



MESTRADO EM ENGENHARIA DE SEGURANÇA E HIGIENE OCUPACIONAIS

Engenharia de Segurança e Higiene Ocupacionais
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

AVALIAÇÃO DA EVOLUÇÃO DE FADIGA: APLICAÇÃO DE ACELERÓMETROS TRI-AXIAIS E FILTRAGEM DIGITAL EM SIMULAÇÃO LABORAL DE CARREGAMENTO DE CARGA

Alexandre Sampaio Araújo

Orientador: Professora Doutora Joana Cristina Cardoso Guedes (FEUP)

2019



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Rua Dr. Roberto Frias, s/n 4200-465 Porto PORTUGAL

VoIP/SIP: feup@fe.up.pt ISN: 3599*654
Telefone: +351 22 508 14 00 Fax: +351 22 508 14 40

URL: <http://www.fe.up.pt> Correio Electrónico: feup@fe.up.pt

AGRADECIMENTOS

Gostaria primeiramente de agradecer a Deus e às grandes forças da natureza que me deram força para superar todos os obstáculos e chegar até esse momento final do curso. Agradeço à espiritualidade por me conceder essa oportunidade e colaborar para o meu crescimento e amadurecimento.

A minha mãe, a figura mais importante da minha vida que arduamente me deu suporte em todas as vertentes, sejam elas emocional ou financeira. Sem ela não seria possível chegar a esse ponto. Aos meus amigos que direta ou indiretamente me deram suporte, me deram guarida e me apoiar em todas as decisões.

A fantástica equipe docente que de vi prazer e orgulho em acompanhar e principalmente a minha professora, orientadora veio a Joana Guedes, que cada dia me inspira pelo ser humano e profissionais que é.

À família de amigos que criei dentro do seio da universidade e ao lindo cordão de suporte que me ajudou a ascender sob um clima de harmonia e cooperação.

RESUMO

A fadiga é um fenômeno fisiológico que acomete todo ser vivo dotado de um sistema muscular. Dentro do ambiente de trabalho os esforços realizados pelo trabalhador, sejam eles de baixa ou alta intensidade, podem conduzir a fadiga muscular.

O objetivo principal desse trabalho é avaliar a evolução da fadiga através da análise de sinais de acelerômetros associados a indivíduos, enquanto é realizado movimento manual de carga até a exaustão declarada dos mesmos.

Este trabalho observou o comportamento de 4 indivíduos (2 homens e 2 mulheres) submetidos a exercícios repetitivos, pré-definidos, de movimentação de carga entre dois pontos de apoio. Essa observação realizada através da gravação do experimento, acompanhamento pelo pesquisador e captação de sinais emitidos por acelerômetros associados ao antebraço e ombro do voluntário.

Os sinais foram devidamente tratados e então interpretados de maneira a se obter padrões indicativos da evolução da fadiga. Em conjunto com as imagens, filtros e espectrogramas, foi possível observar um crescimento gradativo das amplitudes de movimento, seguidos de uma estabilização. Ao aproximar-se do final do ensaio, determinado pela comunicação de exaustão pelo próprio voluntário, surge um repentino acréscimo da amplitude seguido de uma queda brusca.

Os resultados mostram que a componente individual é muito presente ainda mais por se tratar de um ensaio sem marcações ou metas pré-definidas. Apesar do número reduzido de voluntários, foi possível estabelecer algumas conexões comuns e perceber que muitas outras aplicações e métodos podem trazer benefícios significativos ao tema.

Palavras-chave: acelerômetros, fadiga muscular, membros superiores, tratamento de sinal.

ABSTRACT

Fatigue is a physiological phenomenon that affects every living being with a muscular system. Within the workplace the efforts made by the worker, whether low or high intensity, can lead to muscle fatigue. In the absence of proper rest, this phenomenon generates discomfort leading the worker to postural adaptations that, however, can lead to musculoskeletal injuries (LME) and when related to work are called LMERT.

This study observed the behavior of 4 individuals (2 men and 2 women) submitted to predefined repetitive exercises of load movement between two support points. This observation was made through the recording of the experiment, follow-up by the researcher and capture of signals emitted by accelerometers associated with the volunteer's forearm and shoulder.

The signs were properly treated and then interpreted to obtain patterns indicative of the evolution of fatigue. Together with the images, filters and spectrograms, it was possible to observe a gradual increase in the range of motion, followed by stabilization. Towards the end of the test, determined by the volunteer's own exhaustion report, a sudden increase in amplitude appears followed by a sudden drop.

The results show that the individual component is much more present because it is an essay without pre-defined markings or goals. Despite the small number of volunteers, it was possible to establish some common connections and realize that many other applications and methods can bring significant benefits to the theme.

Keywords: accelerometers, muscle fatigue, upper limbs, signal treatment.

ÍNDICE

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 CONCEITOS GERAIS.....	16
2.1.1 Estado da Arte.....	16
2.2 Definição da Condição de Fadiga e Respetivas Técnicas de Avaliação.....	17
2.3 Acelerómetros, dinâmica do movimento e deteção de fadiga.....	18
2.4 Enquadramento Legal e Normativo.....	19
3 OBJETIVOS.....	20
3.1 Objetivo Geral.....	20
3.2 Objetivos Específicos.....	20
4 Materiais e Métodos.....	22
4.1 ENSAIOS EXPERIMENTAIS.....	23
4.2 Resultados e Discussão.....	33
5 CONCLUSÃO.....	56
BIBLIOGRAFIA.....	57
ANEXO I.....	60
APÊNDICE I.....	61

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - BioPlux.....	21
Figura 2 - HD Pro Webcam C920 Logitech.....	22
Figura 3 - Caixa.....	22
Figura 4 - Posicionamento dos acelerómetros.....	23
Figura 5 - Evolução da Fadiga.....	25
Figura 6 - Aceleração para antebraço em função do tempo.....	25
Figura 7 - Aceleração para ombro em função do tempo.....	26
Figura 8 - Deslocamento para Ombro em função do tempo.....	29
Figura 9 - Velocidade para antebraço em função do tempo.....	29
Figura 10 - Deslocamento para antebraço em função do tempo.....	30
Figura 11 - Velocidade para ombro em função do tempo.....	30
Figura 12 - Resposta no sinal para pausa do indivíduo em função do tempo.....	31
Figura 13 - Sinal de início de medição em função do tempo.....	31
Figura 14 - Aceleração Indivíduo 3.....	32
Figura 15 – Janela ilustrativa do <i>Signal Analyser</i>	33
Figura 16 - Espectro de frequências Acc.....	34
Figura 17 - Espectro de frequências Acco.....	34
Figura 18 - Determinação das frequências de corte filtro “passa-baixa”.....	35
Figura 19 - Determinação das frequências de corte filtro “passa-alta”.....	35
Figura 20 - Sinal Acc filtrado “Passa-baixo”.....	37
Figura 21 - Sinal Acc Filtrado “Passa-alto”.....	37
Figura 22 - Remoção de ruído.....	38
Figura 23 - Movimento inesperado 1 do indivíduo 1.....	39
Figura 24 - Sinal inesperado 1 do indivíduo 1.....	39
Figura 25 - Movimento inesperado 2 do indivíduo 1.....	40
Figura 26 - Sinal inesperado 2 do indivíduo 1.....	40
Figura 27 - Movimento inesperado 3 indivíduo 1.....	40
Figura 28 - Sinal inesperado 3 do indivíduo 1.....	41
Figura 29 - Movimento inesperado 4 indivíduo 1.....	42

Figura 30 - Sinal inesperado 4 indivíduo 1.....	42
Figura 31 - Movimento inesperado do indivíduo 2.....	43
Figura 32 - Sinal inesperado do indivíduo 2.....	43
Figura 33 - Movimento inesperado do indivíduo 3.....	44
Figura 34 - Sinal inesperado do indivíduo 3.....	44
Figura 35 - Movimento inesperado do indivíduo 4.....	44
Figura 36 - Sinal inesperado do indivíduo 4.....	45
Figura 37 - Comparação entre momentos do ensaio.....	45
Figura 38 - Comparação entre início e fim do ensaio.....	46
Figura 39 - Espectrograma MagnitudeAcc.....	47
Figura 40 - Espectrograma MagnitudeAcc (Filtrado).....	47
Figura 41 - Espectrograma indivíduo 1 Acc.....	49
Figura 42 - Espectrograma indivíduo 1 Acco.....	49
Figura 43 - Espectrograma indivíduo 2 Acc.....	50
Figura 44 - Espectrograma indivíduo 2 Acco.....	50
Figura 45 - Espectrograma indivíduo 3 Acc.....	51
Figura 46 - Espectrograma indivíduo 3 Acco.....	51
Figura 47 - Espectrograma indivíduo 4 Acc.....	52
Figura 48 - Espectrograma indivíduo 4 Acco.....	52
Figura 49 - Acelerómetro <i>Freescale™ MMA8452</i>	54
Figura 50 - Aceleração Antebraço Indivíduo 1.....	61
Figura 51 - Velocidade Antebraço Indivíduo 1.....	61
Figura 52 - Deslocamento Antebraço Indivíduo 1.....	62
Figura 53 - Aceleração Ombro Indivíduo 1.....	62
Figura 54 - Deslocamento Ombro Indivíduo 1.....	63
Figura 55 - Velocidade Antebraço Indivíduo 1.....	63
Figura 56 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Antebraço Indivíduo 1.....	64
Figura 57 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Antebraço Indivíduo 1.....	64
Figura 58 - Velocidade Filtrada Antebraço Indivíduo 1.....	65
Figura 59 - Deslocamento Filtrado Antebraço Indivíduo 1.....	65
Figura 60 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Ombro Indivíduo 1.....	66

Figura 61 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Ombro Indivíduo 1.....	66
Figura 62 - Velocidade Filtrada Ombro Indivíduo 1.....	67
Figura 63 - Deslocamento Filtrada Ombro Indivíduo 1.....	67
Figura 64 - Aceleração Antebraço Indivíduo 2.....	68
Figura 65 - Velocidade Antebraço Indivíduo 2.....	68
Figura 66 - Deslocamento Antebraço Indivíduo 2.....	69
Figura 67 - Aceleração Ombro Indivíduo 2.....	69
Figura 68 - Velocidade Ombro Indivíduo 2.....	70
Figura 69 - Deslocamento Ombro Indivíduo 2.....	70
Figura 70 - Espectro de frequências indivíduo 2.....	71
Figura 71 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Antebraço Indivíduo 2.....	71
Figura 72 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Antebraço Indivíduo 2.....	72
Figura 73 - Velocidade Filtrada Antebraço Indivíduo 2.....	72
Figura 74 - Deslocamento Filtrada Antebraço Indivíduo 2.....	73
Figura 75 – Espectro de Frequência Ombro Indivíduo 2.....	73
Figura 76 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Ombro Indivíduo 2.....	74
Figura 77 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Ombro Indivíduo 2.....	74
Figura 78 - Velocidade filtrada ombro Indivíduo 2.....	75
Figura 79 - Deslocamento filtrado ombro Indivíduo 2.....	75
Figura 80 - Aceleração antebraço indivíduo 3.....	76
Figura 81 - Velocidade antebraço indivíduo 3.....	76
Figura 82 - Deslocamento antebraço indivíduo 3.....	77
Figura 83 - Deslocamento ombro indivíduo 3.....	77
Figura 84 - Aceleração Ombro Indivíduo 3.....	78
Figura 85 - Velocidade Ombro Indivíduo 3.....	78
Figura 86 - Espectro de Frequências Indivíduo 3.....	79
Figura 87 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Antebraço Indivíduo 3.....	79
Figura 88 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Antebraço Indivíduo 3.....	80
Figura 89 - Velocidade filtrada antebraço Indivíduo 3.....	80
Figura 90 - Deslocamento filtrado antebraço Indivíduo 3.....	81
Figura 91 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Ombro Indivíduo 3.....	82

Figura 92 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Ombro Indivíduo 3.....	82
Figura 93 - Velocidade Filtrada Ombro Indivíduo 3.....	83
Figura 94 - Deslocamento Filtrado Ombro Indivíduo 3.....	83
Figura 95 - Aceleração Antebraço Indivíduo 4.....	84
Figura 96 – Velocidade Antebraço Indivíduo 4.....	84
Figura 97 - Deslocamento Antebraço Indivíduo 4.....	85
Figura 98 - Aceleração Ombro Indivíduo 4.....	85
Figura 99 - Velocidade Ombro Indivíduo 4.....	86
Figura 100 - Deslocamento Ombro Indivíduo 4.....	86
Figura 101 - Filtro Aceleração Antebraço "Passa-baixo" Indivíduo 4.....	87
Figura 102 - Filtro Aceleração Antebraço "Passa-alto" Indivíduo 4.....	87
Figura 103 - Velocidade Filtrada Antebraço Indivíduo 4.....	88
Figura 104 - Deslocamento Filtrado Antebraço Indivíduo 4.....	88
Figura 105 – Velocidade Filtrada Ombro Indivíduo 4.....	89
Figura 106 - Deslocamento Filtrada Ombro Indivíduo 4.....	89

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Diretivas Europeias x Legislação Portuguesa referente às LMERT.....	19
Tabela 2 - Dados dos indivíduos.....	24
Tabela 3 - Evolução de Fadiga Escala de Borg.....	25

PARTE 1

1 INTRODUÇÃO

Desde o nascimento, o ser humano, além de outros fatores vitais, necessita da utilização dos grupos musculares para todos movimentos corporais, voluntários ou involuntários, do mais simples, como estender a mão, até a pirueta de uma ginasta digna de medalha de ouro. Considerando a importância dos grupos musculares em diversas áreas da vida, é importante também perceber e direcionar o olhar para as respostas dadas pelos músculos quando submetidos a esforços.

No exercício das funções diárias, principalmente nos desenvolvimentos laborais, alguns conjuntos musculares são por vezes submetidos a esforços repetitivos. Como em muitos ambientes de trabalho, quer seja por impossibilidade, quer por opção, a movimentação manual de cargas (MMC) é muito usual.

Sendo assim, uma condição muito “corriqueira”, a fadiga muscular, acaba por desencadear desconfortos e futuras lesões, que estão associados a inúmeros problemas de caráter pessoal, ambiental e financeiro. A fadiga muscular, é tipicamente medida como um declínio ao longo do tempo em força, precisão ou velocidade de desempenho.

De acordo com a Diretiva 90/269/CEE, a MMC consiste em atividades, executada por um ou diversos trabalhadores: levantar, agarrar, abaixar, empurrar, puxar, transportar ou deslocar uma carga.

Embora tenha vindo a diminuir nos últimos tempos, a taxa de trabalhadores da UE-25 que afirma transportar, ou deslocar, cargas pesadas é ainda elevada (34,5%), atingindo 38,0% na UE-10 (Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho, 2005). Entretanto existe uma preocupação clara no que diz respeito ao bem-estar dos trabalhadores, em escala global, mas nesse caso direcionado ao território europeu.

De acordo com a Eurofound (2017), que a mais de 20 anos sumariza, compara e analisa observações obtidas pelos representantes distribuídos pelos países em foco na seara laboral, mostra que medidas para a melhoria da vida laboral foram desenvolvidas em Portugal.

Para além disso, no decorrer de uma atividade repetitiva de manipulação de carga à medida que o indivíduo perde, gradativamente, sua capacidade muscular devido à fadiga, para manter a atividade o mesmo tende a compensar o movimento, mesmo que involuntariamente, utilizando outros grupos musculares e posturas distintas das iniciais, as quais podem trazer maiores prejuízos.

De forma a exemplificar, em seu trabalho investigativo, Fuller et al. (2009) diz que em uma tarefa repetitiva mais complexa, envolvendo múltiplas articulações, o desempenho foi mantido alterando os movimentos do cotovelo e do punho para compensar uma posição alterada do ombro.

Muitas vezes o desconforto está presente no dia-a-dia, porém a longo prazo podem-se desenvolver lesões. A designação “lesões musculoesqueléticas” relacionadas ou ligadas ao

trabalho (LMERT ou LMELT) inclui um conjunto de doenças inflamatórias e degenerativas do sistema locomotor (Queiroz et al., 2008).

Muitos são os métodos disponibilizados para avaliação ergonômica de forma prática e rápida. Os métodos foram desenvolvidos com o propósito de servir como uma ferramenta fiável e económica. Entretanto, tais métodos são muito genéricos, além de desconsiderarem fatores e variáveis que individualiza cada atividade e, até mesmo, cada indivíduo assim como as suas particularidades.

Dessa maneira, métodos mais rebuscados e detalhistas são utilizados mesmo que em ambiente académico. São esses sustentados por instrumentos como, por exemplo, sistemas baseados em centrais inerciais para reprodução do movimento em 3D, sistemas baseados em câmaras de precisão, acelerómetros, eletromiografia, etc.

Entretanto, para a aplicação em análise de fadiga, ao menos nos últimos anos, não foram utilizados apenas acelerómetros para a medição. Desta forma torna-se importante a verificação da viabilidade da aplicação de acelerómetros combinado com questionários e recursos audiovisuais, mais especificamente.

2 CONCEITOS GERAIS

2.1.1 Estado da Arte

A busca e seleção dos artigos foram realizadas através de duas bases de dados eletrônicas: Web of Science e Scopus. A pesquisa foi direcionada à fadiga muscular levando em consideração o foco em estudos com acelerômetros e membros superiores. Foi utilizado o PRISMA como método de organização.

A busca foi realizada com a combinação de palavras-chave, em inglês, com o termo “fadiga-muscular”. As palavras estão diretamente relacionadas com acelerômetros, membros superiores, movimento e cinética. O intuito foi considerar o maior número de correlações importantes às análises. Apesar de o objetivo ser direcionado aos ambientes de trabalho, foi importante considerar de maneira geral o estudo da fadiga muscular.

Especificamente, os termos utilizados em conjunto com “*Muscle Fatigue*” foram: “*Accelerometer*”, “*Repetitive Work*”, “*Upper Limbs*”, “*Force Sensor*”, “*Postural Control*”, “*Lifting*”, “*Tracking*”, “*Movement Variability*”, “*Forearm Muscles*”, “*Repetitive Lifting*”, “*Manual Handling*”, “*Reflex*”, “*Biomechanics*”, “*Arm Movement*”, “*Kinetic*”, and “*Musculoskeletal disorders*”.

A pesquisa inicial gerou 12817 artigos antes da aplicação de qualquer filtro. Desse total, 6816 foram encontrados no *Scopus* e 6001 no *Web of Science*. O passo seguinte foi aplicar os filtros disponibilizados pelas ferramentas de pesquisa das bases de dados. Em princípio o ano de publicação (2015-2019), seguido do tipo de documento (artigos e revisões). Apenas artigos escritos em língua inglesa foram considerados.

Apos a aplicação desses filtros, o número de artigos selecionados foi 2274, sendo 1052 vindos do *Scopus* e 1222 do *Web of Science*. A próxima etapa foi eliminar as cópias, dentre o qual gerou ao fim, 820 artigos.

Os passos seguintes para escolha dos artigos de análise foram:

- a) Análise de títulos e resumos: todos os artigos relacionados com desporto e soldados, doenças e recuperação, idosos e crianças, membros inferiores, músculos faciais, efeitos de medicamentos, análises químicas ou estudos que selecionam um dos sexos, foram excluídos automaticamente. Essa etapa gerou 39 artigos prováveis à análise.
- b) Alguns artigos não apresentavam disponibilidade de acesso, do qual foi decidido eliminá-lo, reduzindo o número para 14 artigos.
- c) O texto integral dos artigos remanescentes foi considerado e foram levados em conta fatores como: amostra bem definida, estudo direcionado ao ambiente de trabalho ou semelhante e outros pontos julgados relevantes.

2.2 Definição da Condição de Fadiga e Respetivas Técnicas de Avaliação

Dentre as inúmeras definições para fadiga, pode-se defini-la como qualquer redução induzida pelo exercício na capacidade máxima de gerar força ou potência (Vøllestad, 1997). Trata-se de um conjunto de fatores físico-químicos que, através de exercícios, geram a redução gradativa da força muscular, velocidade, além de efeitos como alterações na capacidade de concentração e assertividade.

A Fadiga Muscular Localizada (FML) tem sido reconhecida como uma medida importante na investigação da redução de lesões musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho (LMERT) (Rashedi & Nussbaum, 2016). Muitas teorias têm sido desenvolvidas propondo uma potencial conexão entre FML e LMERT (Armstrong et al. 1993).

Normalmente, a fadiga muscular é reversível, mas pode levar a lesões permanentes em casos específicos (Al-Mulla, Sepulveda, & Colley, 2011). A fadiga física ocorre a partir de dois tipos de atividades: atividade muscular submáxima (por exemplo, usando uma bicicleta ergométrica ou esteira motorizada) e atividade muscular máxima (por exemplo, pressionando um dinamômetro ou levantando uma carga com grande força) (Luger, Bosch, Hoozemans, Veeger, & de Looze, 2016; Baptista, Scheeren, Macintosh, & Vaz, 2009).

Além disso, durante o desenvolvimento da fadiga, a tendência é que, mesmo involuntariamente, o esforço do grupo muscular mais afetado seja distribuído para outros músculos. Para manter o desempenho da tarefa, os participantes empregaram pequenas compensações em vários ângulos articulares (McDonald, Tse, & Keir, 2016). A grande amplitude de movimentos e graus de liberdade da parte superior, incluindo o complexo do ombro, cotovelo e punho, criar uma grande área de trabalho para a mão e oportunidades para muitas estratégias de movimento multiarticular (McDonald, Mulla, & Keir, 2019).

Entretanto, tratando-se do centro de gravidade, essa alteração poderá gerar lesões que quando associadas ao trabalho são consideradas Lesões Musculoesqueléticas Relacionadas ao Trabalho (LMERT). O centro de gravidade baseia-se na disposição em que o corpo se encontra. Cada pequeno movimento altera a localização desse ponto e dessa forma, para evitar uma grande instabilidade e/ou queda, por exemplo, o corpo humano distribui as forças atuantes através da sua musculatura e da articulabilidade de seu esqueleto.

No decorrer do tempo, alguns métodos de análise e detecção da fadiga foram desenvolvidos e são amplamente utilizados. De acordo com Hussain et al. 2018, a fadiga é um fenômeno fisiológico que pode ser observado através da eletromiografia de superfície (EMGs) com maior precisão. Entretanto, de acordo com Irani, Nasrollahi, & Moeslund, 2014, a tecnologia atual para medir cansaço, como a eletromiografia (EMG), requer a instalação alguns sensores no corpo.

