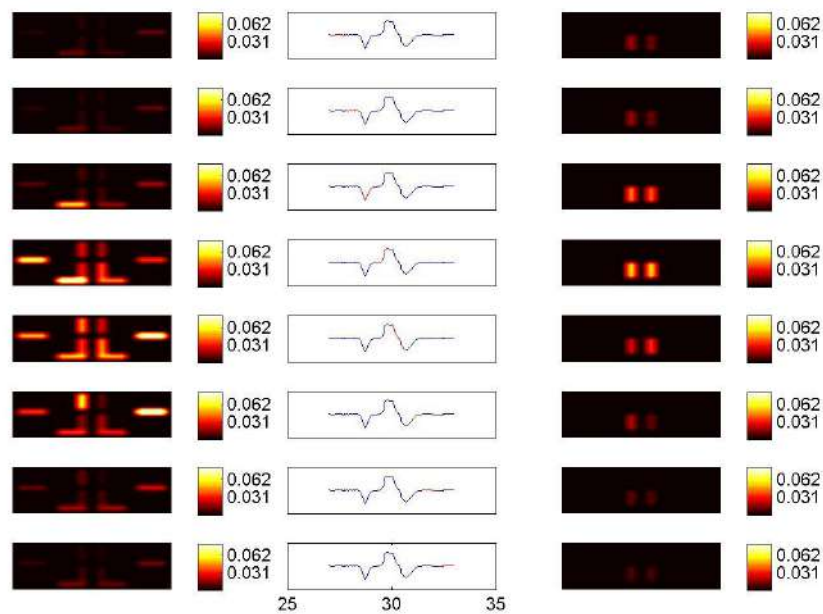


Figura 34: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 8 sem dor em 120°/s.

Voluntário 8 – 90°/s

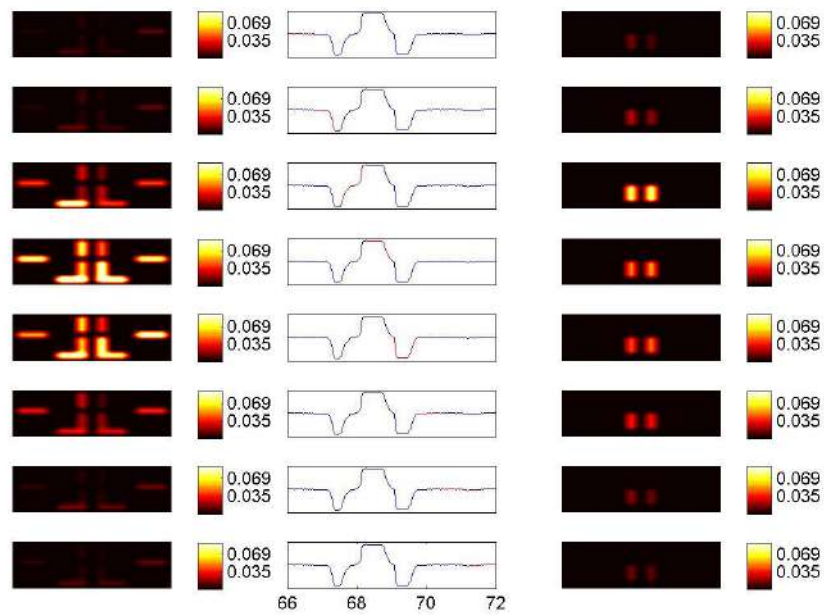


Figura 35: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 8 sem dor em 90°/s.

Voluntário 8 – 60°/s

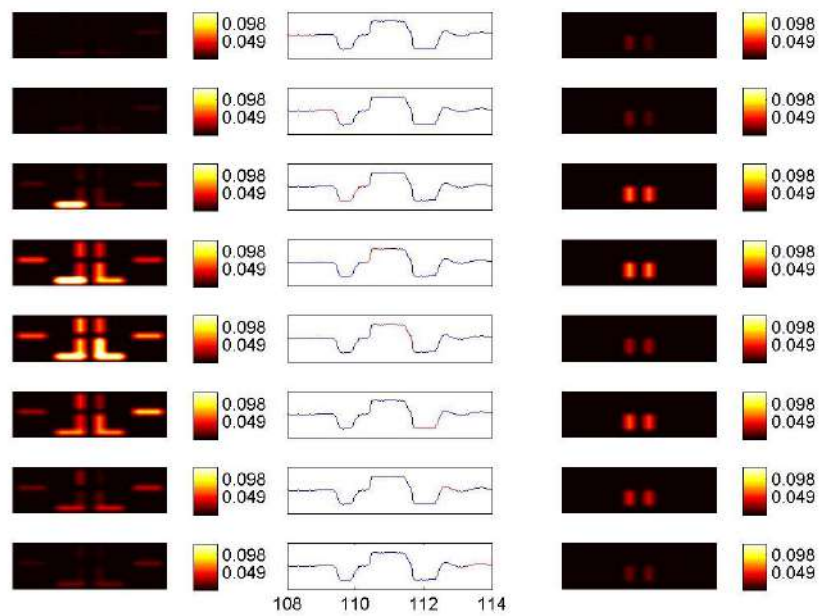


Figura 36: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 8 sem dor em 60°/s.

Voluntário 9 – 120°/s

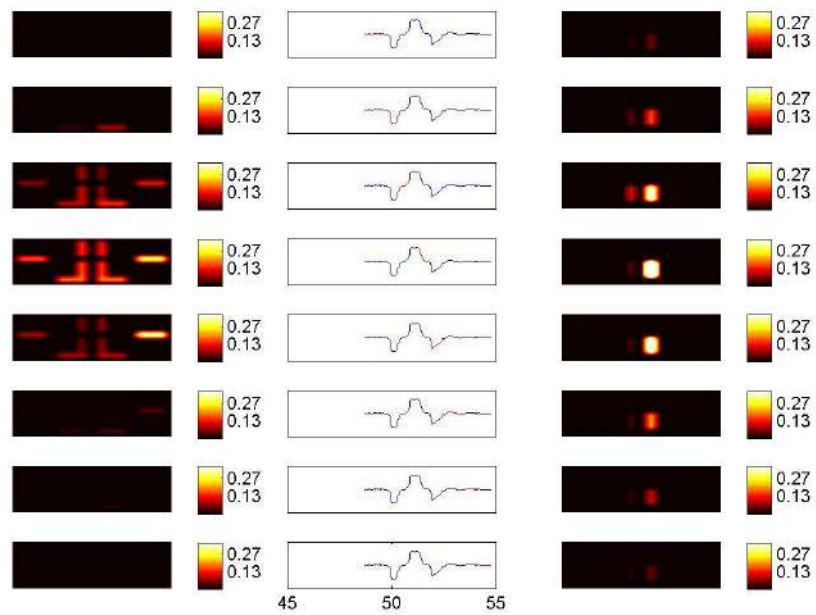


Figura 37: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 9 sem dor em 120°/s.

Voluntário 9 – 90°/s

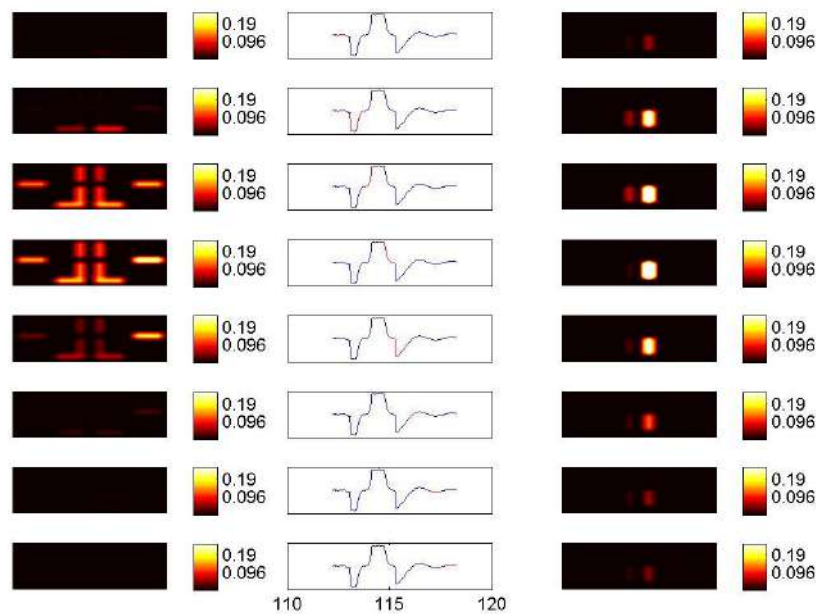


Figura 38: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 9 sem dor em 90°/s.

Voluntário 9 – 60°/s

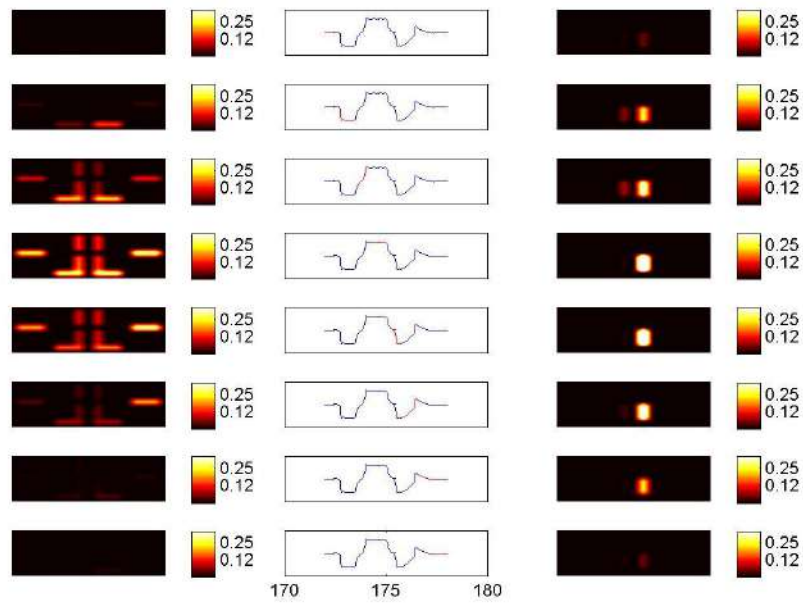


Figura 39: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 9 sem dor em 60°/s.

Fase 2 - COM dor lombar

Voluntário 1 – 120°/s

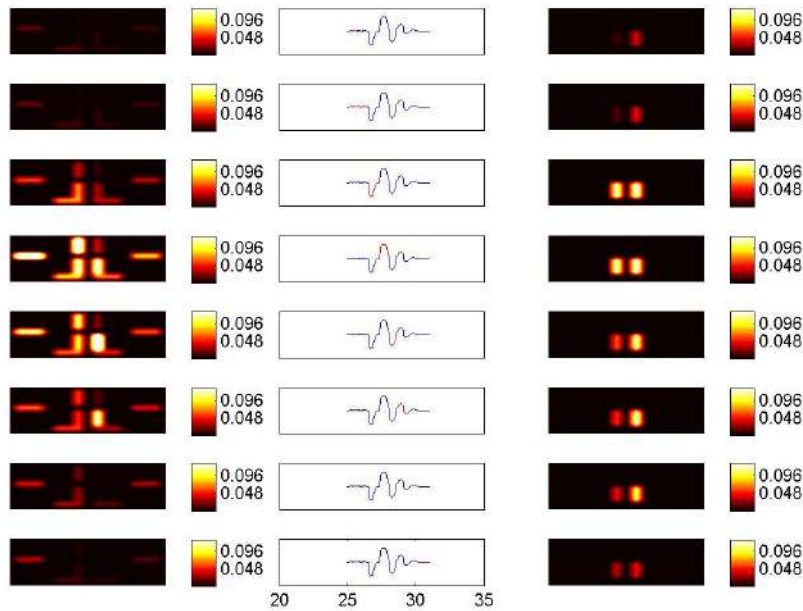


Figura 40: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 com dor em 120°/s.

Voluntário 1 – 90°/s

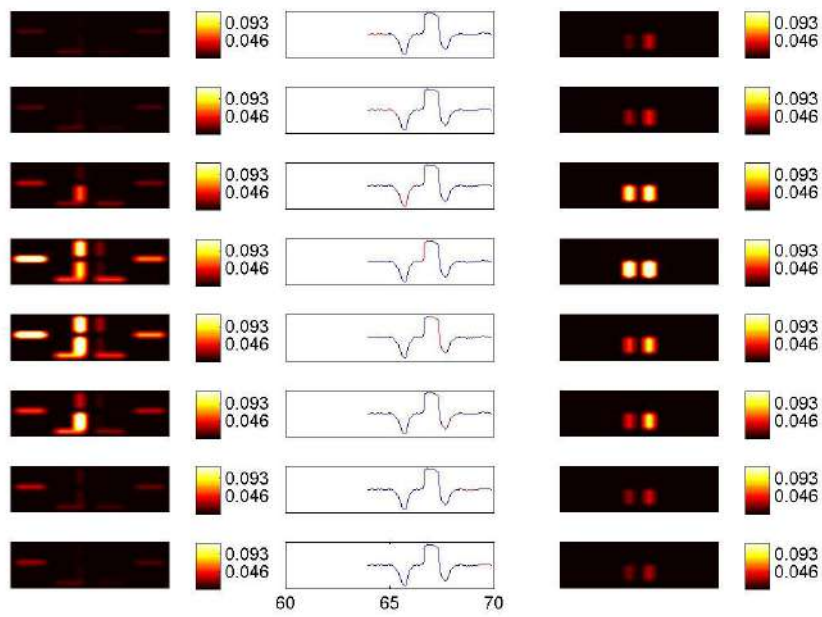


Figura 42: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 com dor em 90°/s.