A maioria das tecnologias disponíveis para detectar a ocorrência de fadiga física (em termos de compensação de tempo de fadiga e / ou nível de fadiga) usa sensores baseados em contato, como medidor de força, eletromiograma (EMG) e mecanomiograma (MMG) (Haque, Mohammad Ahsanul, Irani, Ramin, Nasrollahi, Kamal, Moeslund, Thomas B., 2016), as quais de alguma forma acabam por sofrer interferência de algum fator externo.

A análise de movimento 3D é uma ferramenta que também utilizada com uma certa frequência, mesmo que possua abordagens distintas. Trata-se da reprodução do movimento através da análise de imagem da triangulação de várias câmaras ou centrais inerciais. Vários métodos não invasivos baseados em vídeo para detecção e quantificação de fadiga foram colocados na literatura (Haque et al. 2016).

2.3 Acelerómetros, dinâmica do movimento e detecção de fadiga

Os acelerómetros também são utilizados na detecção de fadiga de maneira em que é possível se observar, nos três eixos, a dinâmica do movimento. De acordo com Sheerin, Reid, & Besier, 2019, os acelerómetros podem diferir em uma faixa de parâmetros, que pode afetar a qualidade do sinal. As diferenças podem surgir o intervalo capturado; se o alcance do sinal exceder o alcance de captura do dispositivo, o sinal medido será cortado em as extremidades (Sheerin et al., 2019).

A medição do movimento humano adiciona ruído de sinal, portanto, uma frequência de amostragem ainda maior (5 a 10 vezes a frequência mais alta) é necessária para obter uma reconstrução adequada (David A. Winter, 2009). De acordo com Sheerin et al., 2019, sempre haverá oscilação de acelerómetros montados na pele, por isso é importante conhecer as características dessa oscilação.

Sequencialmente, porém, não menos importante, a observação do estado e evolução da fadiga do indivíduo analisado pode ser realizada, além de métodos quantitativos, pelos métodos qualitativos, disponibilizando mais uma fonte de observação e comparação, mesmo essa sendo subjetiva. Escala de Borg ou Escala de Classificação de Esforço Percebido de Borg, é usada para medir o esforço percebido durante uma atividade física (E, T, I, & C, 2017), onde é pedido que o indivíduo classifique a intensidade da dor ou exaustão durante e depois de realizar um conjunto de atividades.

De acordo com Bernardo, 2017, estudos utilizando apenas acelerómetros como método avaliativo da fadiga não foram encontrados, mostrando que existe uma possibilidade futura de pesquisa no uso dessa metodologia, combinada com um sistema de análise de movimento.

Neste âmbito, o presente trabalho pretende contribuir com uma análise exploratória de dados a partir de acelerómetros tri-axiais e análise de movimento em 3D, que auxilie a detecção de fadiga. Enquanto um grupo de indivíduos é submetido à repetição de uma atividade pré-definida, levando-os à fadiga. Pretende-se que os dados sejam tratados e analisados de modo a perceber o comportamento humano no decorrer da realização de uma tarefa até a fadiga.

Dessa maneira torna-se possível, através dos resultados, comparar os dois métodos escolhidos e correlacioná-los com fatores comuns e individuais, tendo em consideração dois métodos opostos, no que diz respeito ao contato com o indivíduo.

2.4 Enquadramento Legal e Normativo

A legislação portuguesa disponível para o quesito LMERT, é derivada das Diretivas Europeias existentes sendo essas limitadas às responsabilidades do empregador para com empregado. Na Tabela 1 é possível observá-las.

Tabela 1 - Diretivas Europeias x Legislação Portuguesa referente às LMERT

Diretivas Europeias	Legislação Portuguesa	Descrição
Diretiva n.º. 89/391/CEE, de 12 de Junho	Lei n.º. 102/2009, de 10 de Setembro	Regime jurídico da promoção da segurança e saúde no trabalho.
Diretiva n.º. 89/654/CEE, de 30 de Novembro	Decreto-Lei n.º. 347/93, de 1 de Outubro Portaria n.º. 987/93, de 6 de Outubro	Prescrições mínimas de segurança e de saúde para os locais de trabalho.
Diretiva n.º. 90/269/CEE, de 29 de Maio	Decreto-Lei n.º. 330/93, de 25 de Setembro	Prescrições mínimas de segurança e de saúde na movimentação manual de cargas.

Documentos oficiais elaborados pela Eurofund compilam, anualmente, informações relevantes sobre as condições de trabalho dos países europeus.

Em conjunto com a evolução dos estudos relacionados à qualidade do trabalho e a maior atenção pública às condições da higiene e saúde, trouxeram a atenção à órgãos responsáveis e a gradual implementação da legislação local.

A Organização Internacional do Trabalho (OIT), em 19 de Junho de 1947, durante a Conferência Geral realizada na cidade de Genebra, estabeleceu uma regulamentação para um sistema de inspeção de trabalho em meios industriais. Em Portugal, a convenção foi ratificada apenas em 6 de Janeiro de 1962 através do Decreto-Lei n.º 44148.

O mesmo ocorreu em 25 de Junho de 1969, onde a OIT regulamentou o sistema de inspeção agora direcionado à agricultura. Portugal ratificou-a em 17 de Junho de 1981 através do Decreto n.º 91/81.

Ou seja, através da legislação é possível garantir uma maior segurança e manutenção da qualidade de vida do trabalhador. Ainda há um longo caminho no que diz respeito à preocupação com a saúde e segurança do trabalho. Existe uma grande necessidade de conscientização tanto por parte do empregador quanto do próprio trabalhador.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

- Estudo da evolução da fadiga através de sinais de acelerómetros e observação, com base em análise de movimento manual de cargas em membros superiores.

3.2 Objetivos Específicos

- Coleta de dados de fadiga em relação ao movimento utilizando acelerómetros e recurso de vídeo;
- Definição de tipo de filtragem e respetivas variáveis e aplicação dos filtros nos sinais previamente recolhidos;
- Comparação dos sinais pré e pós filtragem, com o reforço das informações adicionais.

PARTE 2

4 Materiais e Métodos

Para realização das medições foram utilizados:

- a) BioPLUX é um equipamento que permite recolher sinais dos sensores conectados a um dos 8 canais disponíveis. A transmissão é realizada via Bluetooth para o computador, onde é possível acompanhar as oscilações em simultâneo. O sensor utilizado foram os acelerómetros ou ACC, os quais se conectam cada um a 3 portas do aparelho, sendo cada porta correspondente a um eixo (x, y e z). O sinal das acelerações é medido em miliG e fornece os dados da magnitude em bruto de cada eixo (Figura 1).



Figura 1 - BioPlux

- b) O software que permite a observação e captura das variações manifestadas nos sensores do BioPlux, é o MonitorPLUX. Este pode ser instalado em qualquer computador e permite, de maneira intuitiva, a configuração dos sensores, desde alteração dos nomes à seleção da frequência (Hz). Os dados recolhidos através MonitorPLUX são guardados em formato de texto (*.txt) oferecendo a oportunidade de aplicação dos dados em outros softwares de leitura/cálculo.
- c) SkillCapture de captura de imagens através das câmaras conectadas ao computador. Para esse ensaio, foram utilizadas duas câmaras HD Pro Webcam C920 da Logitech (Figura 2). O software em questão foi utilizado apenas como gravador do ensaio.



Figura 2 - HD Pro Webcam C920 Logitech

4.1 ENSAIOS EXPERIMENTAIS

O primeiro ponto do procedimento foi a seleção dos indivíduos. Foram consideradas pessoas de ambos os sexos de forma a englobar maior variedade de análises e desconsiderados indivíduos que possuíssem alguma doença crónica ou deficiência que pudesse ser limitante em relação ao movimento/esforço.

A seguir foi montado uma estrutura simples, que simula um posto de trabalho de carga/descarga de cargas de caixas com pega (Figura 3). A caixa, carregada de maneira uniforme com 10 kg, é recolhida de um suporte a 72 cm de altura e descarrega o mesmo em outro suporte que está a 180 cm de distância e posicionado a uma altura de 48 cm.



Figura 3 - Caixa

As câmaras foram posicionadas a 140 cm de altura, sendo que uma delas está em frente ao indivíduo e outra está posicionada perpendicularmente em relação à primeira.

Dois acelerómetros foram utilizados, sendo um deles posicionado no antebraço dominante e outro no ombro, também no lado dominante do observado (. A determinação do braço dominante

baseou-se pela mão de escrita de cada indivíduo. No caso de estudo em questão, todos os indivíduos eram destros. O posicionamento dos acelerômetros foi realizado em apenas um dos braços visto que a manipulação da caixa pôde ser considerada como um movimento simétrico (Figura 4).



Figura 4 - Posicionamento dos acelerômetros

Em relação às características físicas e hábitos, podemos observá-las na Tabela 2.

Tabela 2 - Dados dos indivíduos

Indivíduo	1	2	3	4
Idade	38	25	23	33
Sexo	Feminino	Feminino	Masculino	Masculino
Altura (cm)	153	173	183	168
Peso (kg)	47	52	71	63
Observações	Não realiza atividade física regularmente	Não realiza atividade física	Não realiza atividade física regularmente	Não realiza atividade física regularmente

Após o posicionamento dos equipamentos, o voluntário foi orientado a realizar, desde o sinal de início (acionamento do software Monitor BioPlux e SkillCapture), a efetuar o movimento de transferência da caixa de um suporte a outro da forma que seria feita caso este fosse submetido ao movimento em um ambiente de trabalho. A escala de esforço de Borg foi apresentada previamente com o propósito de acompanhar a evolução da fadiga.

Além disso foi encorajado o diálogo constante, de forma a comunicar alterações importantes, como: dores, sudorese, adaptações posturais, alterações na respiração, entre outros. Não houveram períodos determinados para a realização das perguntas sobre o estado do indivíduo, de

maneira em que o próprio indivíduo manifestou seus sintomas e coube ao observado investigar mais a fundo as situações e o posicionamento na escala de Borg.

A escala de Borg utilizada foi dividida em 11 níveis de esforço, onde 0 implica “nenhum esforço” e 10, “Exaustão”. Sendo assim, cada graduação na escala e/ou alteração considerada importante foi apontada juntamente com o momento temporal em que o mesmo ocorreu. Erro: Origem da referência não encontrada apresenta a evolução dos sintomas em função da escala de Borg adotada e pode ser observada no Figura 5.

Tabela 3 - Evolução de Fadiga Escala de Borg

Nível	Esforço	Indivíduo 1		Indivíduo 2		Indivíduo 3		Indivíduo 4	
		Tempo (seg)	Sintomas	Tempo (seg)	Sintomas	Tempo (seg)	Sintomas	Tempo (seg)	Sintomas
0	Nenhum	0	-	0	-	0	-	0	-
1	Mínimo	373	-	60	-	-	-	163	-
2	Pouco	486	-	90	-	90	-	259	Desc. Lombar
3	Moderado	860	Desc. abdominal	270	Desc. nas costas	255	Mudança da pega	492	Mudança da pega
4	Pouco Difícil	1080	Desc. Lombar	360	Dor nas costas e ombro direito	356	Desc. mão direita	645	Sudores
5	Difícil	1140	Mudança da pega	550	Respiração acelerada	643	Sensação de aquecimento no corpo	1094	Dor nos ombros e antebraço direito
6	Mais Difícil	1175	Dor nas costas/abd. m.	750	Sensação de aquecimento no corpo	651	-	1455	Dor nos braços
7	Muito Difícil	1233	Desc. nos braços	990	Sudorese no couro cabeludo	693	Mudança na rotação do corpo	1890	-
8	Extremamente Difícil	1468	Dor nos braços	1112	-	812	-	1950	-
9	Esforço Máximo	1563	-	1531	-	950	-	2040	-
10	Exaustão	1571	-	1542	-	961	-	2310	-

Os sinais gerados pelos acelerômetros foram compilados e oferecidos ao operador em formato *.txt*, o qual permite a conversão do mesmo em um formato Excel. Como supracitado, os valores obtidos através do aparelho, necessitam de uma transformação de *miliG* para m/s^2 . A equação é fornecida pelo fabricante e está disponível no Anexo I.

A seguir, utilizando métodos de integração em conjunto com o software *MatLab®*, os valores numéricos puderam ser convertidos em velocidades e deslocamentos, os quais nos permitiram observações mais amplas. As equações integrais utilizadas para calcular a velocidade e deslocamento estão contidas no Anexo I.

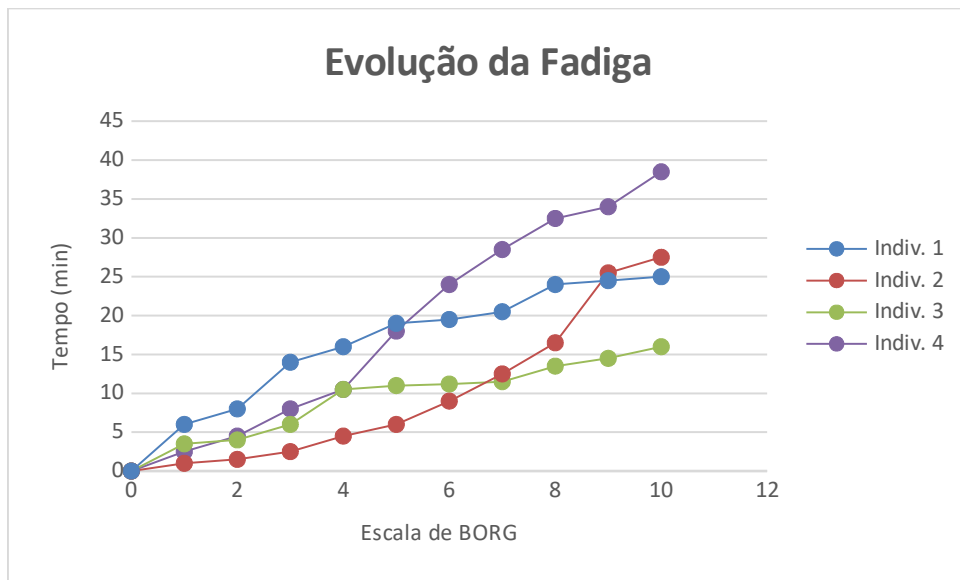


Figura 5 - Evolução da Fadiga

Para cada indivíduo, e tanto para antebraço quanto para ombro, os dados foram convertidos, normalizados e compilados e apresentados como vistos nas Figura 6 e Figura 7. Esse procedimento foi realizado através de um código desenvolvido em *MatLab*.

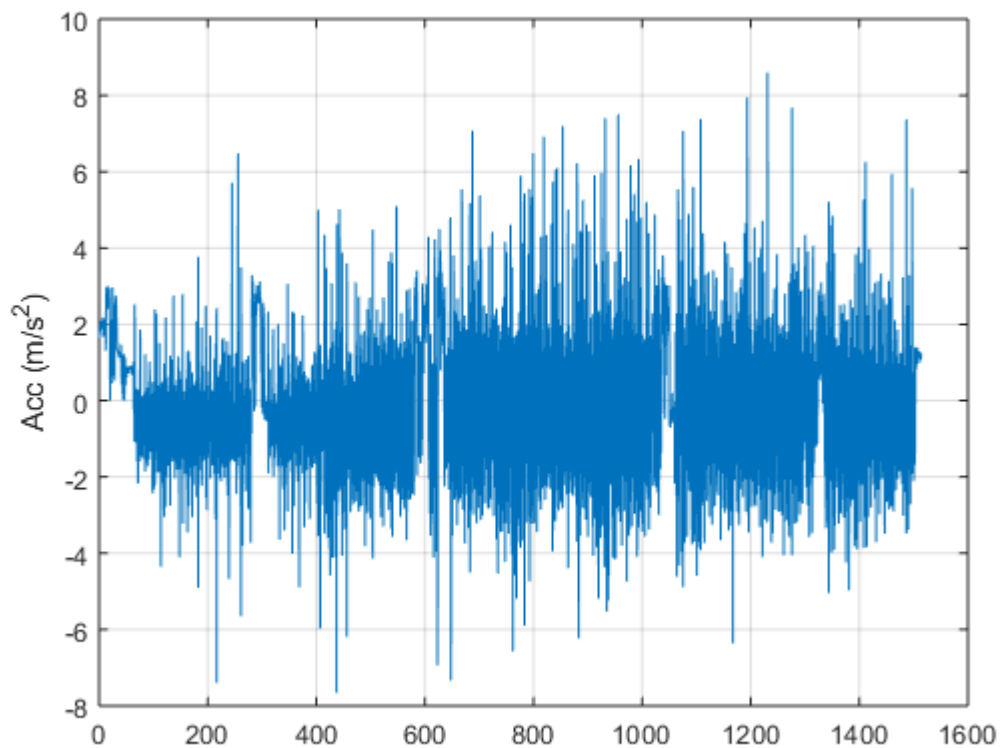


Figura 6 - Aceleração para antebraço em função do tempo

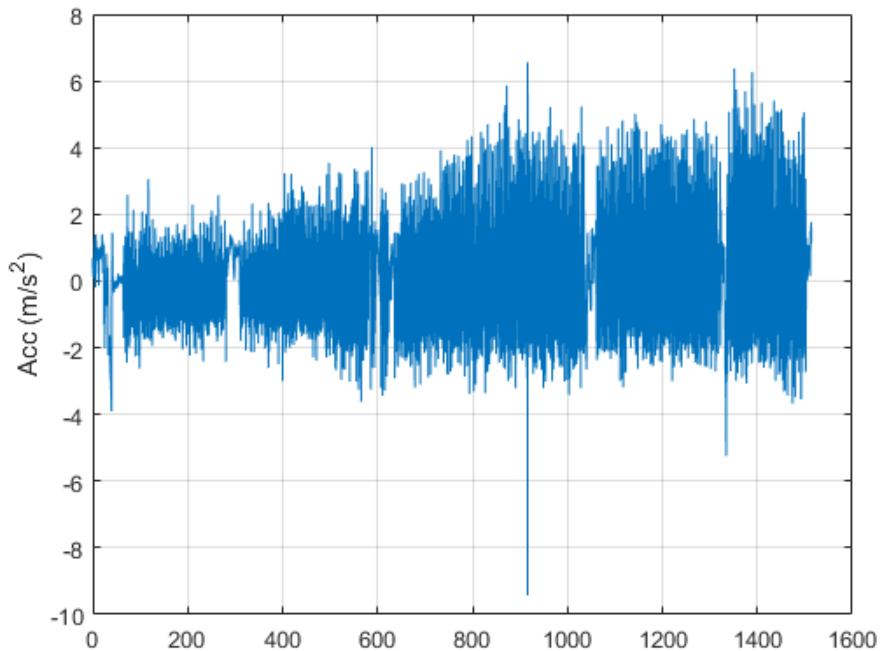


Figura 7 - Aceleração para ombro em função do tempo

Inicialmente, o software utilizado para monitorização dos acelerómetros, *Monitor Bioplux*, forneceu um documento de texto que foi convertido para formato compatível com o Microsoft Excel (.xlsx). A seguir, já no *MatLab*, foi necessário importar os dados contido no documento, denominado como “Indiv.xlsx”:

```
clear all; clc;

[num,txt,row] = xlsread('Indiv.xlsx');
```

Como a frequência de trabalho do equipamento foi definida como 50Hz e necessitamos de resultados em segundos, o número de amostras foi ajustado para conhecermos a fração que cada uma representa:

```
data_rate = 1/50;
```

A seguir foi preciso inserir as variáveis definidas pelo desenvolvedor do equipamento, para conversão dos dados:

```
C_min = 208;
C_max = 312;
```

Assim então, pudemos realizar os cálculos de conversão, primeiramente definindo as colunas correspondentes aos eixos x, y e z tanto para o sensor do antebraço, quanto para o do ombro, já que todos os dados estão contidos na mesma folha:

```
data = raw;

time = cell2mat(data(4:end,1))*data_rate;

Accz_ab = ((cell2mat(data(4:end,3))- C_min)/(C_max-C_min))*2-1;
Accy_ab = ((cell2mat(data(4:end,4))- C_min)/(C_max-C_min))*2-1;
Accx_ab = ((cell2mat(data(4:end,5))- C_min)/(C_max-C_min))*2-1;

MagnitudeAcc = sqrt(Accz_ab.^2+Accy_ab.^2+Accx_ab.^2);
MagnitudeAcc = (MagnitudeAcc-mean(MagnitudeAcc))/std(MagnitudeAcc);

Accz_o = ((cell2mat(data(4:end,8))- C_min)/(C_max-C_min))*2-1;
Accy_o = ((cell2mat(data(4:end,9))- C_min)/(C_max-C_min))*2-1;
Accx_o = ((cell2mat(data(4:end,10))- C_min)/(C_max-C_min))*2-1;

MagnitudeAcco = sqrt(Accz_o.^2+Accy_o.^2+Accx_o.^2);
MagnitudeAcco = (MagnitudeAcco-mean(MagnitudeAcco))/std(MagnitudeAcco);
```

Como tem-se à princípio, componentes vetoriais, calculou-se as respectivas magnitudes para que fosse possível definir os valores escalares e assim gerar os respectivos gráficos de espectro.

```
for i=1:(length(Accz_ab)-1)
    Velz_ab(i) = (data_rate*(Accz_ab(i)+ Accz_ab(i+1)))/2;
end
Velz_ab (length(Accz_ab)) = 0;

for i=1:(length(Accy_ab)-1)
    Vely_ab(i) = (data_rate*(Accy_ab(i)+ Accy_ab(i+1)))/2;
end
Vely_ab (length(Accz_ab)) = 0;

for i=1:(length(Accz_ab)-1)
    Velx_ab(i) = (data_rate*(Accx_ab(i)+ Accx_ab(i+1)))/2;
end
Velx_ab (length(Accz_ab)) = 0;

Velz_ab = Velz_ab.';
Vely_ab = Vely_ab.';
Velx_ab = Velx_ab.';

MagnitudeVel = sqrt(Velx_ab.^2+Vely_ab.^2+Velz_ab.^2);
MagnitudeVel = (MagnitudeVel-mean(MagnitudeVel))/std(MagnitudeVel);

MagnitudeVel (length(MagnitudeVel)) = 0;

for i=1:(length(Velz_ab)-1)
    Deslz_ab(i) = (data_rate*(Velz_ab(i)+ Velz_ab(i+1)))/2;
end
Deslz_ab (length(Velz_ab)) = 0;

for i=1:(length(Vely_ab)-1)
    Desly_ab(i) = (data_rate*(Vely_ab(i)+ Vely_ab(i+1)))/2;
end
Desly_ab (length(Vely_ab)) = 0;
```

```

for i=1:(length(Velx_ab)-1)
    Deslx_ab(i) = (data_rate*(Velx_ab(i)+ Velx_ab(i+1)))/2;
end
Deslx_ab (length(Velx_ab)) = 0;

Deslz_ab = Deslz_ab.';
Desly_ab = Desly_ab.';
Deslx_ab = Deslx_ab.';

MagnitudeDesl = sqrt(Deslx_ab.^2+Desly_ab.^2+Deslz_ab.^2);
MagnitudeDesl = (MagnitudeDesl-mean(MagnitudeDesl))/std(MagnitudeDesl);
MagnitudeDesl (length(MagnitudeDesl)-1) = 0;
MagnitudeDesl (length(MagnitudeDesl)) = 0;

subplot(3,1,1)
plot(time,MagnitudeAcc,'-')
ylabel('Acc (m/s^2)')

subplot(3,1,2)
plot(time,MagnitudeVel,'-')
ylabel('Vel (m/s)')

subplot(3,1,3)
plot(time,MagnitudeDesl,'-')
ylabel('Desl (m)')

```

Gráficos de velocidade e deslocamento também foram gerados a partir das integrações e pode ser observado nas Figura 8, Figura 9, Figura 10 e Figura 11.