Voluntário 1 – 60°/s

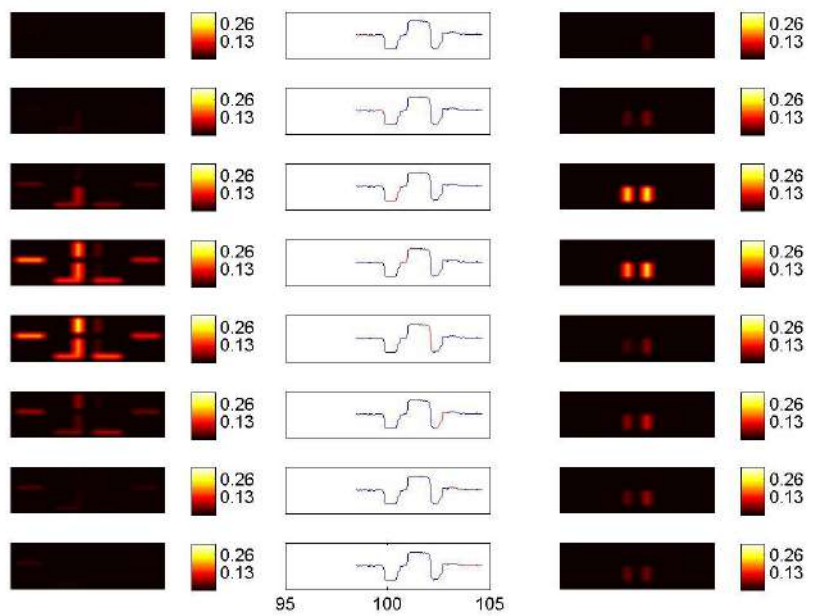


Figura 43: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 1 com dor em 60°/s.

Voluntário 2 -120°/s

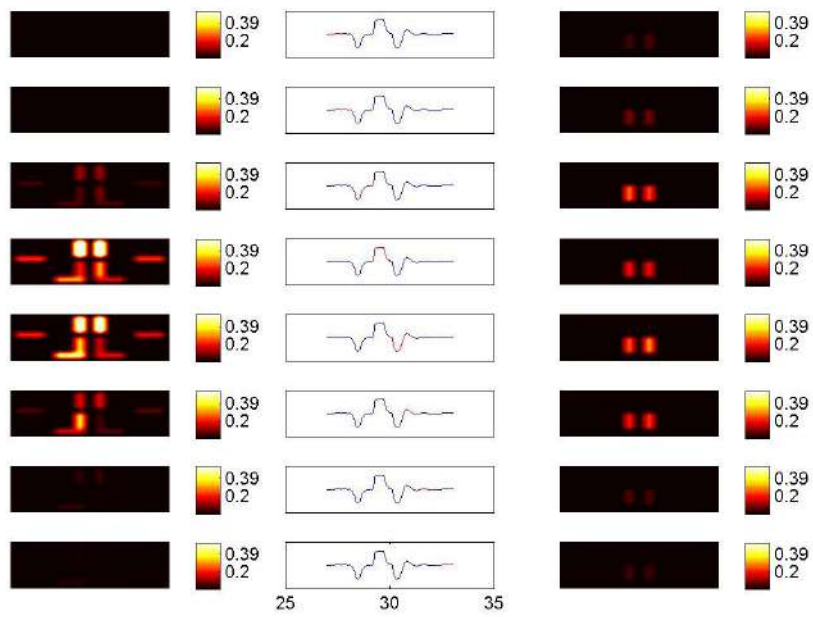


Figura 44: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 com dor em 120°/s.

Voluntário 2 – 90°/s

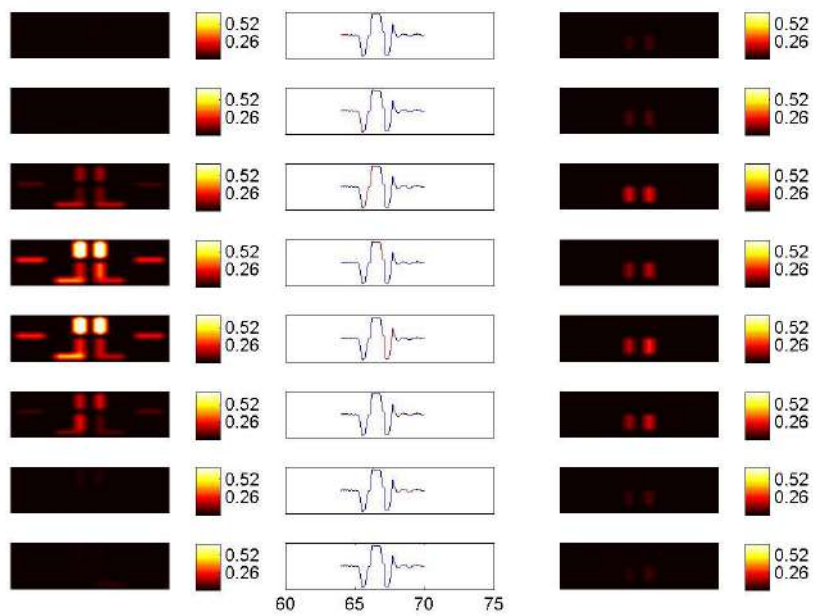


Figura 45: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 com dor em 90°/s.

Voluntário 2 – 60°/s

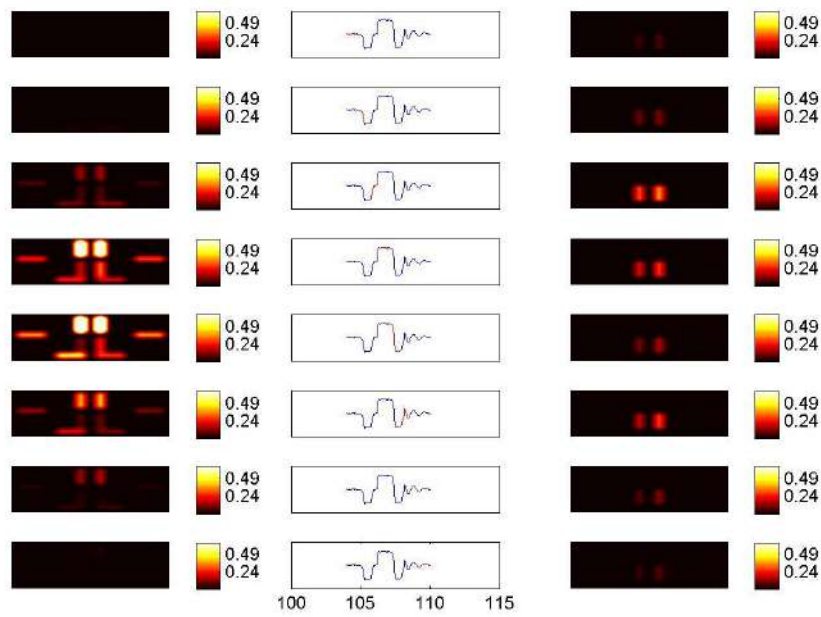


Figura 46: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 2 com dor em 60°/s.

Voluntário 3 – 120°/s

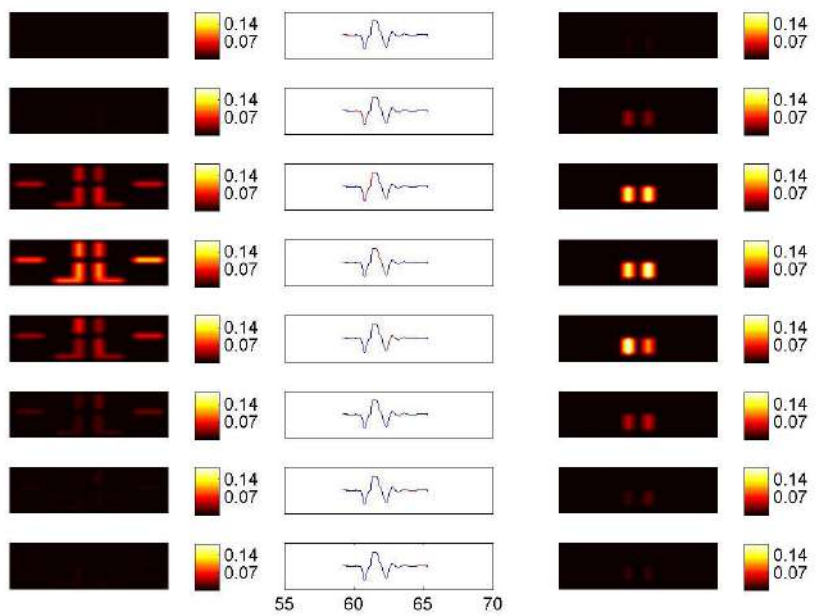


Figura 47: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 com dor em 120°/s.

Voluntário 3 – 90°/s

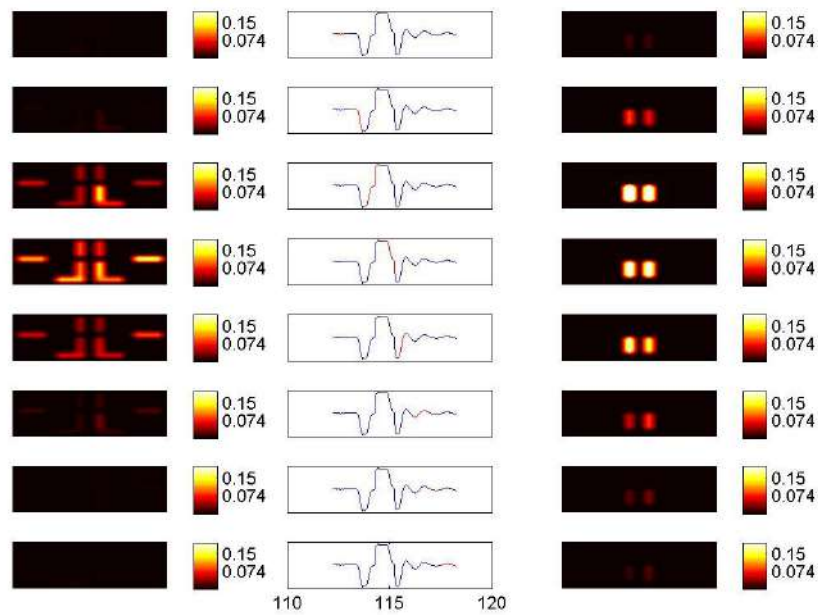


Figura 48: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 com dor em 90°/s.

Voluntário 3 – 60°/s

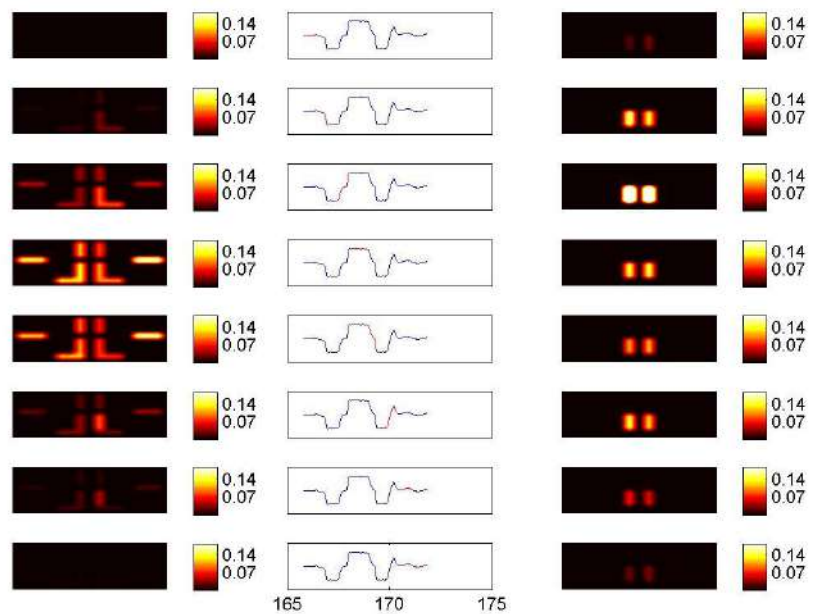


Figura 49: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 3 com dor em 60°/s.