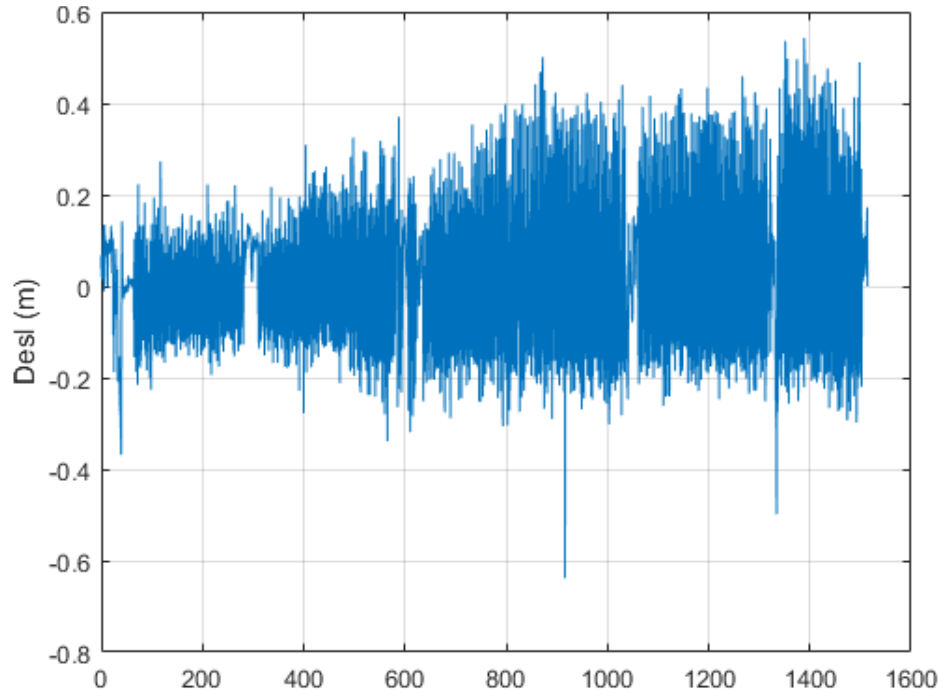


Figura 8 - Deslocamento para Ombro em função do tempo

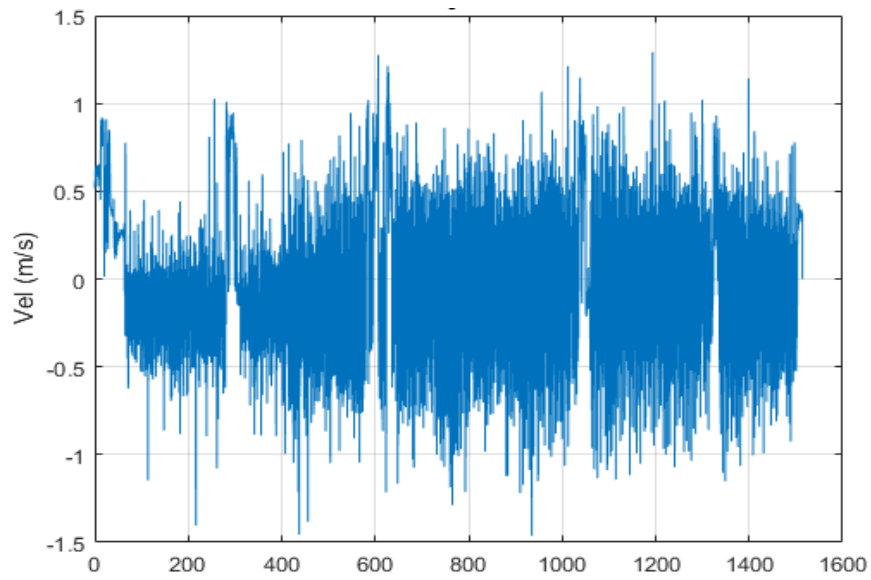


Figura 9 - Velocidade para antebraço em função do tempo

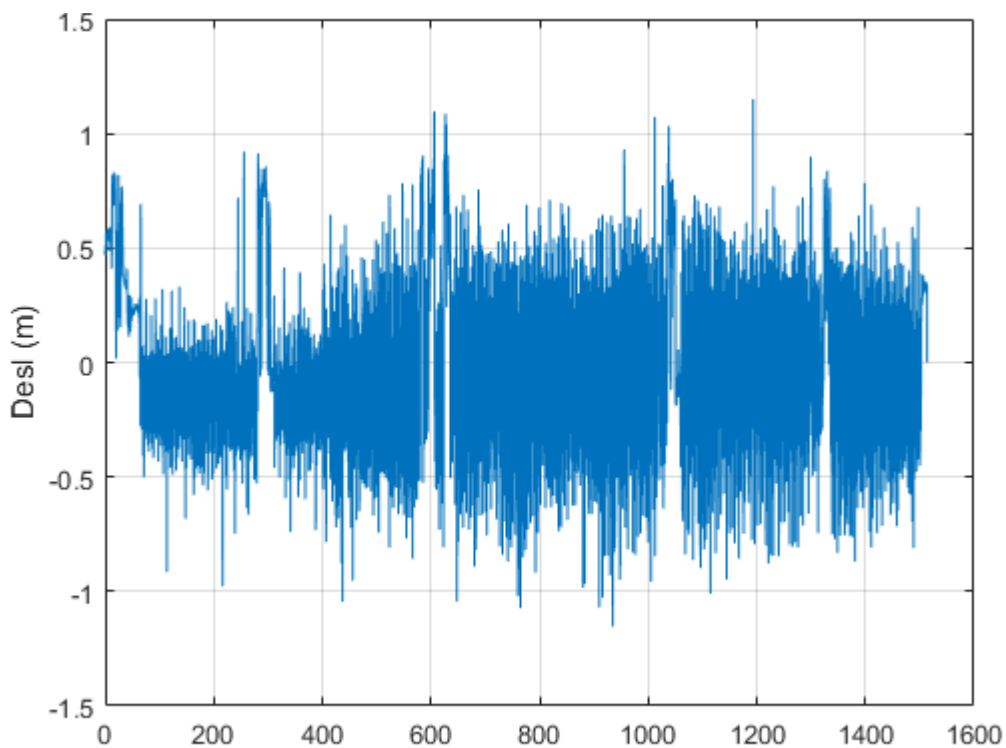


Figura 10 - Deslocamento para antebraço em função do tempo

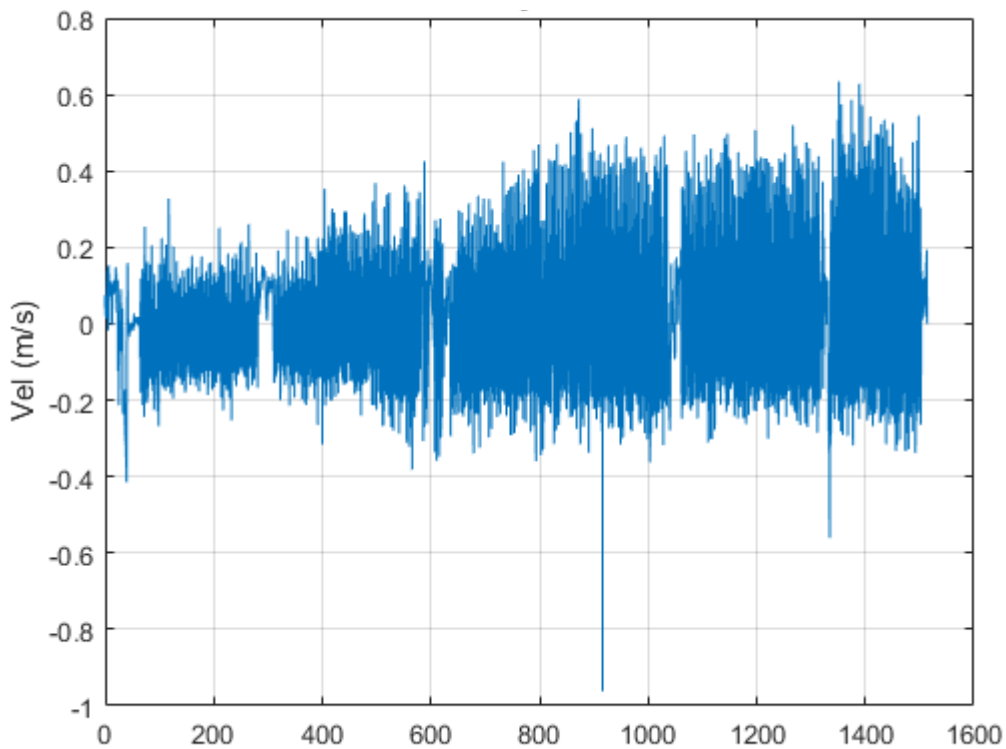


Figura 11 - Velocidade para ombro em função do tempo

Vale ressaltar que a primeira análise realizada utiliza os sinais brutos, ou seja, todos os dados retirados do início ao fim da medição, incluindo paragens e ajustes, estão contidos nos gráficos. Isso se deve a, mais uma vez, a importância de uma interpretação ampla.

A utilização de filtros poderia ser mais clarificadora, já que ruídos e padrões prejudiciais aos resultados poderiam ser dessa forma excluídos. Entretanto, devido às características desse estudo, outros padrões e sinais que porventura fossem removidos, poderiam ser significativos para as análises.

Em conjunto com as imagens obtidas através das câmaras e do software de gravação é possível observar uma sincronia entre a queda brusca das oscilações dos sinais e paragens (Figura 12), bem como a visualização de sinais referentes ao movimento antes do início (Figura 13) ou depois do fim do movimento .

Tanto na Figura 12 quanto na Figura 13, os eixos x , estão representados em segundos. As escalas são distintas devido a aplicação de um *zoom*.

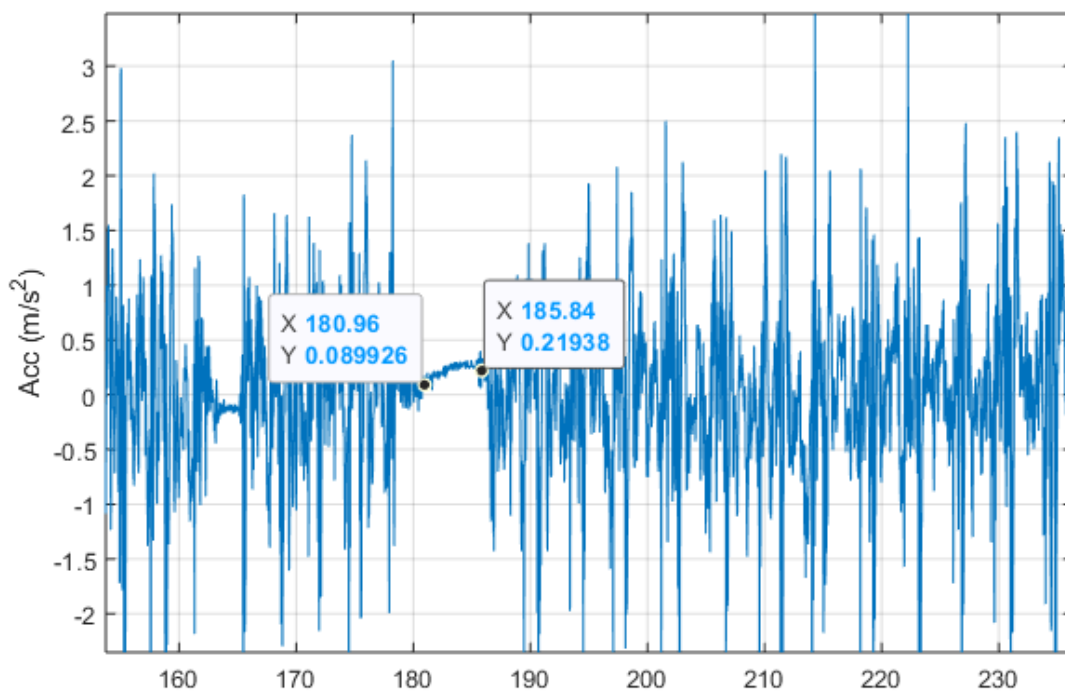


Figura 12 - Resposta no sinal para pausa do indivíduo em função do tempo

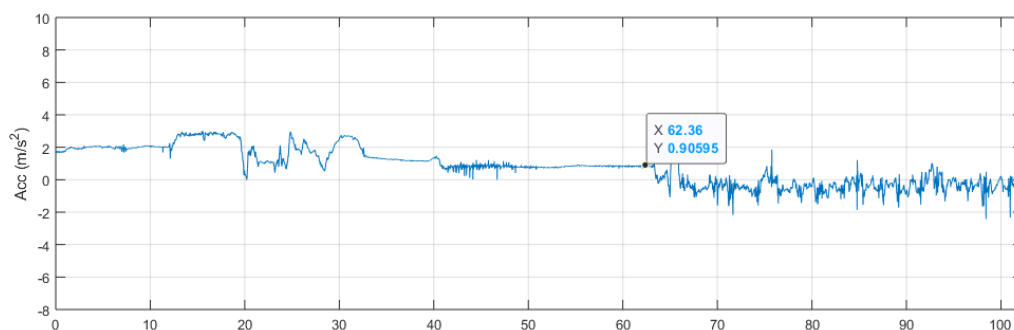


Figura 13 - Sinal de início de medição em função do tempo

4.2 Resultados e Discussão

Utilizando a escala de Borg como base para o acompanhamento da evolução da fadiga e com os dados obtidos através da verbalização dos indivíduos, pode-se observar e comparar as particularidades de cada ensaio.

Como o ensaio foi realizado sem uma cadência obrigatória, é importante analisar e confrontar os resultados obtidos pelos acelerômetros, comunicação pesquisador/observado e imagens de vídeo.

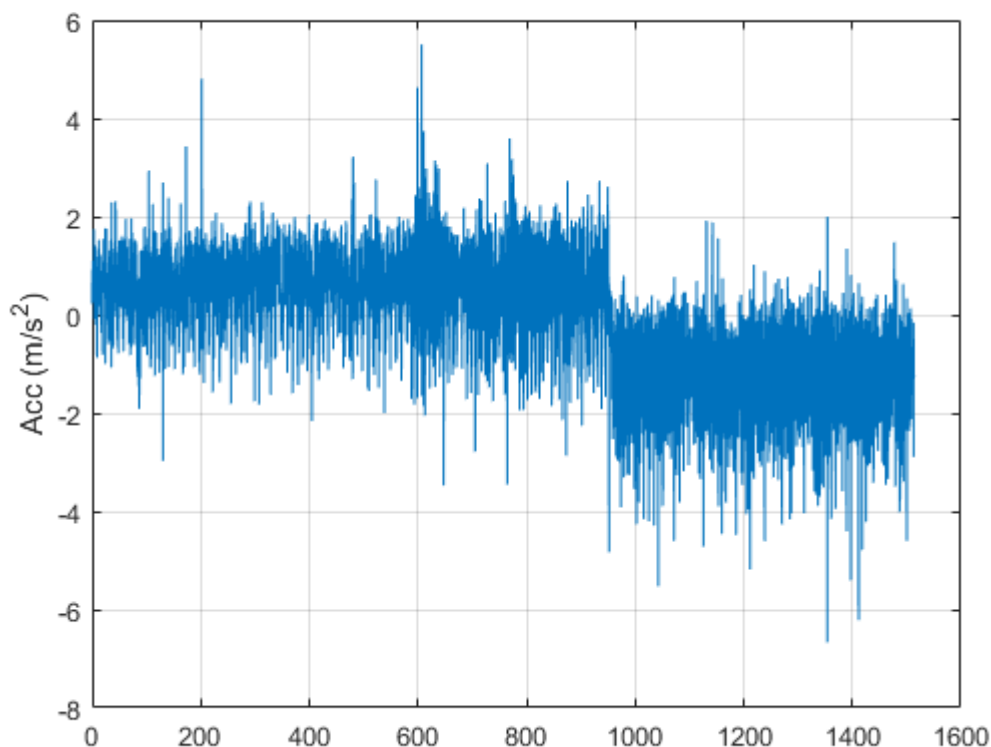


Figura 14 - Aceleração Indivíduo 3

Devido a uma grande variedade de fatores interferenciais, é possível observar a presença de ruídos nas amostras. Dessa forma torna-se sensata a análise e a verificação das possíveis frequências/amplitudes em que esses ruídos estão contidos, como o propósito de tornar os resultados mais “limpos”.

Essa análise é possível através da observação dos vídeos em conjunto com os dados dos acelerômetros, como já citado anteriormente. As ferramentas utilizadas através do *MatLab*, atribuem limitações nas frequências em que são observados tais ruídos (Figura 15).

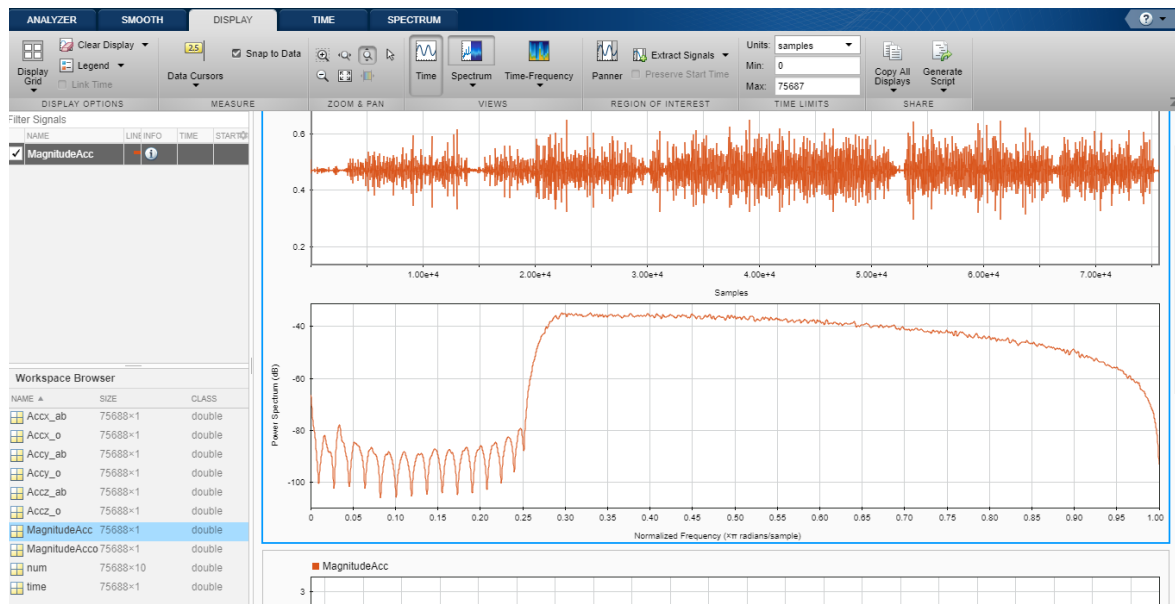


Figura 15 – Janela ilustrativa do *Signal Analyser*

No software já citado, é possível dispor de uma ferramenta de análise de sinal, no qual, em conjunto com a programação desenvolvida, dá-se sequencia ao trabalho de filtragem. Como o sinal bruto à princípio é o sinal da aceleração, esse foi o primeiro espectro a qual foi dada devida atenção.

MagnitudeAcc é o nome dado nos cálculos iniciais para os cálculos de conversão dos vetores em escalares para o acelerómetro localizado no antebraço e MagnitudeAcco, para o acelerómetro posicionado no ombro.

Para definição das frequências de corte as quais seriam aplicadas nos filtros a seguir, foi necessária a observação do espectro de frequência. A ferramenta disponibilizada para tal, nos permitiu obter o gráfico nas Figura 16 e Figura 17.