Voluntário 4 – 120°/s

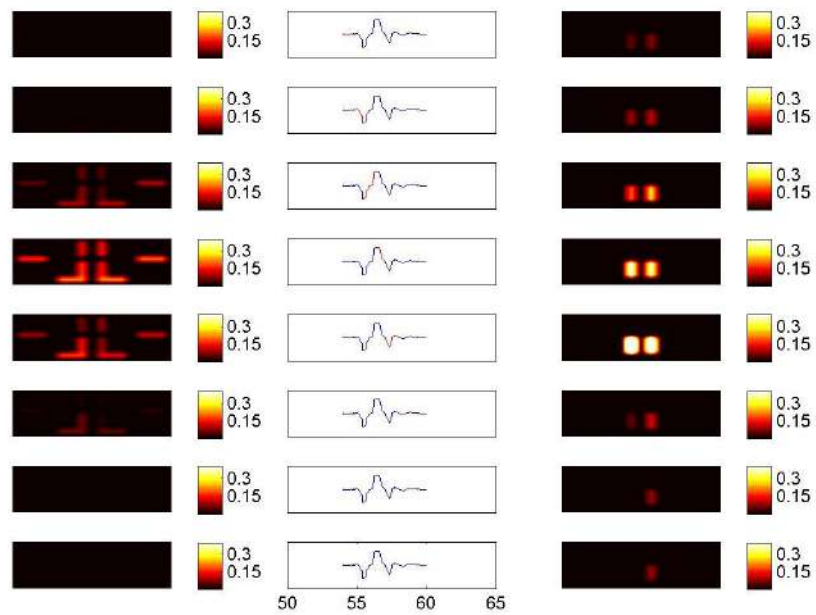


Figura 50: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 4 com dor em 120°/s.

Voluntário 4 – 90°/s

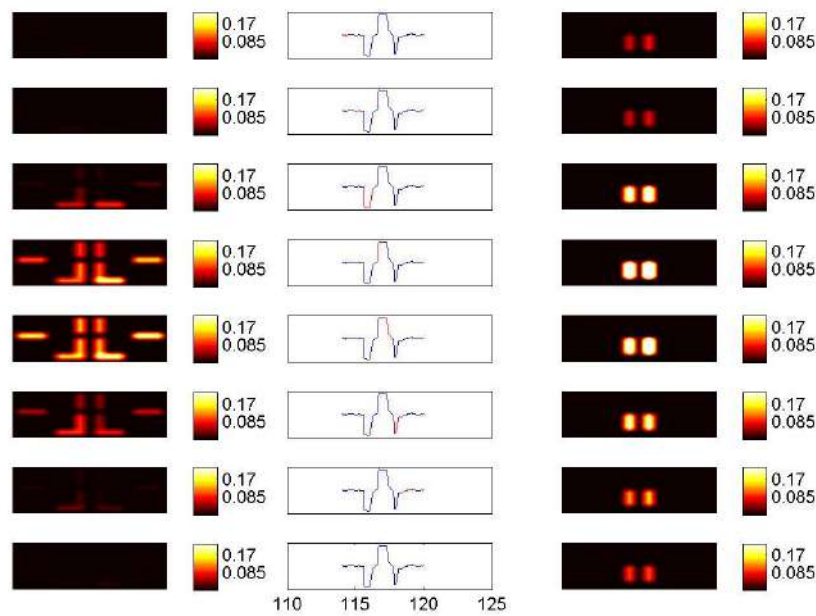


Figura 51: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 4 com dor em 90°/s.

Voluntário 4 – 60°/s

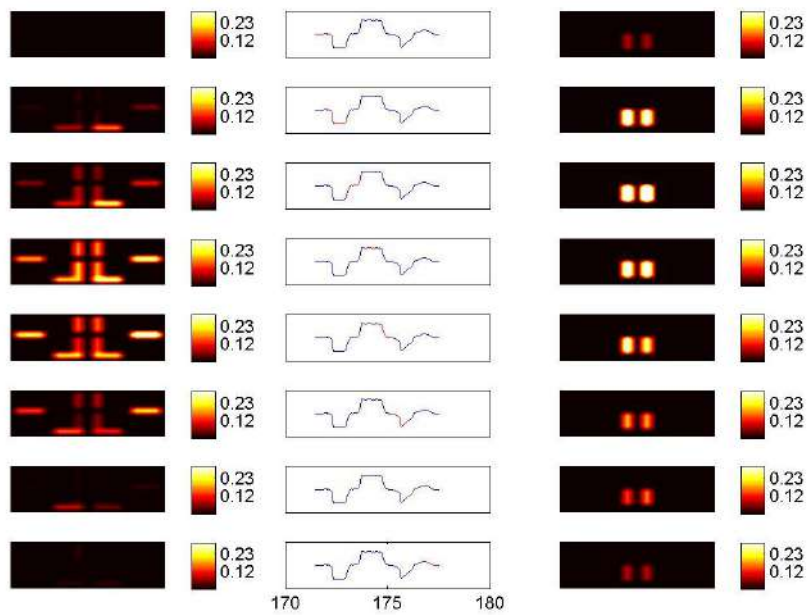


Figura 52: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 4 com dor em 60°/s.

Voluntário 6 – 120°/s

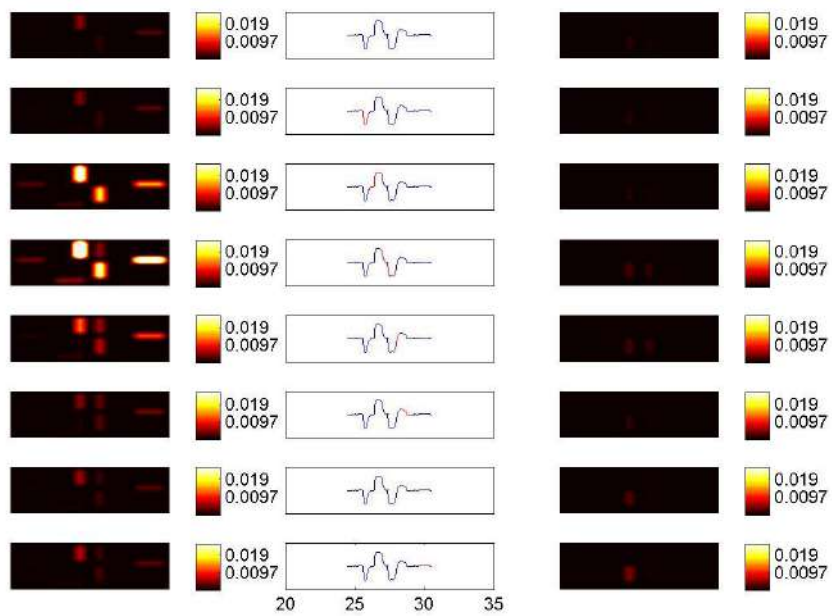


Figura 53: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 6 com dor em 120°/s.

Voluntário 6 – 90°/s

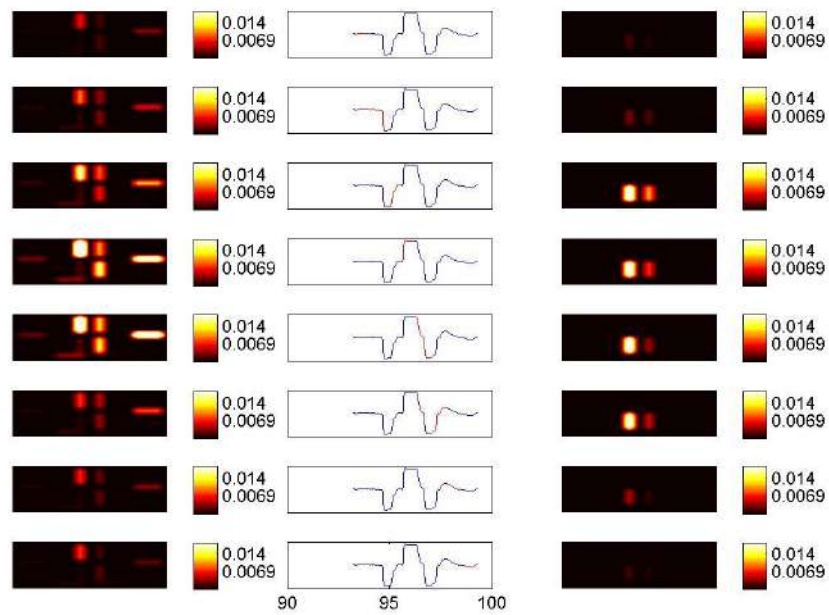


Figura 54: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 6 com dor em 90°/s.

Voluntário 6 – 60°/s

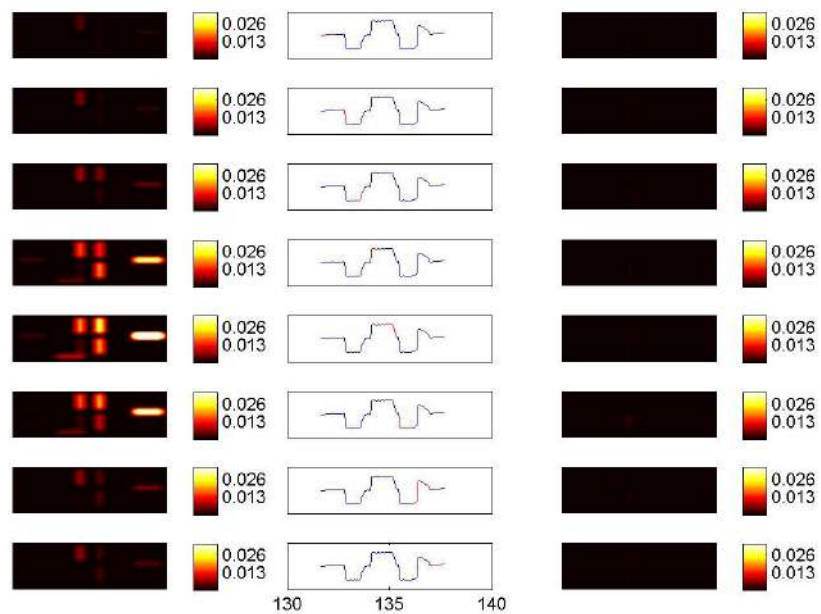


Figura 55: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 6 com dor em 60°/s.

Voluntário 7 - 120°/s

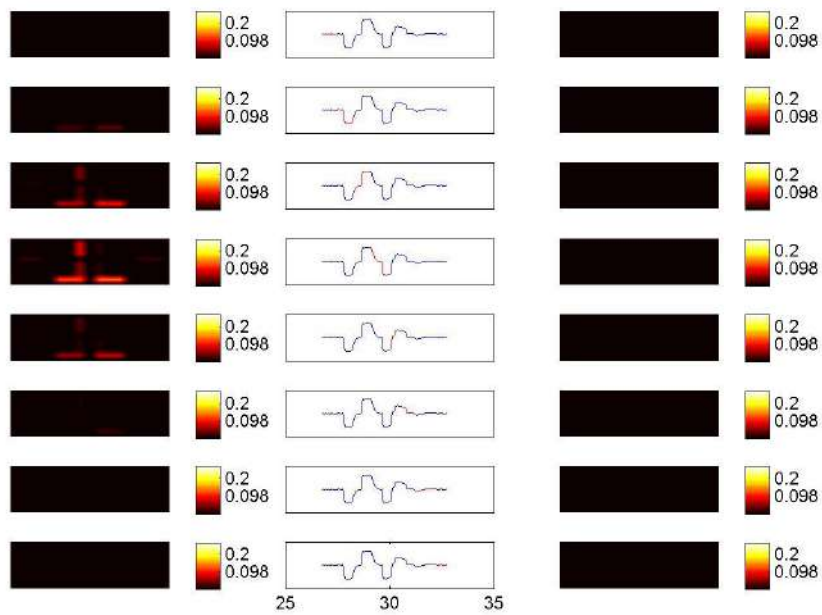


Figura 56: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 7 com dor em 120°/s.