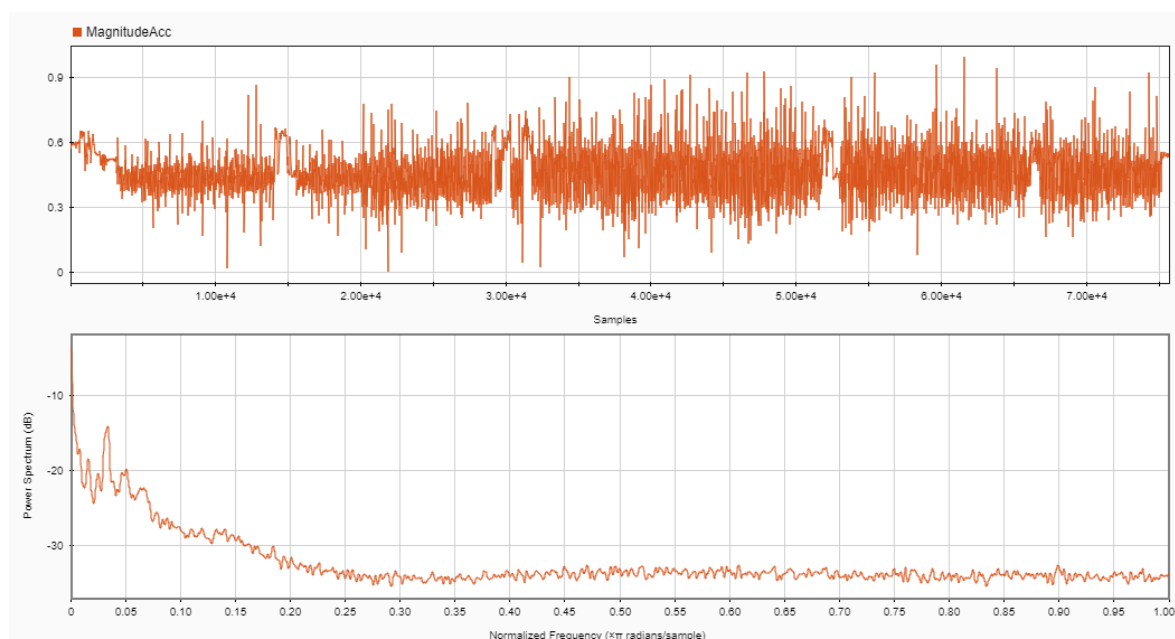


Figura 16 - Espectro de frequências Acc

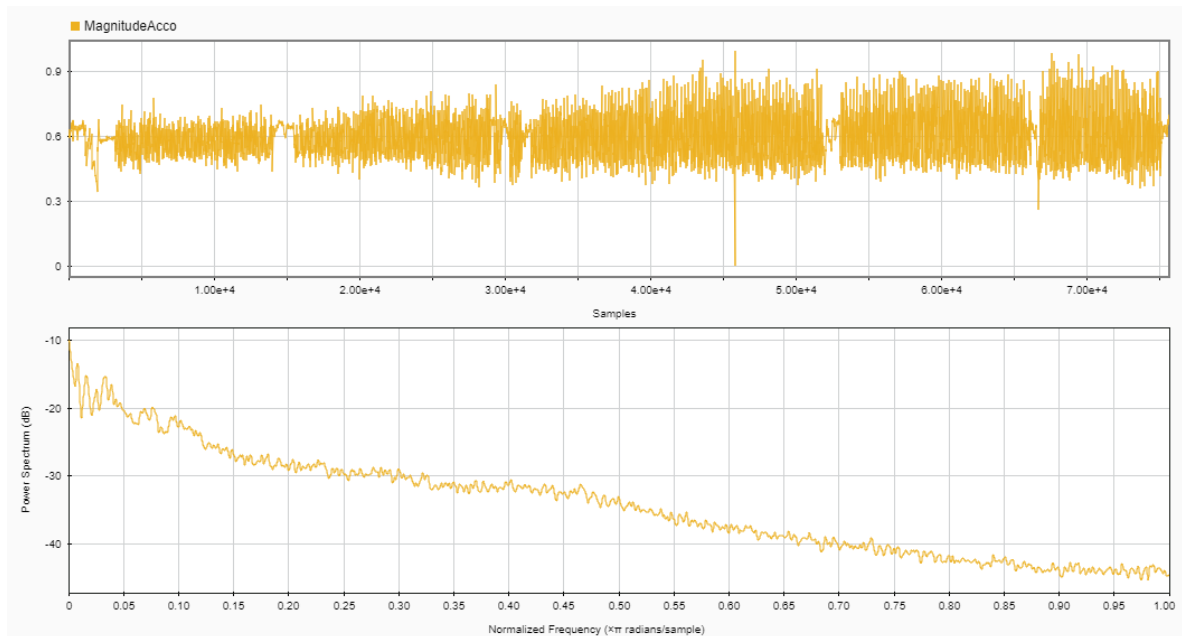


Figura 17 - Espectro de frequências Acco

Através da observação do sinal em conjunto com o vídeo, pôde-se observar momentos onde o movimento foi realizado de maneira esperada, e a partir daí, aplicado a ferramenta zoom (Figura 18), foi possível definir a frequência de corte (ω_n). O mesmo valor de ω_n , que corresponde a 0,075dB, foi aplicado tanto para os sinais do antebraço e do ombro para o filtro “passa-baixa”. Da mesma maneira, com o propósito de manter a linearidade do processamento de sinal, o mesmo valor foi aplicado a todos os sinais.

O mesmo procedimento de seleção da frequência de corte ω_n foi aplicado ao segundo filtro, “passa-alta” de acordo com a Figura 19.

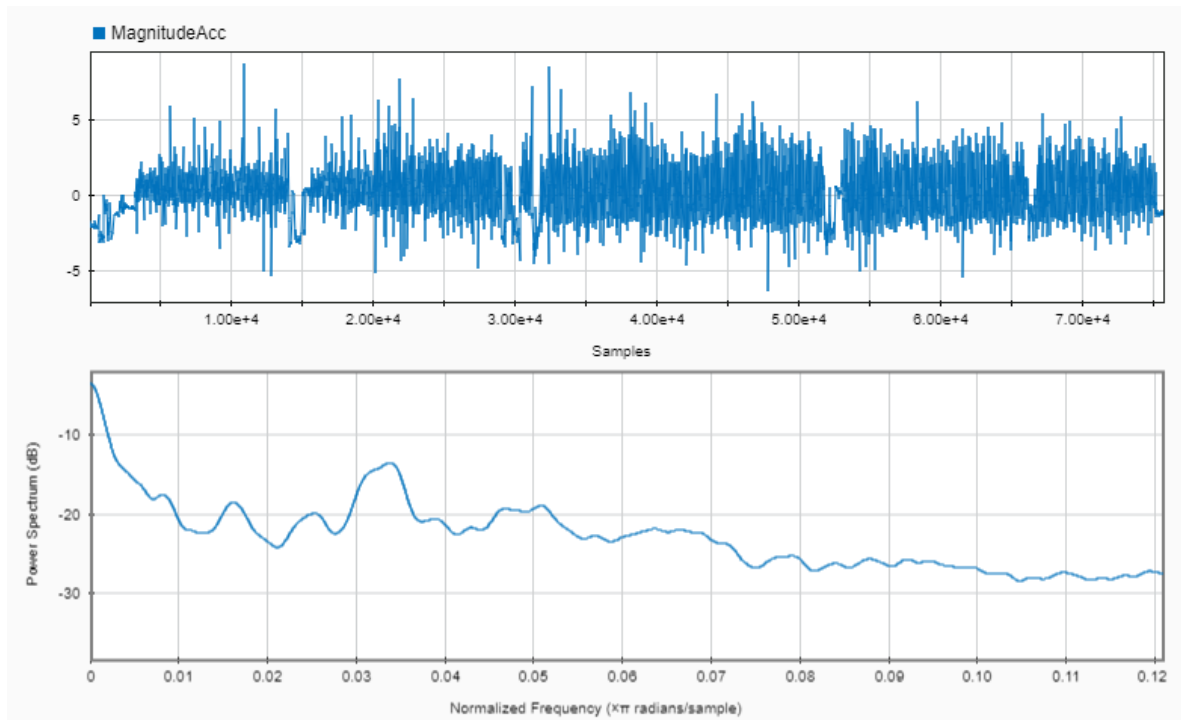


Figura 18 - Determinação das frequências de corte filtro “passa-baixa”

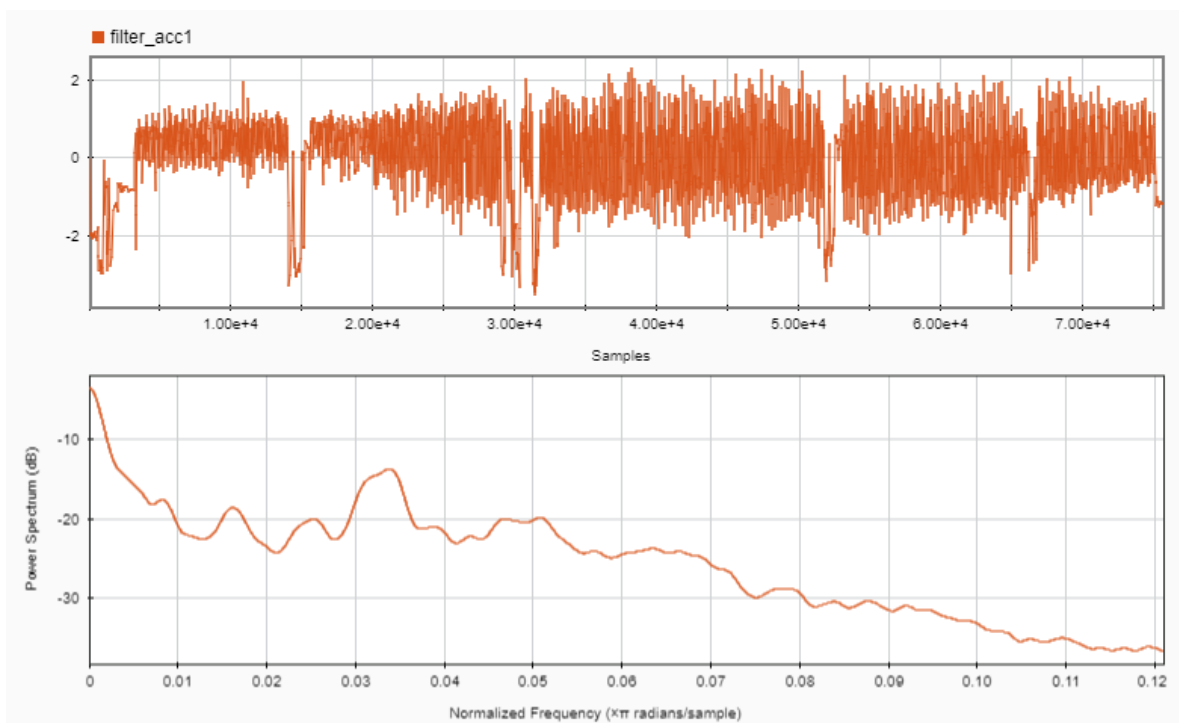


Figura 19 - Determinação das frequências de corte filtro “passa-alta”

Foi utilizado o filtro tipo *Butterworth* “passa-baixa”. A função está inclusa na biblioteca do próprio *MatLab*. A descrição da sintaxe genérica é definida por:

```
[b,a] = butter(n,Wn,ftype)
```

Na qual retorna os coeficientes da função da função de transferência de um filtro digital “passa-baixa” *Butterworth* de ordem n com frequência de corte normalizada W_n ¹.

De acordo com a ferramenta de ajuda do *MatLab*, o filtro “butter” desenha um filtro digital Butterworth IIR, onde IIR é a abreviação de *Infinity Impulse Response*, comumente aplicados em sinais temporais em que o impulso se aproxima, porém não alcança o “zero”. Devido ao tamanho da amostra, foi considerada essa hipótese como a ideal.

Após a definição das condições limitantes, foi aplicado o já citado filtro no código base. É possível observar abaixo, a estrutura do código desenvolvido, onde *filter_acc1* representa a matriz filtrada da magnitude da aceleração (nos valores para o ombro utilizou-se *filter_acc2*).

```
n = 2;
wn = 0.075;

[b,a] = butter(n,wn,'low');
filter_acc1 = filter(b,a,MagnitudeAcc);
```

Com o propósito de amenizar os efeitos visíveis dos ruídos reproduzidos pelos movimentos “extra-ensaio” e de paragem, com base no sinal já filtrado *filter_acc1*, aplicou-se também um filtro tipo “passa-alta”. Pode-se visualizar o código à seguir:

```
wn = 0.1;

[b,a] = butter(n,wn,'high');
filter_acc2 = filter(b,a,filter_acc1);
```

Como a ordem (n) já havia sido declarada anteriormente e mantém-se a mesma, não se fez necessário inseri-la novamente.

O resultado do filtro pode ser observado como seu respectivo espectro de frequências nas Figura 20 e Figura 21.

¹<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/butter.html>

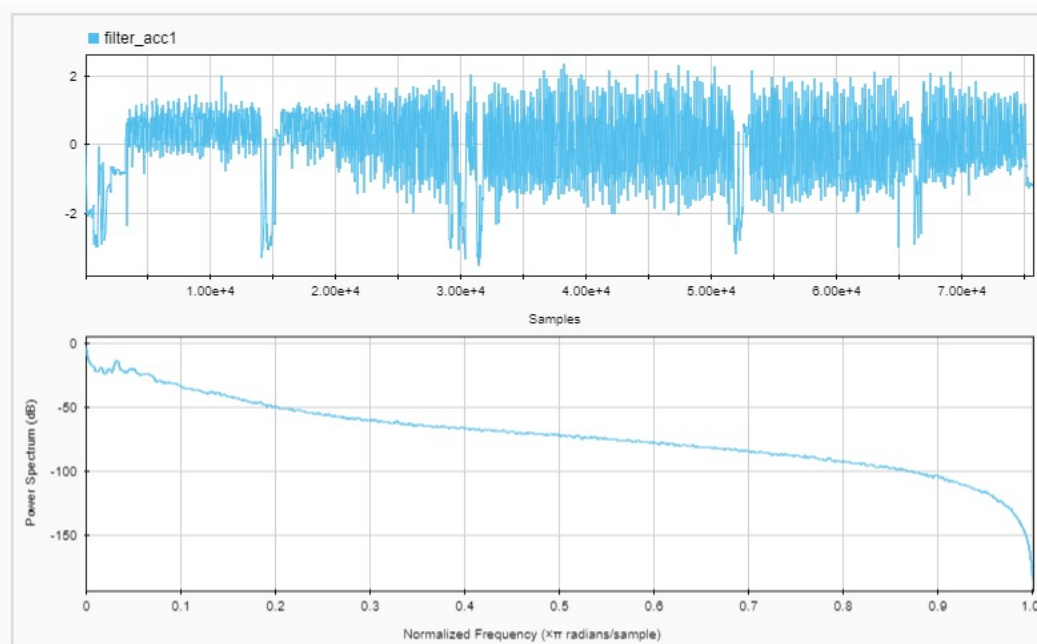


Figura 20 - Sinal Acc filtrado “Passa-baixo”

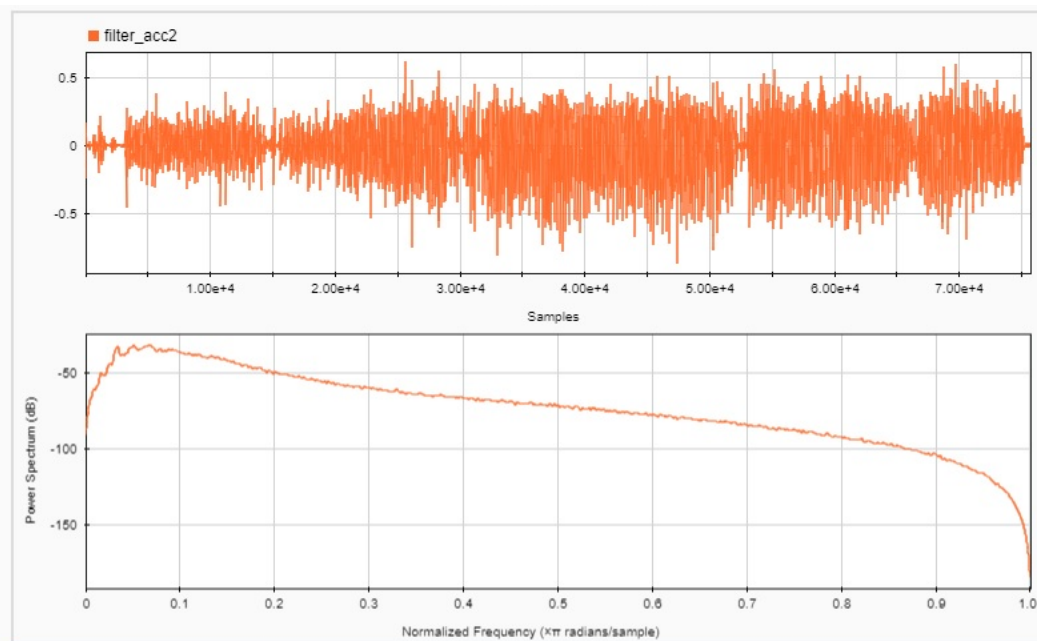


Figura 21 - Sinal Acc Filtrado “Passa-alto”

Como exemplo visível de aplicação do filtro, o ruído inicial foi praticamente removido, assim como outros momentos que podem ser observados pela quase linearidade do gráfico (Figura 22).

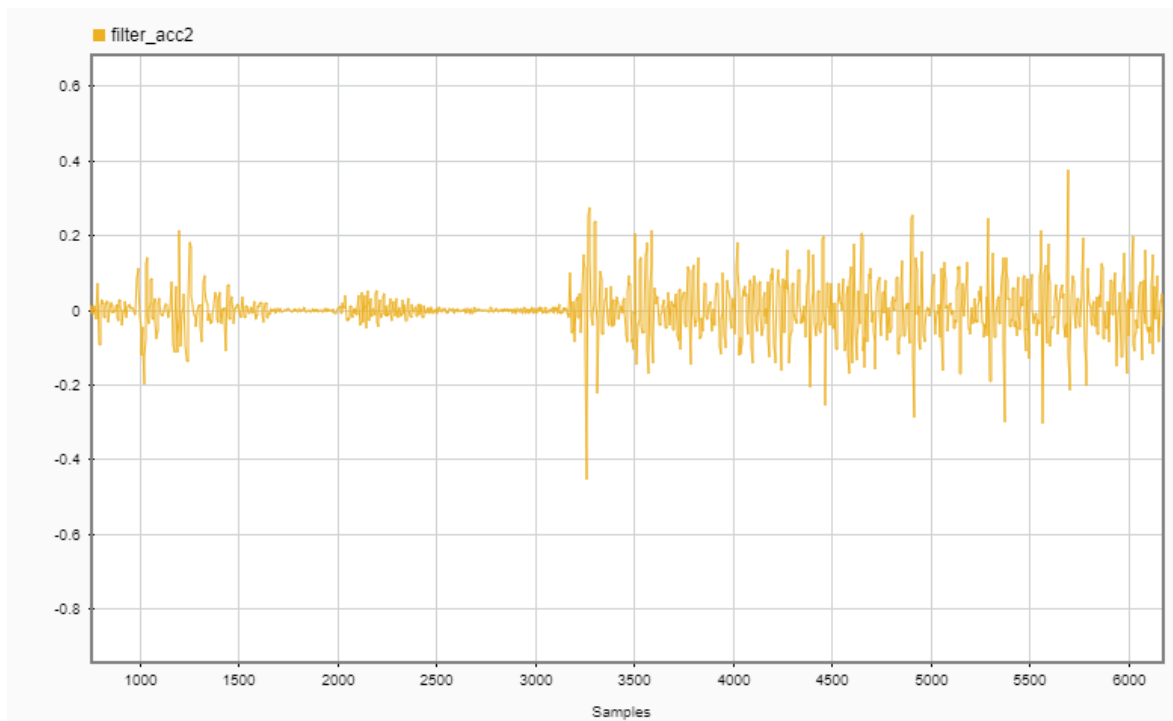


Figura 22 - Remoção de ruído

A partir desses resultados conseguimos em consonância com as filmagens, claramente definir os momentos de não movimentação esperada.

O primeiro indivíduo analisado realiza movimentos fora do comportamento esperado que podem ser observados na Figura 23, Figura 25, Figura 27 e Figura 29 e representados nos intervalos destacados nos sinais representados na Figura 24, Figura 26, Figura 28 e Figura 30.