Voluntário 7 - 90°/s

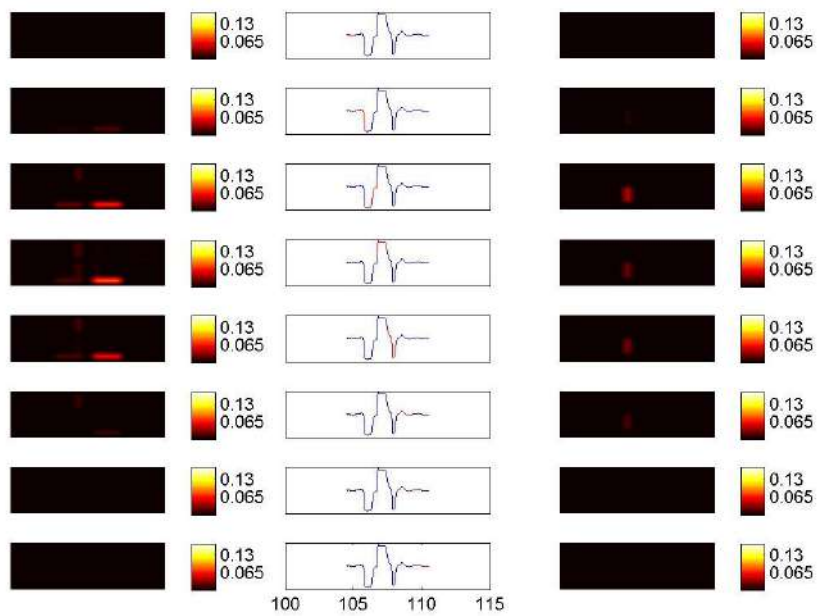


Figura 57: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 7 com dor em 90°/s.

Voluntário 7 – 60°/s

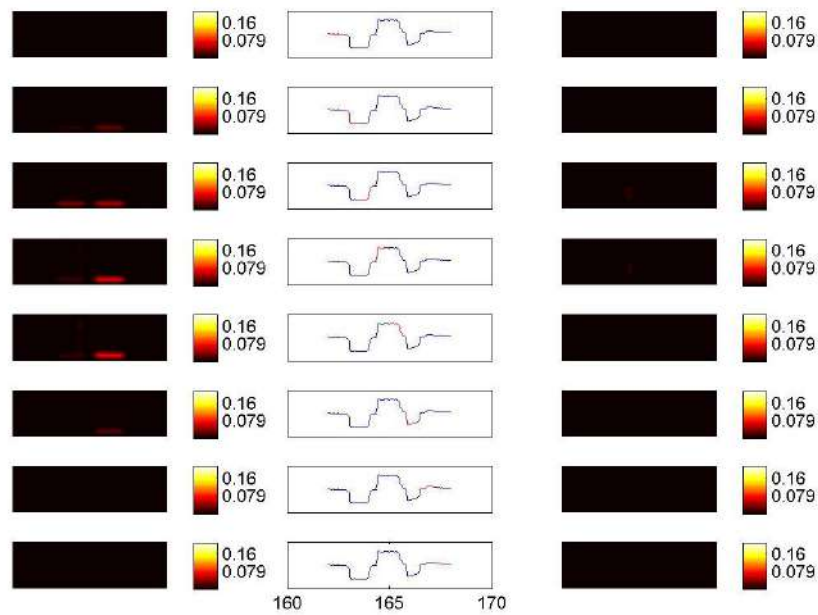


Figura 58: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 7 com dor em 60°/s.

Voluntário 8 – 120°/s

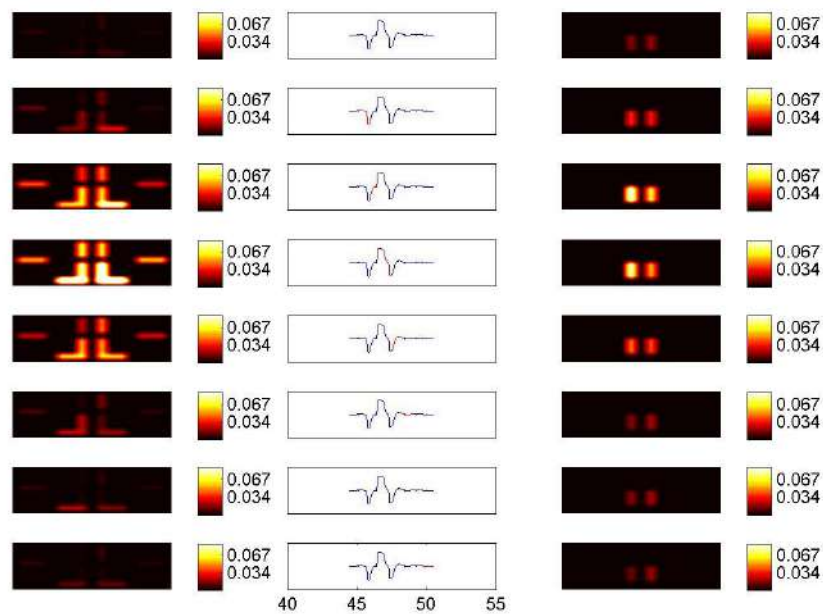


Figura 59: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 8 com dor em 120°/s.

Voluntário 8 – 90°/s

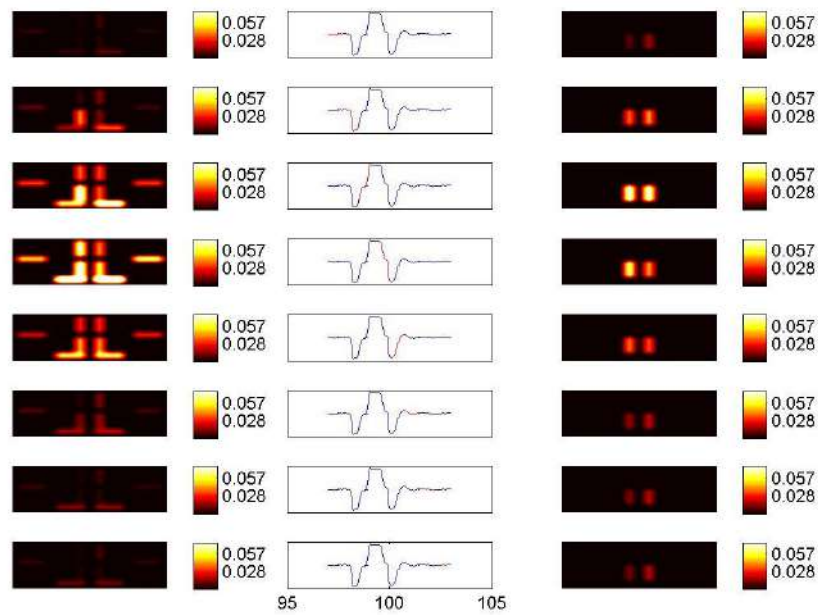


Figura 60: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 8 com dor em 90°/s.