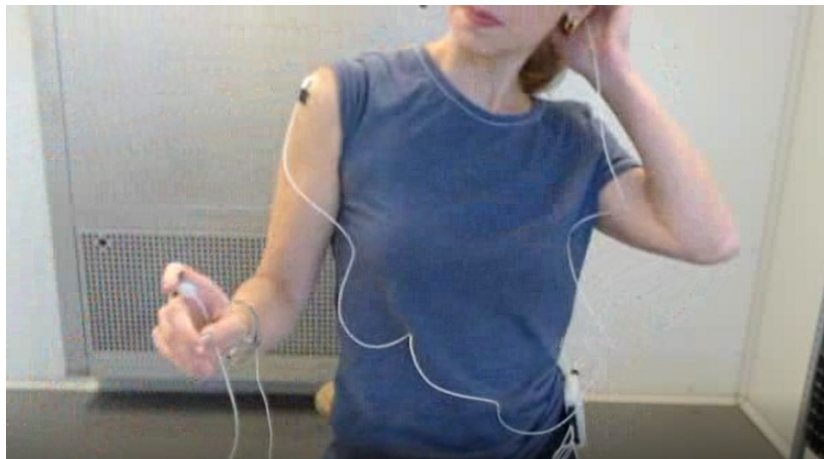


Figura 23 - Movimento inesperado 1 do indivíduo 1

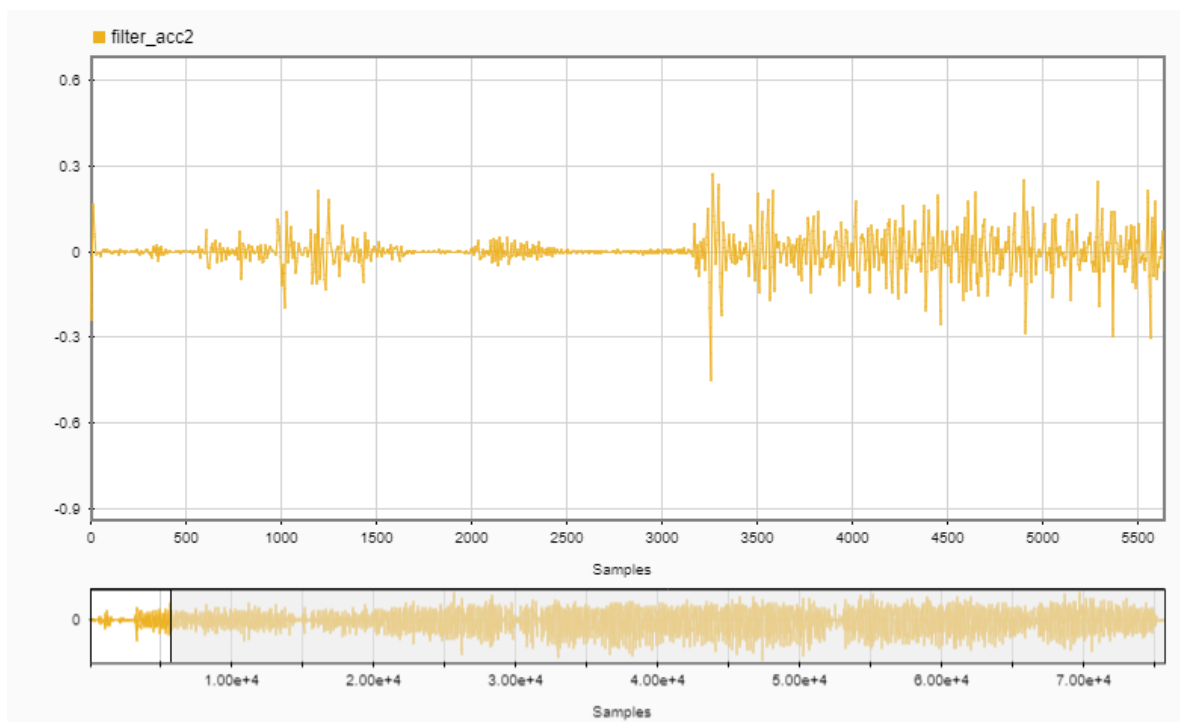


Figura 24 - Sinal inesperado 1 do indivíduo 1

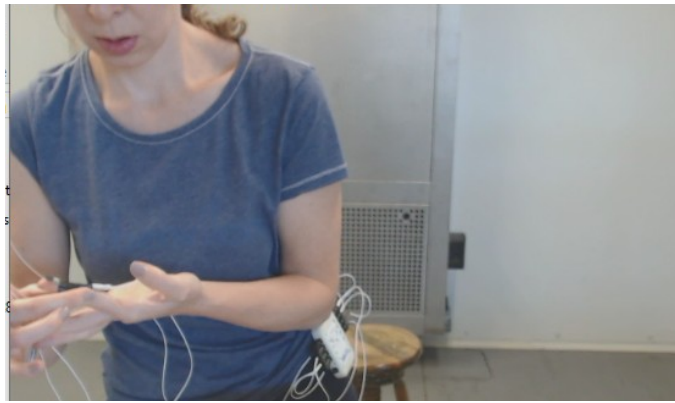


Figura 25 - Movimento inesperado 2 do indivíduo 1

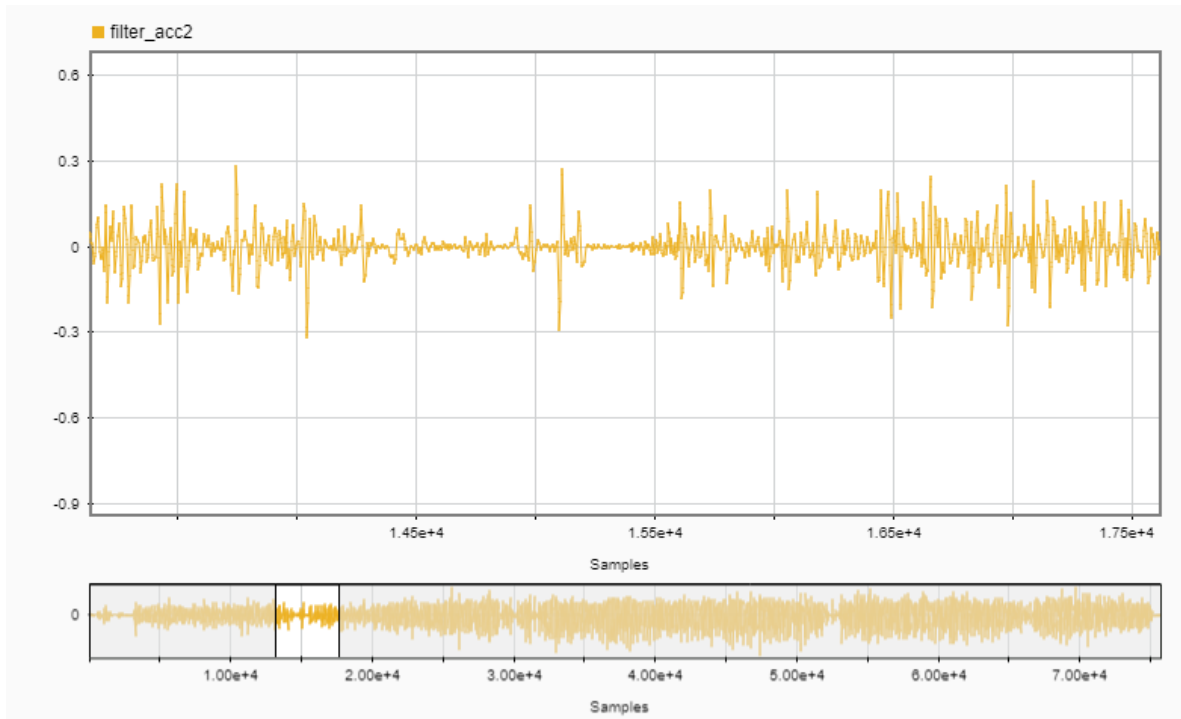


Figura 26 - Sinal inesperado 2 do indivíduo 1



Figura 27 - Movimento inesperado 3 indivíduo 1

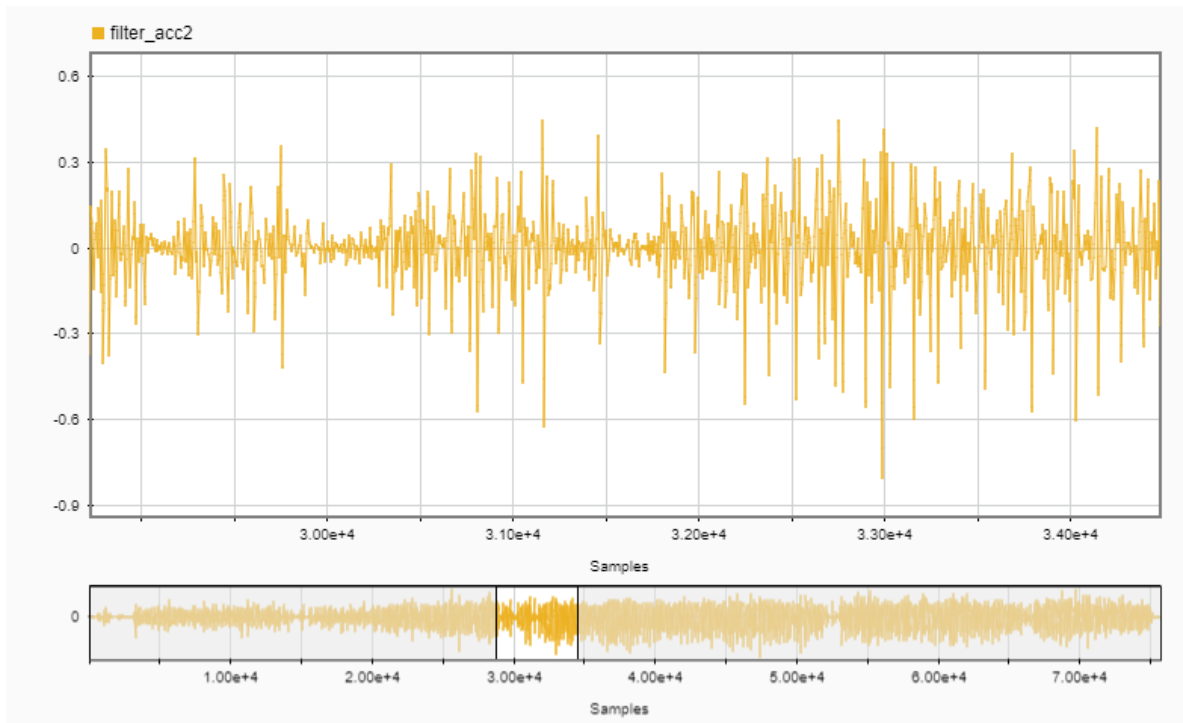


Figura 28 - Sinal inesperado 3 do indivíduo 1

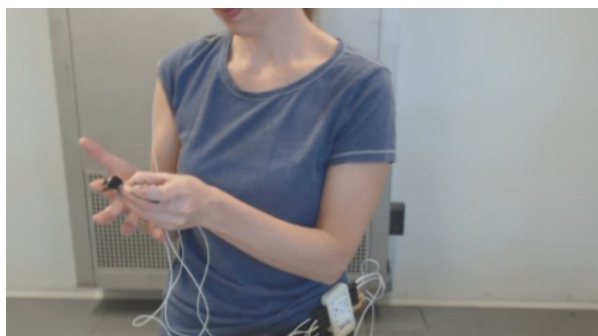


Figura 29 - Movimento inesperado 4 indivíduo 1

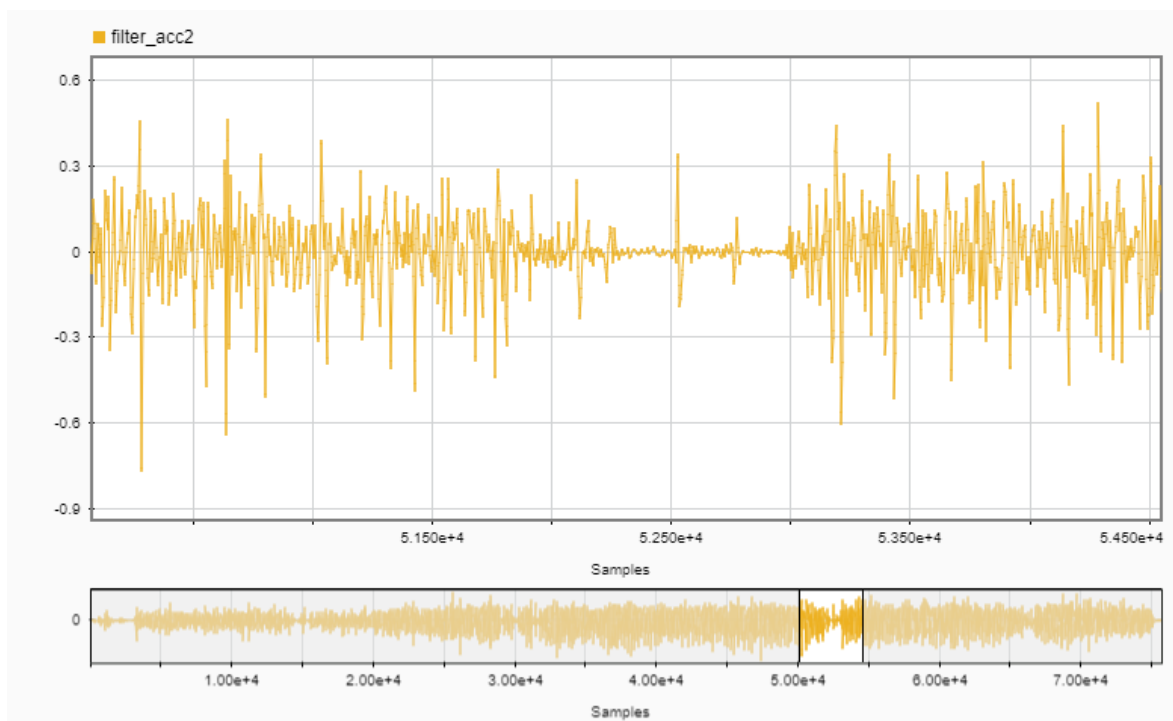


Figura 30 - Sinal inesperado 4 indivíduo 1

De maneira a consolidar a representação da filtragem do sinal, também pode-se observar o mesmo comportamento nos outros 3 indivíduos na Figura 31, Figura 32, Figura 33, Figura 34, Figura 35 e Figura 36.

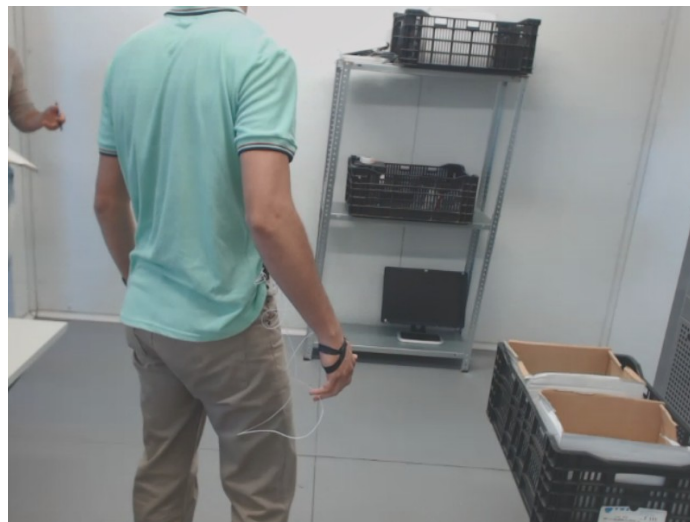


Figura 31 - Movimento inesperado do indivíduo 2

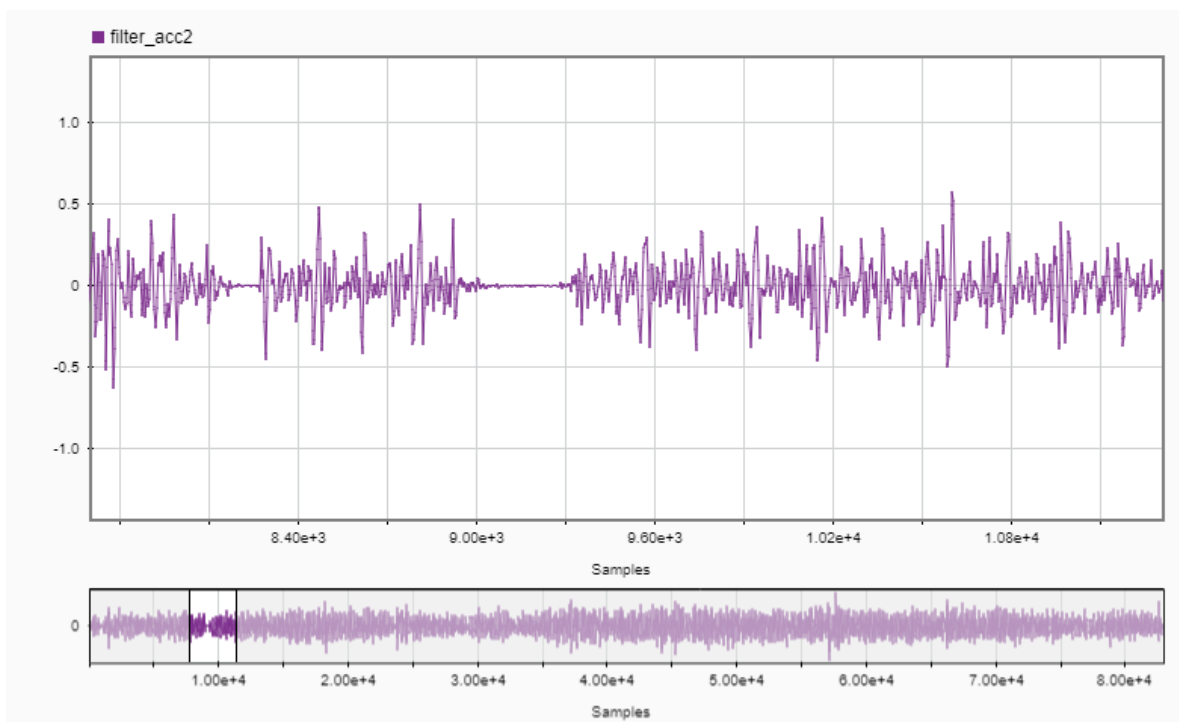


Figura 32 - Sinal inesperado do indivíduo 2



Figura 33 - Movimento inesperado do indivíduo 3

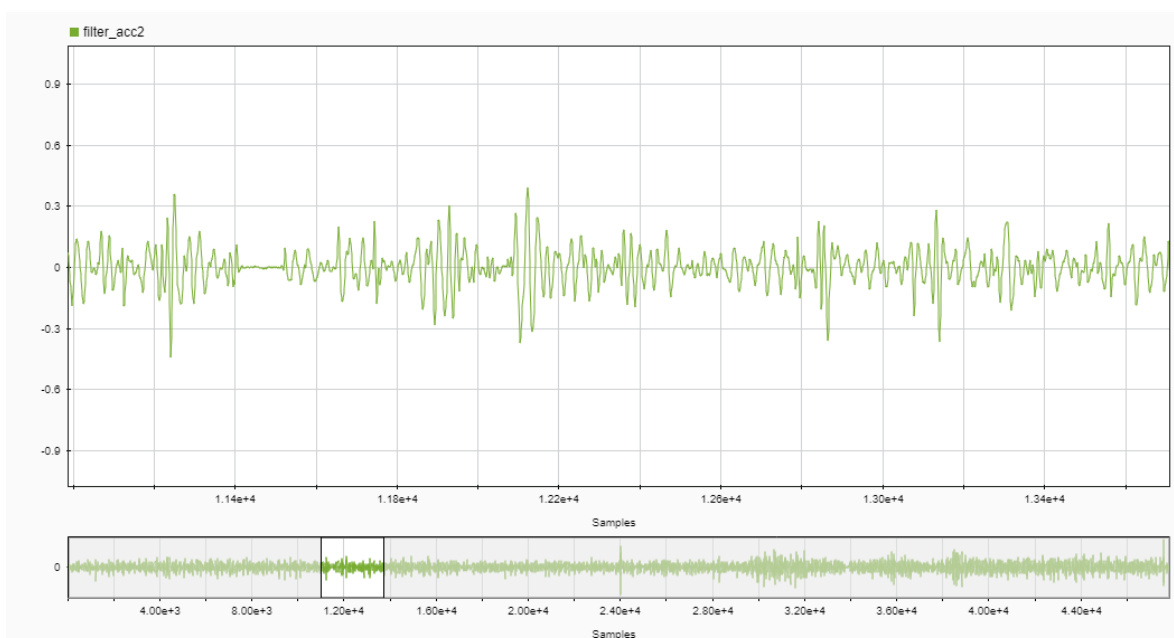


Figura 34 - Sinal inesperado do indivíduo 3



Figura 35 - Movimento inesperado do indivíduo 4

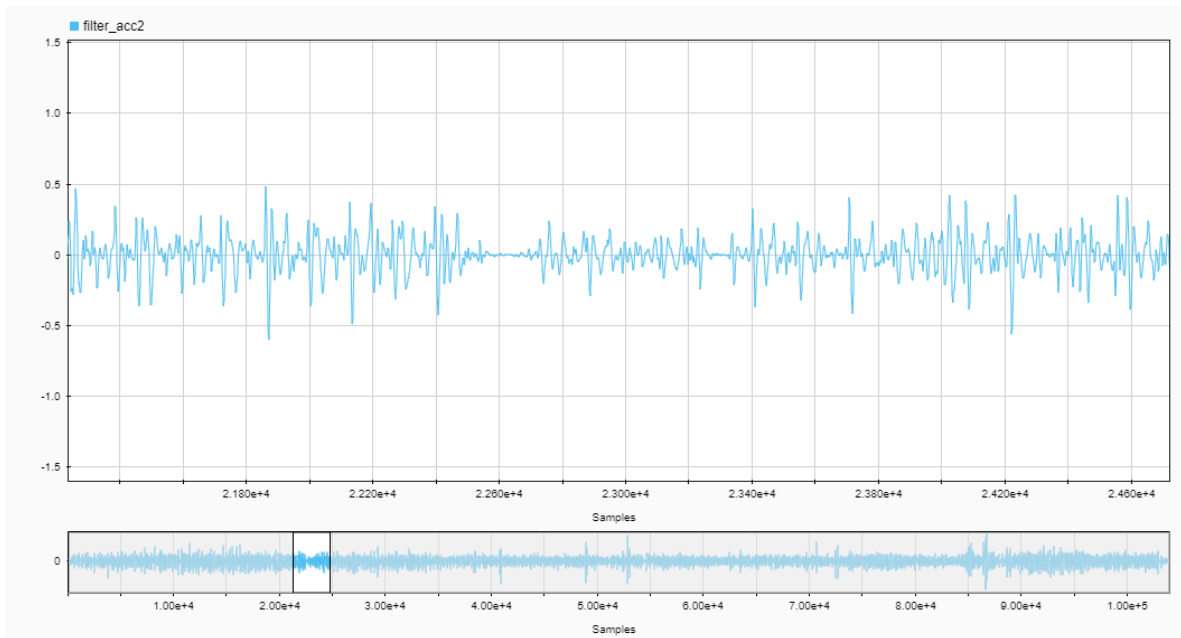


Figura 36 - Sinal inesperado do indivíduo 4

É ainda possível observar, mesmo ainda na amostra bruta, mas com maior evidência após a filtragem o aumento da amplitude dos movimentos no decorrer do ensaio, seguido de um decréscimo nos últimos instantes. Essa condição nos remete a possíveis fatores, como a adaptação do corpo ao movimento, mas também à perda de “sutileza” nos movimentos gerados pelo crescentes desconfortos e agitação (Figura 37).