Voluntário 8 – 60°/s

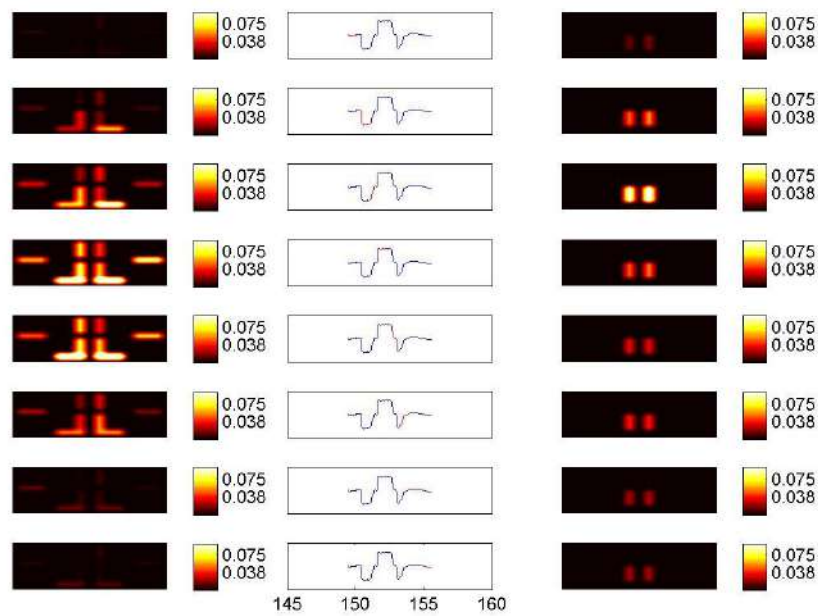


Figura 61: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 8 com dor em 60°/s.

Voluntário 9 – 120°/s

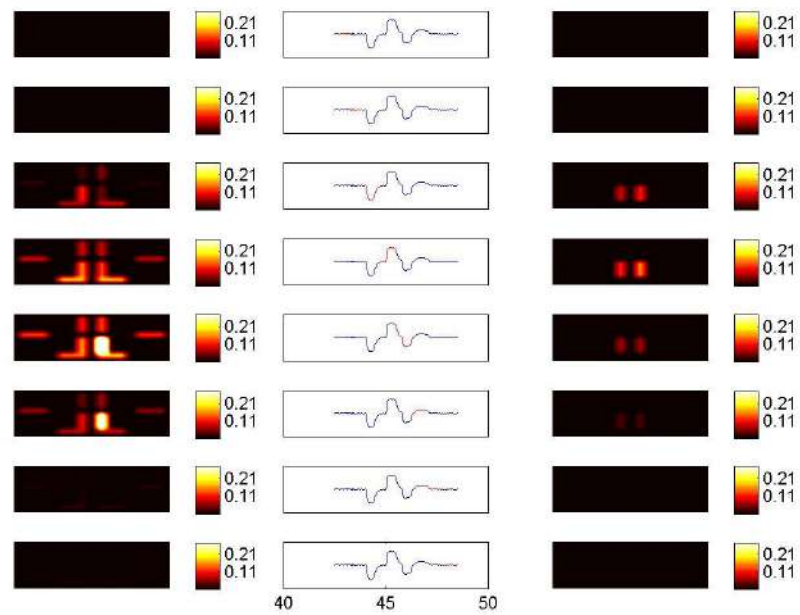


Figura 62: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 9 com dor em 120°/s.

Voluntário 9 – 90°/s

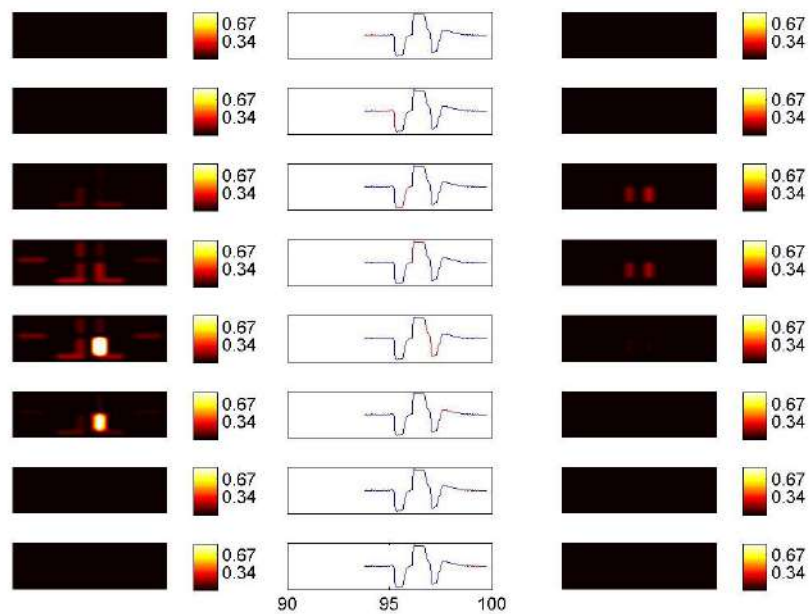


Figura 63: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 9 com dor em 90°/s.

Voluntário 9 – 60°/s

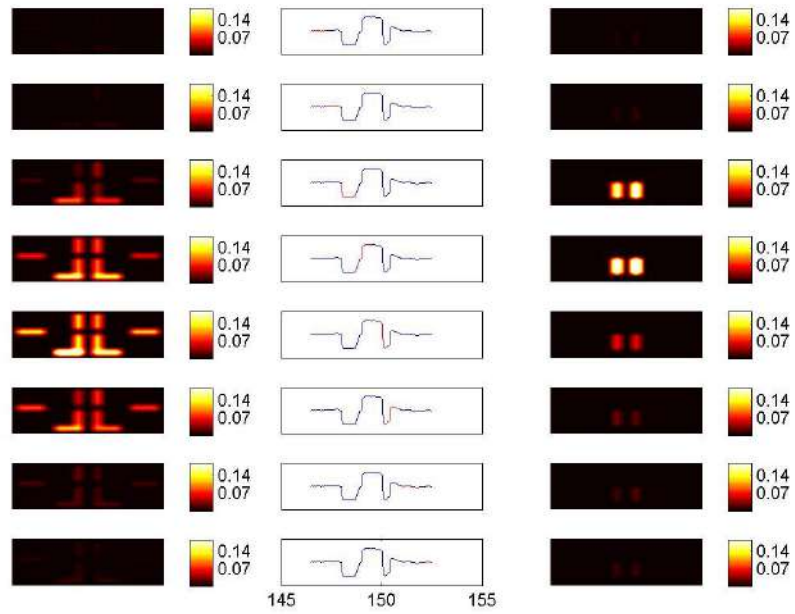


Figura 64: Imagens topográficas dos músculos do tronco do voluntário 9 com dor em 60°/s.