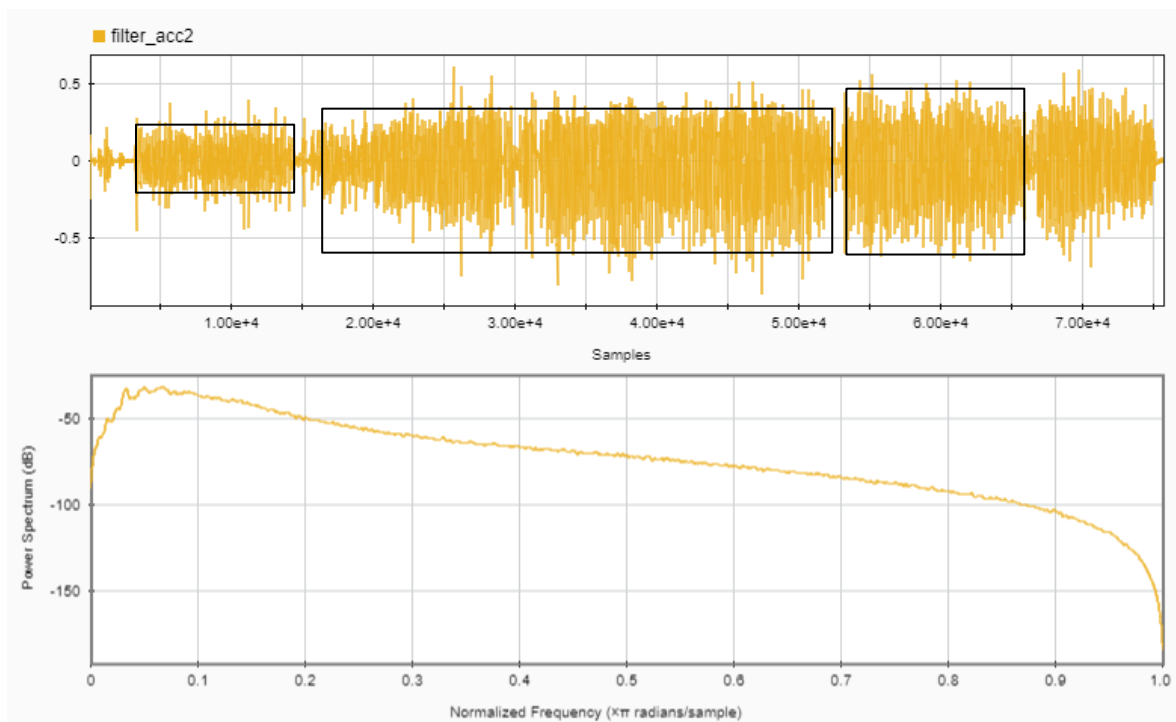


Figura 37 - Comparação entre momentos do ensaio

Ao focarmos nossa atenção para os instantes precedentes à declaração de exaustão, podemos observar que surge uma maior oscilação nos momentos que precedem o fim do ensaio, ou seja, a comunicação de exaustão pelo indivíduo. Podemos observar na Figura 38.

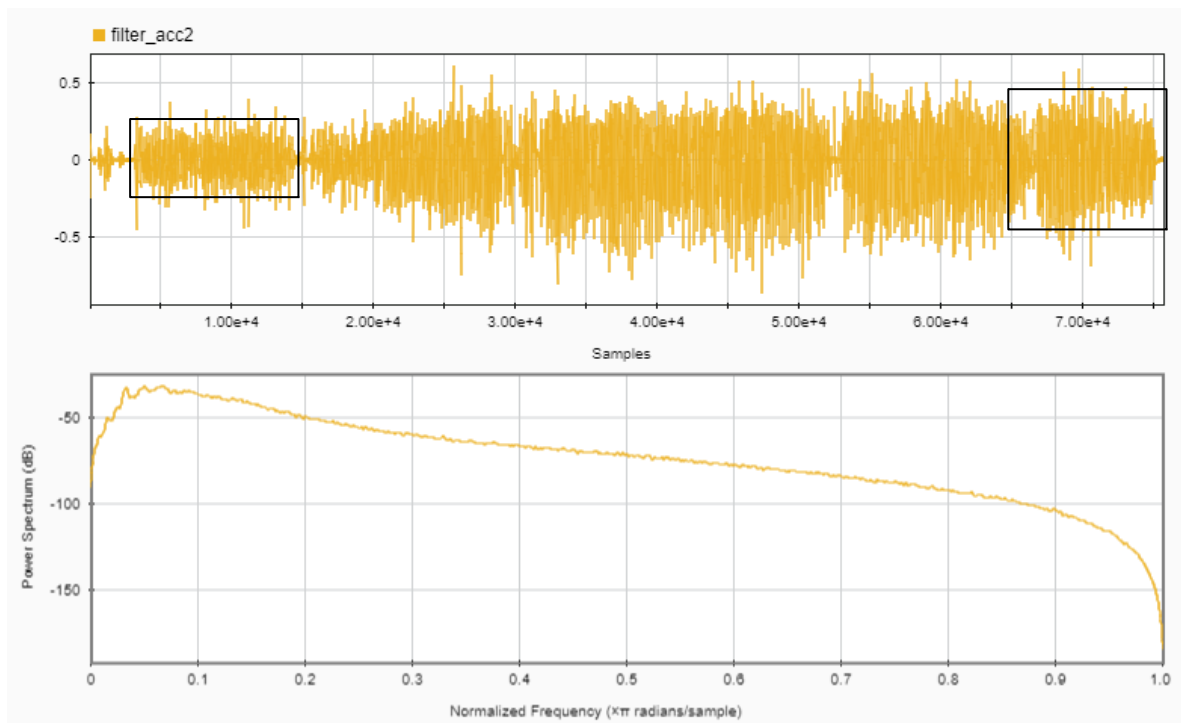


Figura 38 - Comparação entre início e fim do ensaio

Entretanto, para análise dos espectros, é necessária a prévia programação no *MatLab*, provendo assim as conversões e compilações requeridas pela aplicação. A importação dos dados foi realizada utilizando o mesmo trecho de código supracitado.

Através da ferramenta *SignalAnalyser*, ainda é possível observar o espectrograma tanto da representação do sinal sem filtragem, quanto com filtragem. O espectrograma revela a distribuição das frequências das amostras através de pixels de diferentes cores, o que torna a observação mais reforçada.

Na Figura 39, podemos observar a representação do sinal antes da filtragem. Os picos representados pelas paragens e movimentos discordantes, podem ser observados claramente na manifestação de cor azul. Existe uma grande concentração desse pixels azulados nos pontos ruidosos, além de uma heterogeneidade cromática.

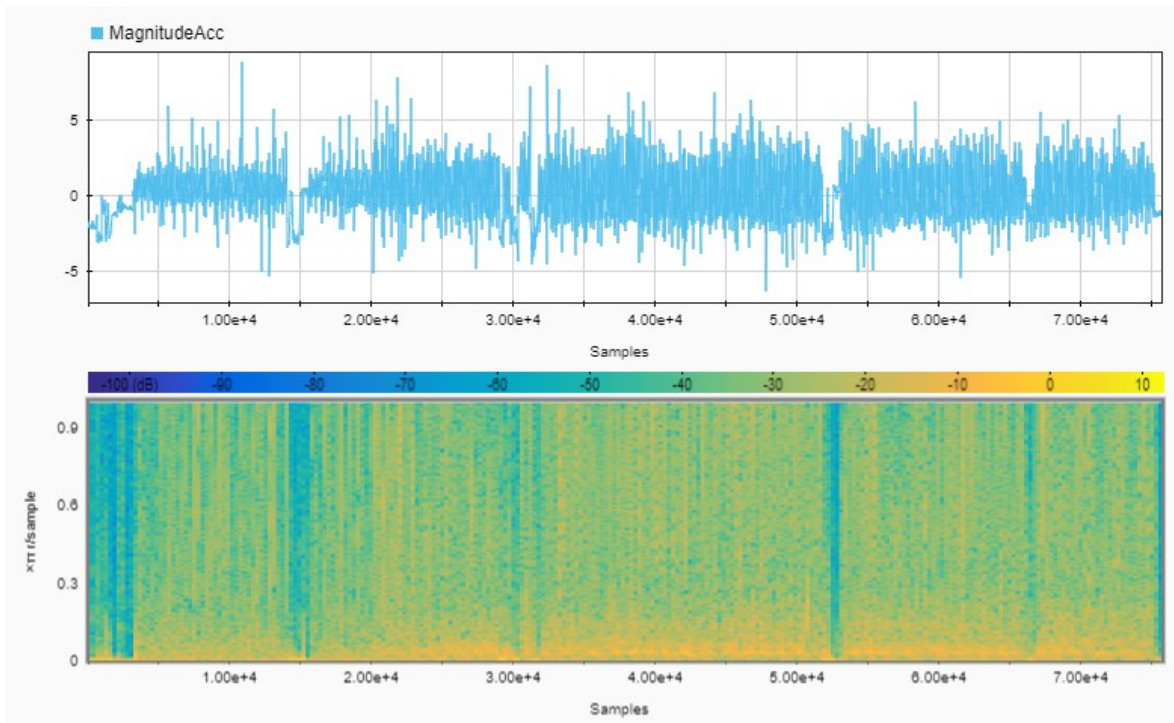


Figura 39 - Espectrograma MagnitudeAcc

Após a aplicação do filtro, mesmo que a discussão realizada tenha mostrado traços da ação do mesmo, a disposição do espectrograma proporciona maior visibilidade além de reforçar os resultados. A Figura 40, apresenta maior homogeneidade da amostra. Observa-se que as amplitudes dos ruídos encontram-se agora mais amenas, provocando, visualmente uma melhor distribuição da frequências da amostra.

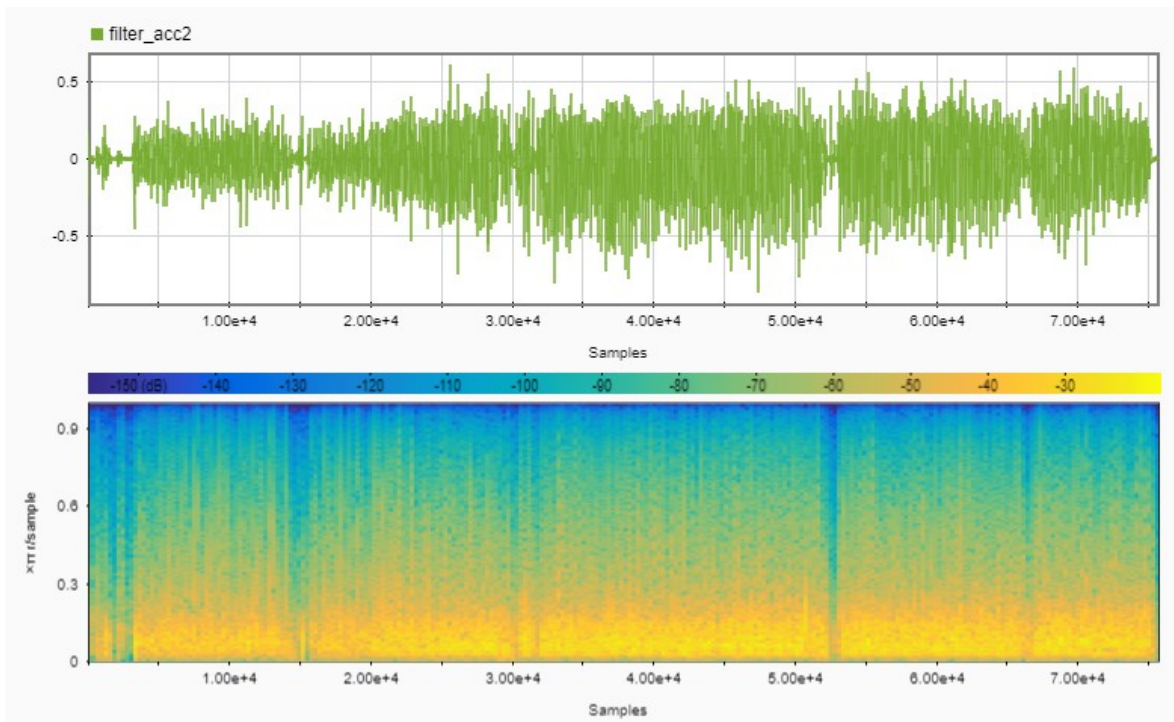


Figura 40 - Espectrograma MagnitudeAcc (Filtrado)

Foi possível também, observar um comportamento a repetibilidade de um evento no final do ensaio. O que é comumente esperado, falando de maneira superficial, quando se observa um caso

de evolução de fadiga, o esperado seria que houvesse um descaimento das amplitudes. Porém não é o que se observa na Figura 41, Figura 43 e Figura 47. Observa-se um aumento significativo nas amplitudes do sinal momentos antes da definição de exaustão.

O indivíduo correspondente à Figura 45, não apresenta um aumento muito significativo das amplitudes, mas existe uma manutenção do mesmo, de maneira que discorda do senso comum de redução gradativa. Nesse caso, apesar de apresentar os espectrogramas em conjunto, o mesmo não oferece a mesma clareza esperada.

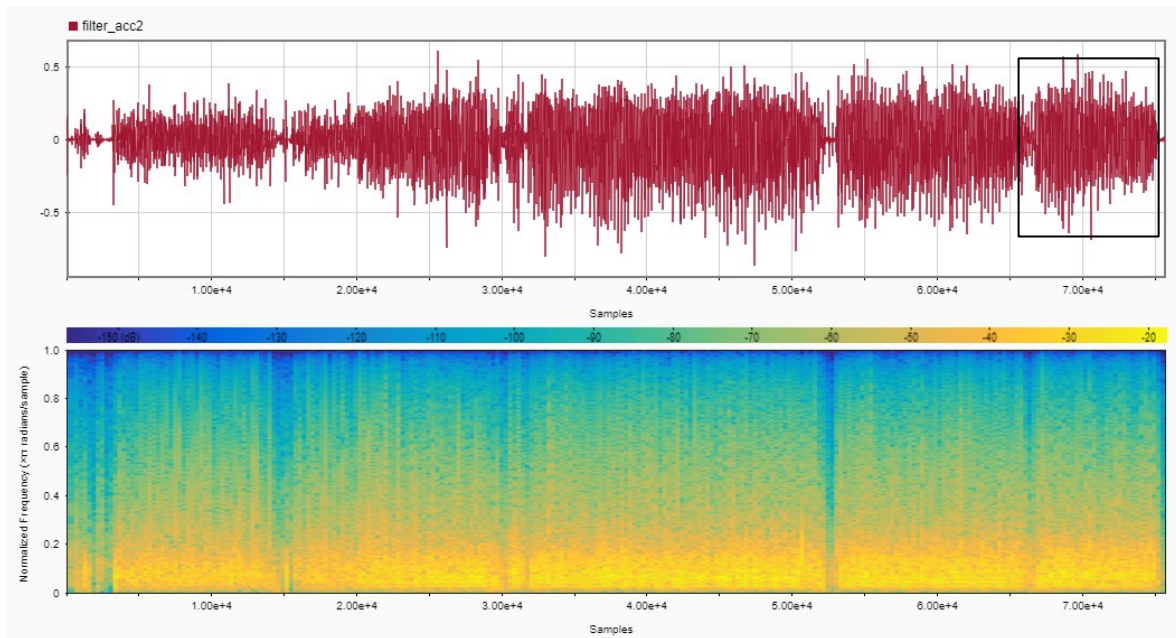


Figura 41 - Espectrograma indivíduo 1 Acc

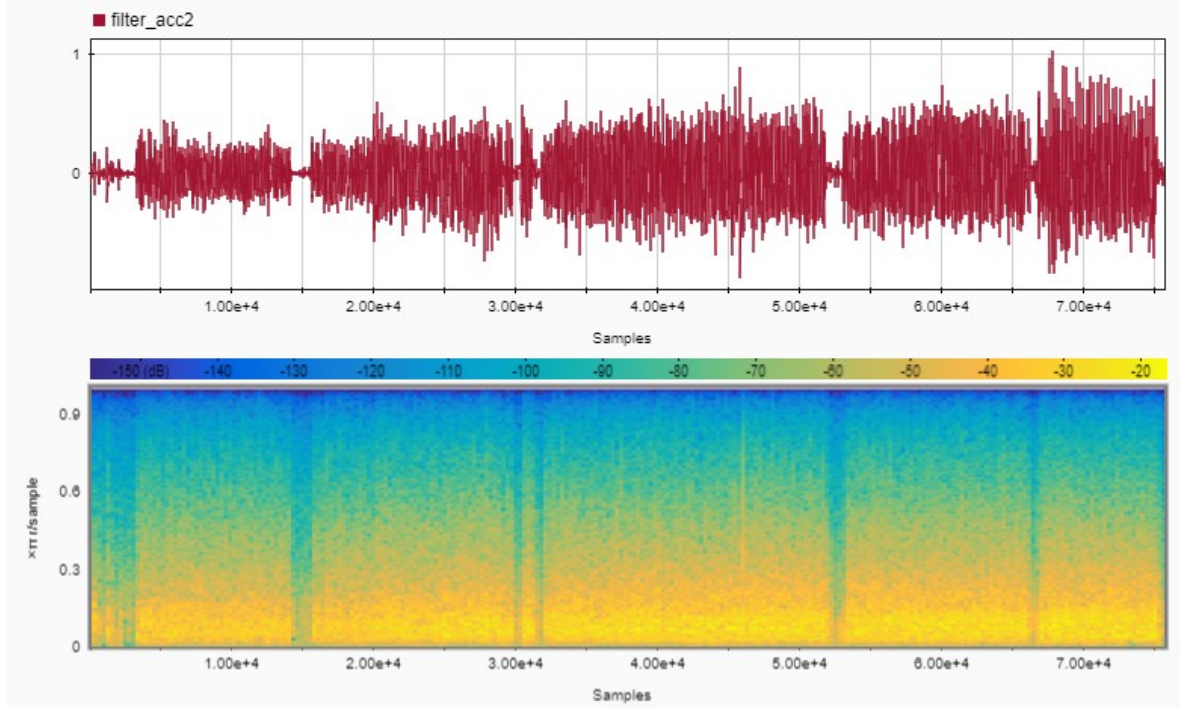


Figura 42 - Espectrograma indivíduo 1 Acco

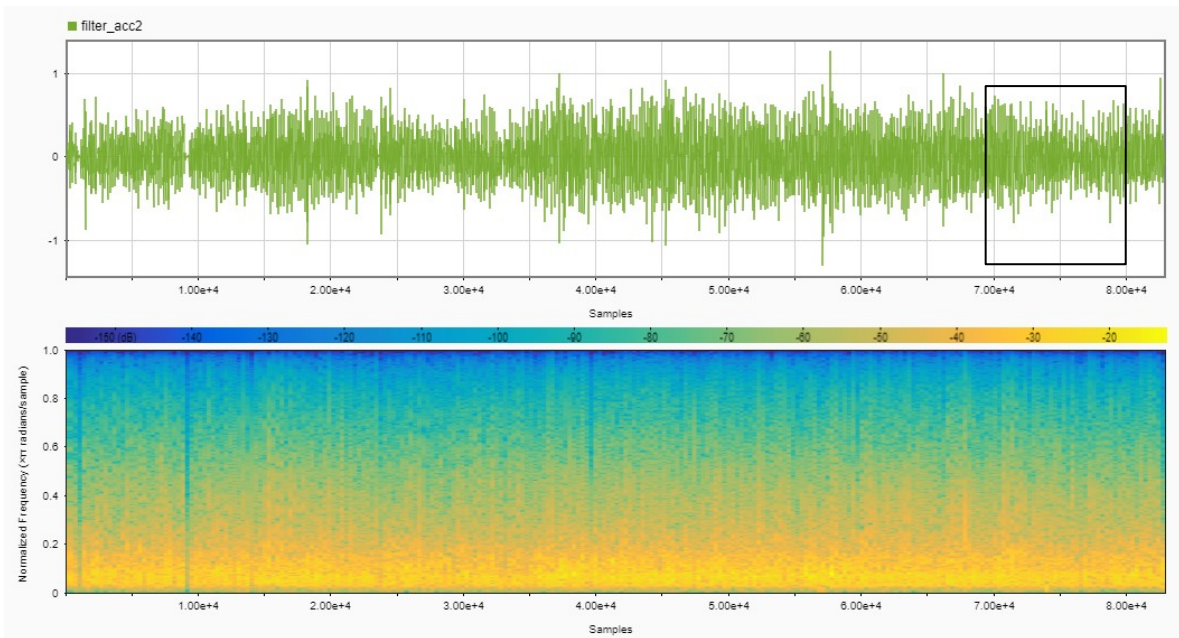


Figura 43 - Espectrograma indivíduo 2 Acc

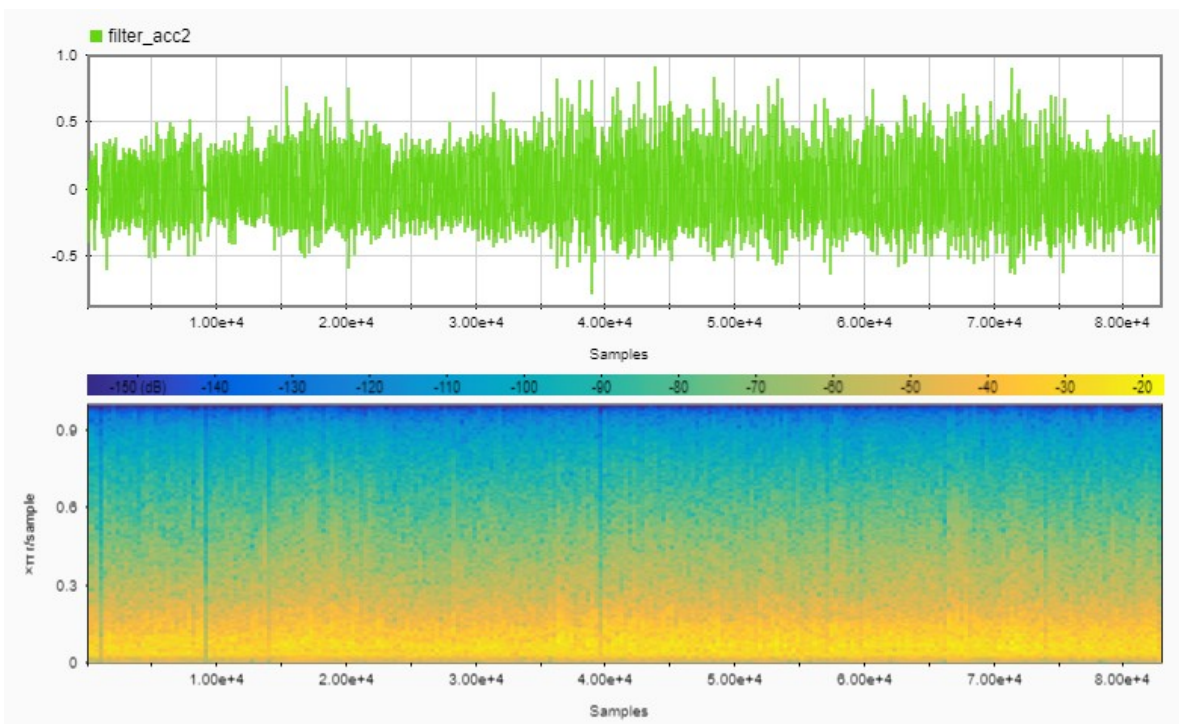


Figura 44 - Espectrograma indivíduo 2 Acco

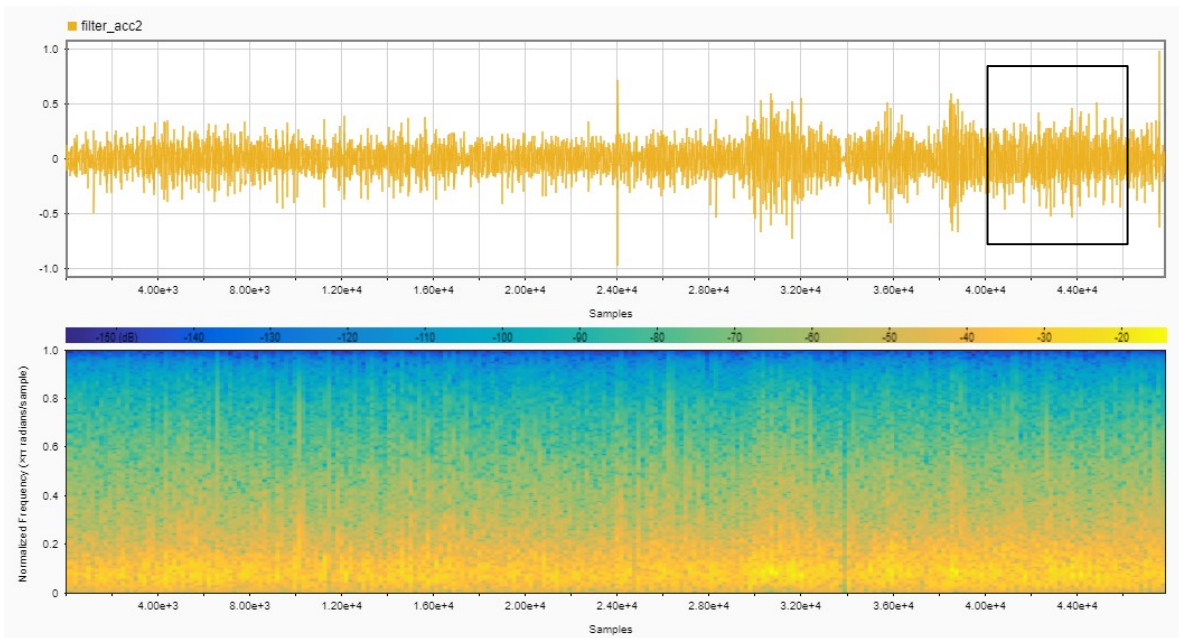


Figura 45 - Espectrograma indivíduo 3 Acc

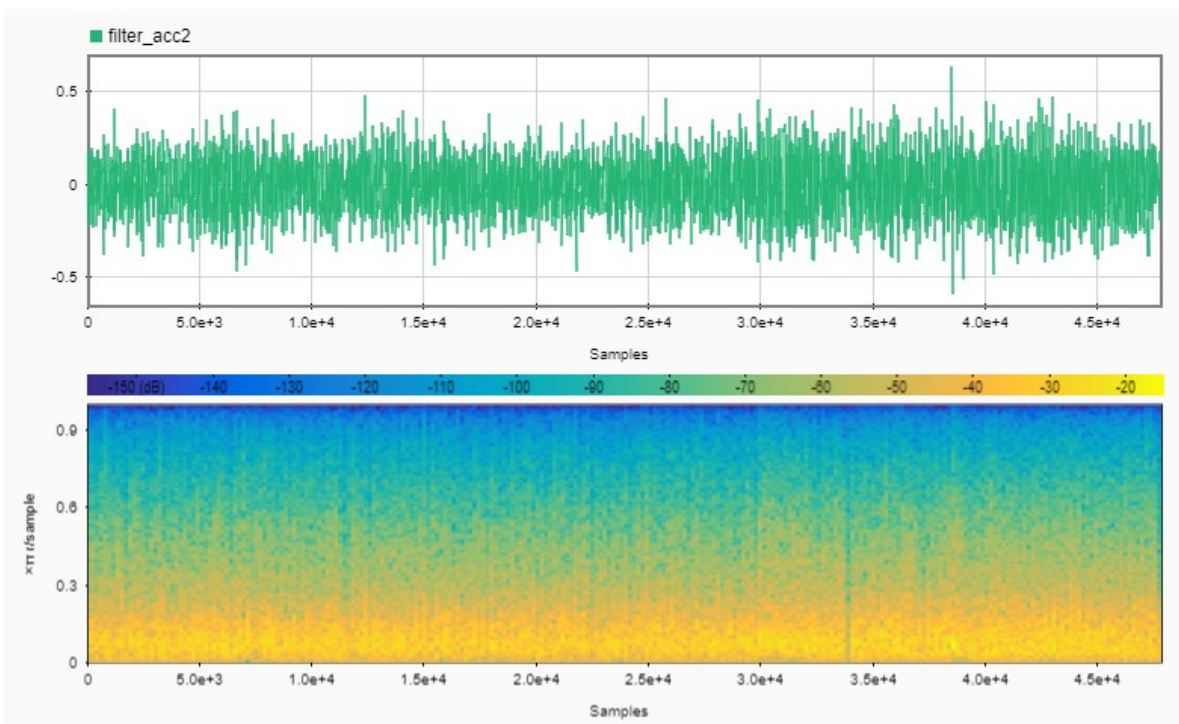


Figura 46 - Espectrograma indivíduo 3 Acco

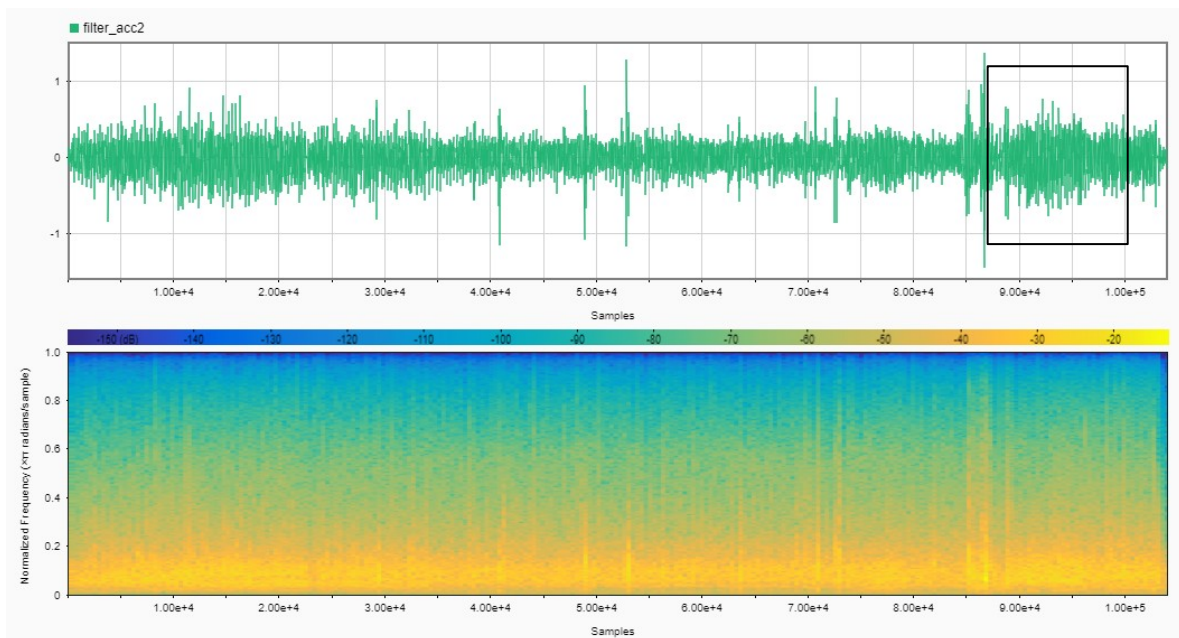


Figura 47 - Espectrograma indivíduo 4 Acc

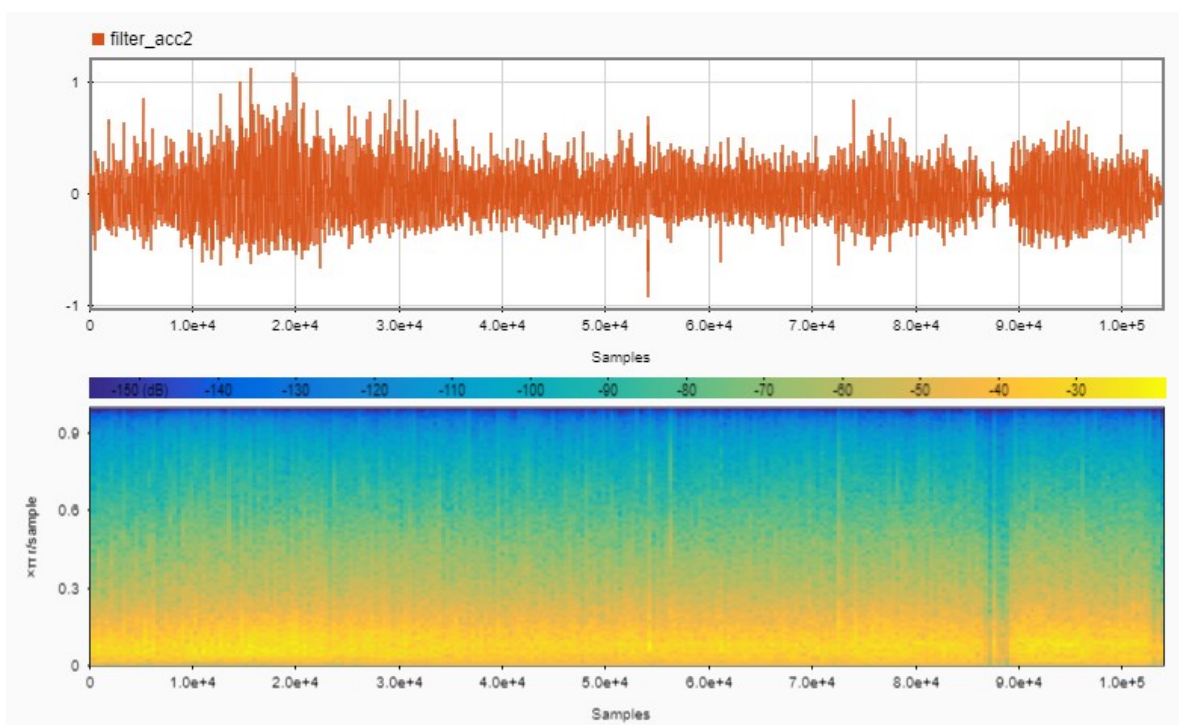


Figura 48 - Espectrograma indivíduo 4 Acco

Através dos espectrogramas dos sinais extraídos dos ombros dos indivíduos, é possível observar um reforço no comportamento do movimento esperados e não-esperados, considerando que o planos sagital do ombro é fixo e do antebraço varia pouco devido à pega com distâncias fixas.

Entretanto, é possível detetar a redução da repetição das mais altas frequências, o que de certa forma é de se esperar já que o é uma articulação mais limitada e o próprio acelerómetro praticamente só se movimenta quando o corpo do indivíduo rotaciona ou se desloca entre os pontos de apoio.

É importante perceber que outras possíveis vertentes de análise realizadas por outros autores podem ser, mesmo que futuramente integradas ou adaptadas às análises, visto que a intenção da aplicação utilizada nesse trabalho, é ainda exploratória.

Feeney, Jelaska, Uygur, & Jaric, 2017, realizaram um estudo, da mesma maneira voltado para membros superiores, porém direcionado à pega. Os indivíduos observados foram submetidos a um ensaio onde através de sensores de pressão localizados no objeto, eles, tanto com uma mão (dominante), quanto com ambas, seguraram o objeto de maneira que a “força de pega” máxima era definida por um software e a partir desse ponto, os mesmos eram encorajados a manter aquele nível de força o maior tempo possível.

O estudo baseia-se na definição das componentes das forças de pega, sendo elas “*gripping force*”, ou componente normal (GF) e a componente tangencial (TG). Sendo assim, a capacidade de segurar um objeto está diretamente relacionada com a relação dessas duas componentes.

O sinal com frequência de 200 Hz coletado foi tratado utilizando o filtro Butterworth “low-pass” recursivo (ou IIR), de segunda ordem e com frequência de corte de 10 Hz. A segunda ordem do filtro indica o valor de decréscimo da curva em dB. Enquanto um filtro “low-pass” de primeira ordem possui um valor decrescente de 6 dB por oitava, na segunda ordem esse valor é duplicado (12 dB por oitava).

Apesar de não se tratar do mesmo da mesma aplicação, a comparação do tratamento de sinal nos traz uma mais valia importante. Apesar de se tratar do mesmo método de filtragem (a etapa “low-pass”), os tempos de medição das amostras recolhidas são significativamente reduzidas (entre 5 e 10 segundos). Dessa maneira, é possível se questionar a visibilidade da aplicação do filtro dentro da sua sutil aplicação.

Além disso, o próprio método e instrumentação utilizados, poderia acrescentar o conteúdo dessa avaliação, já que a fadiga causada pela pega também interfere no desenvolvimento da fadiga generalizada. Inclusive, em vários momentos pudemos observar, através da comunicação com os indivíduos, o surgimento de uma mudança na pega. Fisicamente e possivelmente até psicologicamente, os pequenos desconfortos localizados, afetam diretamente na evolução da exaustão.

Num segundo estudo, realizado por Chandra, Hayashibe, Thondiyath, & Ramalingam, 2017, o estudo biomecânico torna-se mais laboral, portanto, mais próximo da linha de estudo proposta nesse trabalho.

A proposta é avaliar o tremor causado pela evolução da fadiga na manipulação de aparelhos de laparoscopia. A observação foi feita tanto em situação estática quanto dinâmica. Em ambas as situações, os objetos do estudo tinham o cotovelo apoiado de maneira a reproduzir a atividade real.

Dois acelerômetros triaxiais foram posicionados, um na palma da mão e outro no antebraço de maneira a observar os tremores nessas duas áreas, durante um tempo fixo de medição de 1 hora. O sinal foi filtrado utilizando um filtro *Butterworth* “band-pass” de 4ª ordem e com frequências de corte entre 0.1 e 49 Hz, pois, o objetivo é isolar as frequências manifestadas nos tremores musculares, ou ao menos destacá-las.

O acelerómetro utilizado pelos pesquisadores (Freescale™ MMA8452, Figura 49), mostra ser um equipamento muito mais direcionado, além de oferecer funções adicionais, como por exemplo uma calibração mais específica e vários métodos de detecção que acabam por se adaptar com maior precisão a diferentes utilizações.



Figura 49 - Acelerómetro *Freescale™ MMA8452*

O método de filtragem utilizado também seria uma maneira de observação diferente da que foi utilizada nesse trabalho. O filtro passa-banda (*bandpass*) delimita altas e baixas frequências, o que reduziria a necessidade de se aplicar dois filtros, passa-alta e passa-baixa.

Ainda no trabalho apresentado por Chandra et al., 2017, assim como no presente estudo, os espectrogramas foram utilizados como uma forma de comparação visual. Foi utilizada uma janela de 256 amostras o que, em comparação com este trabalho (mais de 100000 amostras), possui uma resolução muito menor.

Porém essa redução resolutiva permite uma visualização mais objetiva, clara. Dessa maneira, reduzir o número de amostras, ou até mesmo analisar a amostra em porções, passa a ser mais um possível artifício de estudo.

5 CONCLUSÃO

As lesões musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho o LMRT, acometem todos os setores laborais. Um dos fatores causadores desse fenômeno é a fadiga muscular. Diversos métodos são utilizados para avaliação, detecção, acompanhamento e previsão. Porém são muitas as variáveis presentes no desenvolvimento da mesma.

Os acelerômetros em conjunto com imagens de vídeo e observações qualitativas, conferem um conjunto de dados que permitem a compreensão, mesmo que genérica, do desenvolvimento da fadiga muscular. Porém é importante salientar e compreender que atividades executadas por seres humanos, os quais são dotados de livre arbítrio e raciocínio, conferem ao experimento inúmeras variáveis como por exemplo: motivação, compreensão da diferença entre atividade real e simulação, tolerância e etc.

Porém, em meio a todas as variáveis, é possível perceber que o corpo humano quando submetido há um exercício, necessita do instante inicial para adaptação ao movimento, seguido de uma estabilidade no movimento até o decaimento das potências psicológicas e musculares.

A aplicação de filtros nos permite eliminar variáveis que porventura se mostra em repetitivas, além de ruídos presentes. Dessa forma torna-se mais clara a observação do comportamento do indivíduo quando realizado o movimento.

Apesar de ter sido possível a detecção de alguns padrões presentes nas amostras observadas nesse trabalho, o tamanho da amostra se torna um fator limitante na consolidação dos resultados.

No segmento desta análise seria de suma importância, o confronto com outros métodos de avaliação, tanto quantitativos quanto qualitativos. Além disso, a submissão de uma obrigatoriedade, baseado por exemplo, numa cadência regida por um sinal sonoro, por exemplo, traria um maior controle do movimento, oferecendo assim maior clareza na observação dos dados, apesar de, comparado ao meio laboral, não se tratar de uma análise realista.

BIBLIOGRAFIA

- Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho. (2005). *Perigos e riscos associados à movimentação manual de cargas no local de trabalho O que é a movimentação manual de cargas?*
- Al-Mulla, M. R., Sepulveda, F., & Colley, M. (2011). Evolved pseudo-wavelet function to optimally decompose sEMG for automated classification of localized muscle fatigue. *Medical Engineering and Physics*, 33(4), 411–417. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.11.008>
- Armstrong, T. J., Buckle, P., Fine, J. F., Hagberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., ... Viikari-Juntura, E. R. (1993). A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, Vol. 19, pp. 73–84. <https://doi.org/10.5271/sjweh.1494>
- Baptista, R. R., Scheeren, E. M., Macintosh, B. R., & Vaz, M. A. (2009). Low-frequency fatigue at maximal and submaximal muscle contractions. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 42(4), 380–385. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2009000400011>
- Bernardo, F. (2017). Muscle Fatigue Assessment in Manual Handling of Loads using Motion Analysis and Accelerometers. *Feup*.
- E, J. P. F., T, J. A., I, C. V., & C, J. J. (2017). *Evaluation of Muscle Fatigue Degree using Surface Electromyography and Accelerometer Signals in Fall Detection Systems*. 21–26.
- Eurofound. (2017). *Sixth European Working Conditions Survey – Overview report (2017 update) | European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions*. <https://doi.org/10.2806/784968>
- Haque, M. A., Irani, R., Nasrollahi, K., Moeslund, T. B., & Haque, Mohammad Ahsanul; Irani, Ramin; Nasrollahi, Kamal; Moeslund, T. B. (2016). Facial video-based detection of physical fatigue for maximal muscle activity. *IET COMPUTER VISION*, 10(4, SI), 323–330. <https://doi.org/10.1049/iet-cvi.2015.0215>
- Hussain, J., Sundaraj, K., Low, Y. F., Lam, C. K., Sundaraj, S., & Ali, M. A. (2018). A systematic review on fatigue analysis in triceps brachii using surface electromyography. *Biomedical Signal Processing and Control*, 40, 396–414. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2017.10.008>
- Irani, R., Nasrollahi, K., & Moeslund, T. B. (2014). Contactless measurement of muscles fatigue by tracking facial feature points in a video. *2014 IEEE International Conference on Image Processing, ICIP 2014*, 4181–4185. <https://doi.org/10.1109/ICIP.2014.7025849>
- Luger, T., Bosch, T., Hoozemans, M. J. M., Veeger, D. H. E. J., & de Looze, M. P. (2016). Is rotating between static and dynamic work beneficial for our fatigue state? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28, 104–113. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.04.001>

- McDonald, A. C., Mulla, D. M., & Keir, P. J. (2019). Muscular and kinematic adaptations to fatiguing repetitive upper extremity work. *APPLIED ERGONOMICS*, 75, 250–256. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.11.001>
- McDonald, A. C., Tse, C. T. F., & Keir, P. J. (2016). Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part II: Recovery. *JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY*, 29, 42–49. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.05.005>
- Plux. (2018). *Accelerometer (ACC) Sensor Data Sheet*. Retrieved from <http://biosignalsplux.com/en/acc-accelerometer>
- Queiroz, M. V. de;, Uva, A. S., Carnide, F., Serranheira, F., Miranda, L. C., & Lopes, M. F. (2008). Lesões Musculoesqueléticas Relacionadas com o Trabalho: Guia de Orientação para a Prevenção. *Ministério Da Saúde, Programa Nacional Contra as Doenças Reumáticas*, 28. <https://doi.org/274779/08>
- Rashedi, E., & Nussbaum, M. A. (2016). Cycle time influences the development of muscle fatigue at low to moderate levels of intermittent muscle contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28, 37–45. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.03.001>
- Sheerin, K. R., Reid, D., & Besier, T. F. (2019). The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use. *Gait and Posture*, 67(September 2018), 12–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.017>
- Vøllestad, N. K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74(2), 219–227. [https://doi.org/10.1016/S0165-0270\(97\)02251-6](https://doi.org/10.1016/S0165-0270(97)02251-6)

ANEXO I

Conversão do sinal de acelerómetros (Plux, 2018).

$$ACC(Gforce) = \frac{ADC - Cmin}{Cmax - Cmin} \times 2 - 1$$

Equação 1 - Conversão de Sinal em G-Force

$$Cmin = 208$$

$$Cmax = 312$$

$$a = (2 \times ACC) \times 9,81$$

Equação 2 - Conversão G-Force em m/s²

Integração para obtenção de velocidade e deslocamento a partir das acelerações obtidas.

$$\int_{\square}^{\square} \square v_x = \frac{(t_{n+1} - t_n) \times (ax_n + ax_{n+1})}{2}$$

Equação 3 – Integral para Velocidade

$$\iint_{\square}^{\square} \square x = \frac{(t_{n+1} - t_n) \times (vx_n + vx_{n+1})}{2}$$

Equação 4 – Integral para Deslocamento

APÊNDICE I

Indivíduo 1

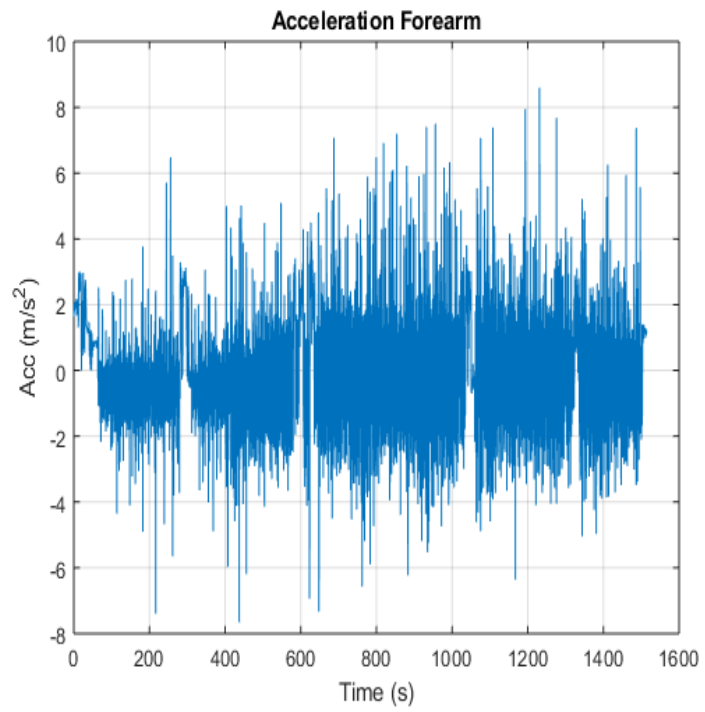


Figura 50 - Aceleração Antebraço Individuo 1

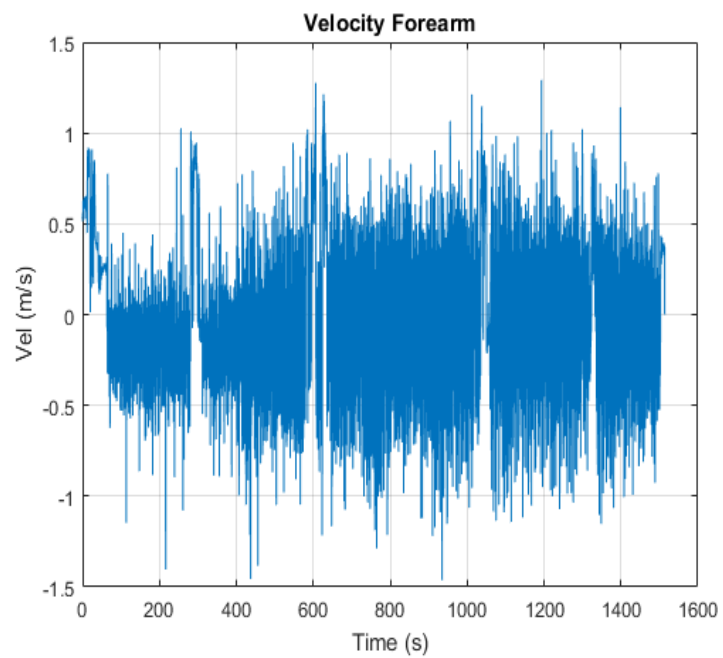


Figura 51 - Velocidade Antebraço Individuo 1

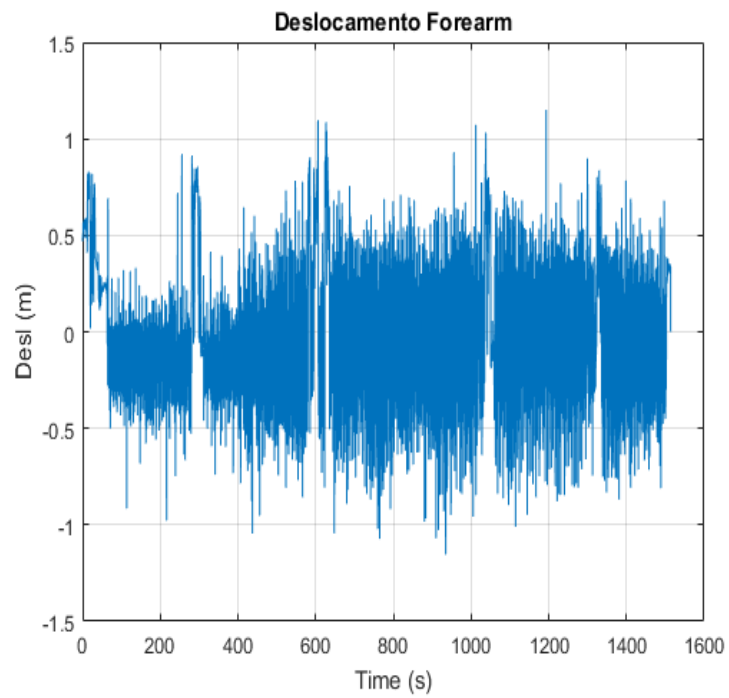


Figura 52 - Deslocamento Antebraço Individuo 1

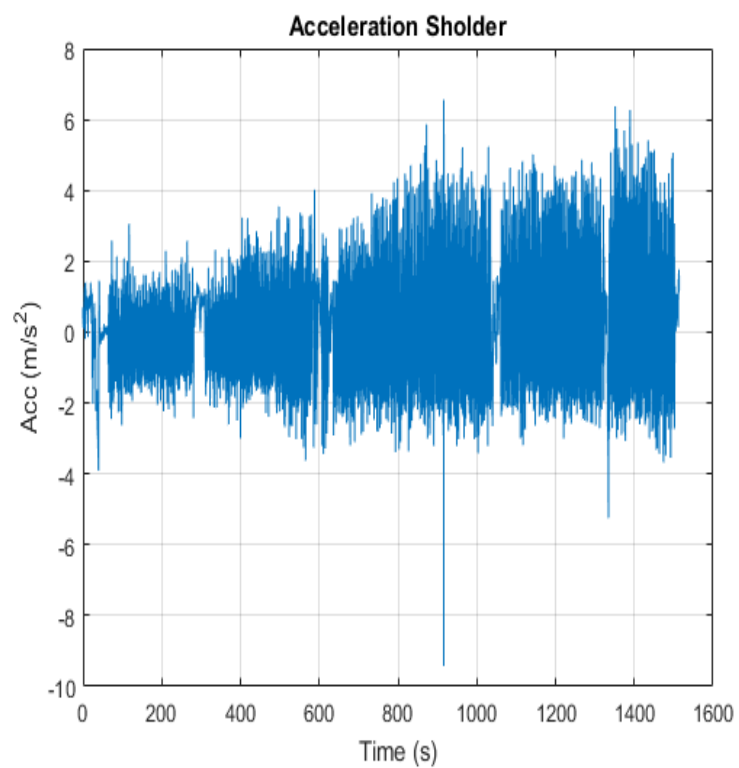


Figura 53 - Aceleração Ombro Individuo 1

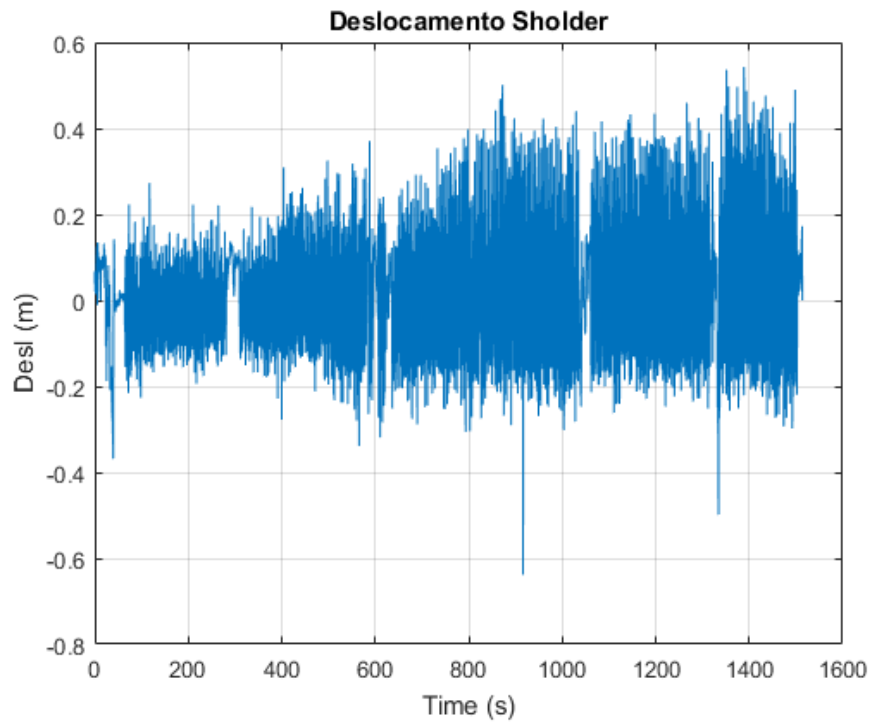


Figura 54 - Deslocamento Ombro Individuo 1

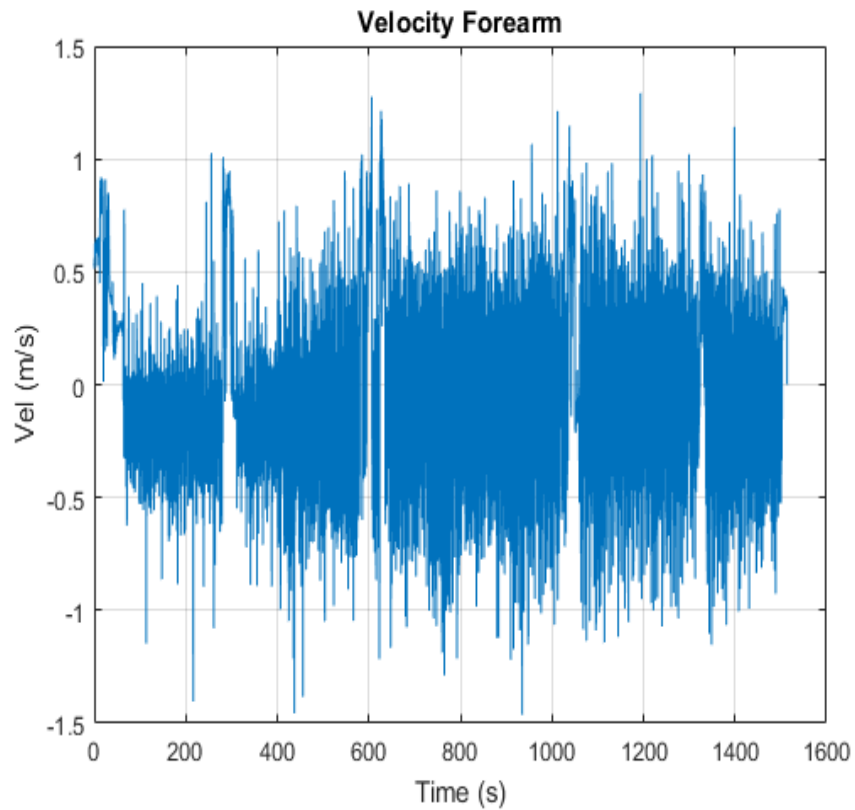


Figura 55 - Velocidade Antebraço Individuo 1

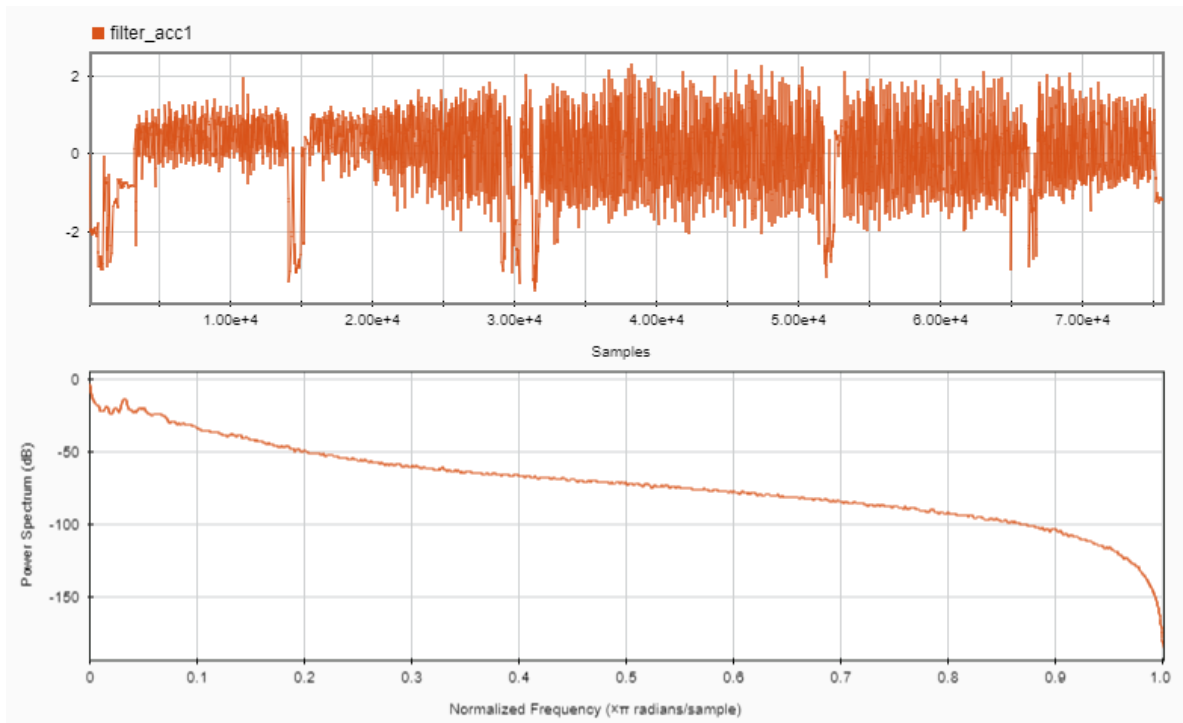


Figura 56 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Antebraço Indivíduo 1

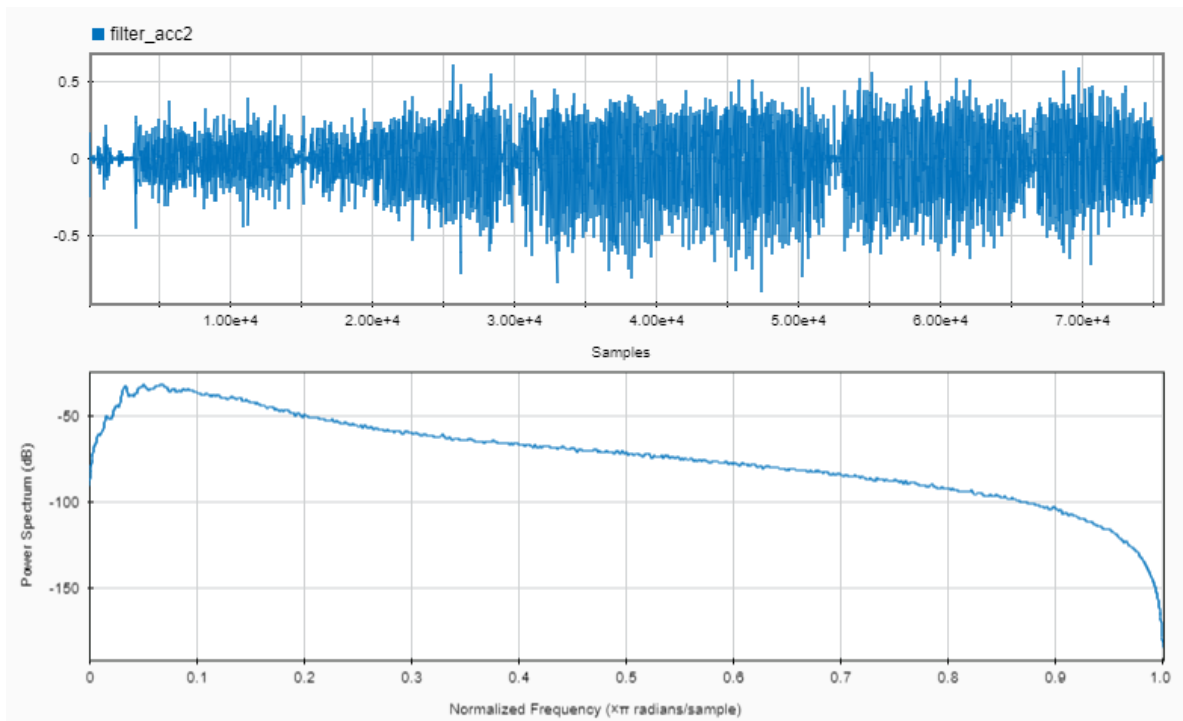


Figura 57 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Antebraço Indivíduo 1

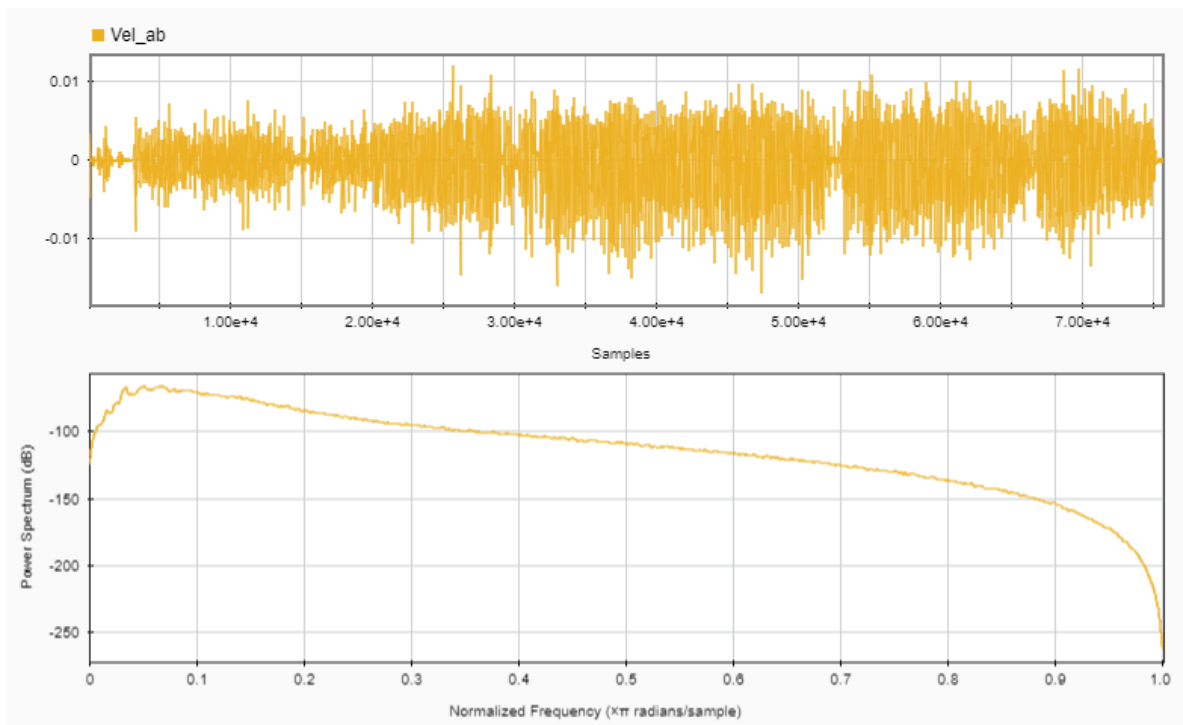


Figura 58 - Velocidade Filtrada Antebraço Indivíduo 1

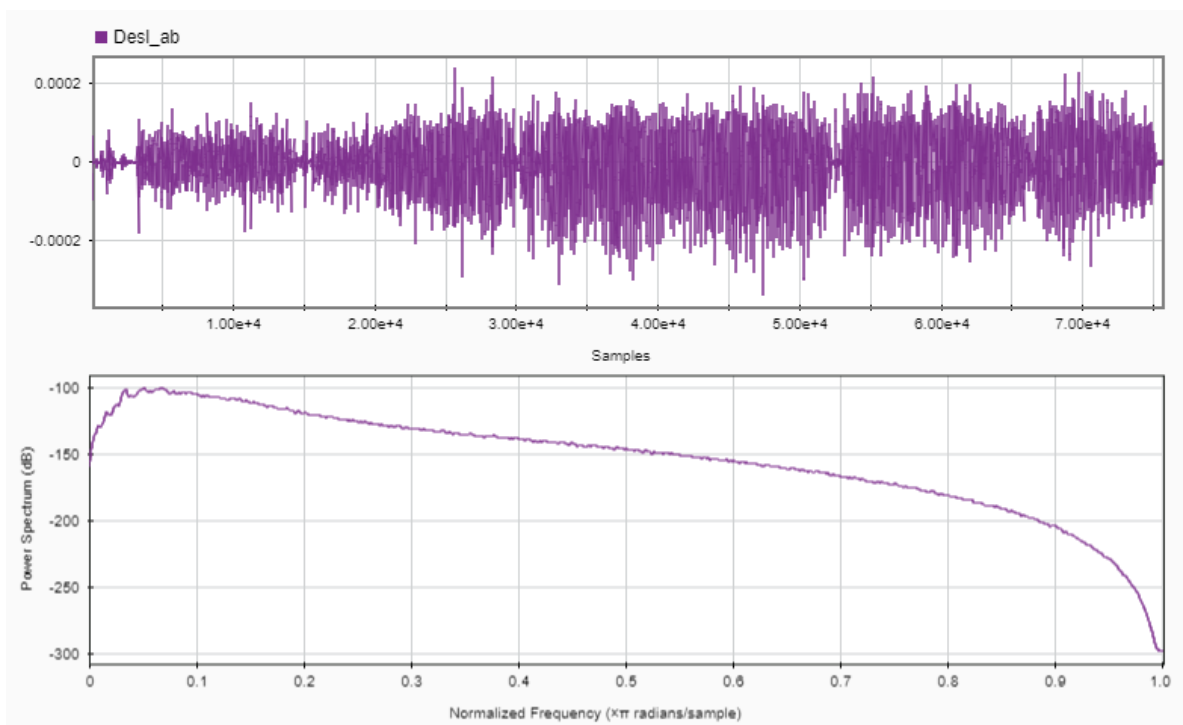


Figura 59 - Deslocamento Filtrado Antebraço Indivíduo 1

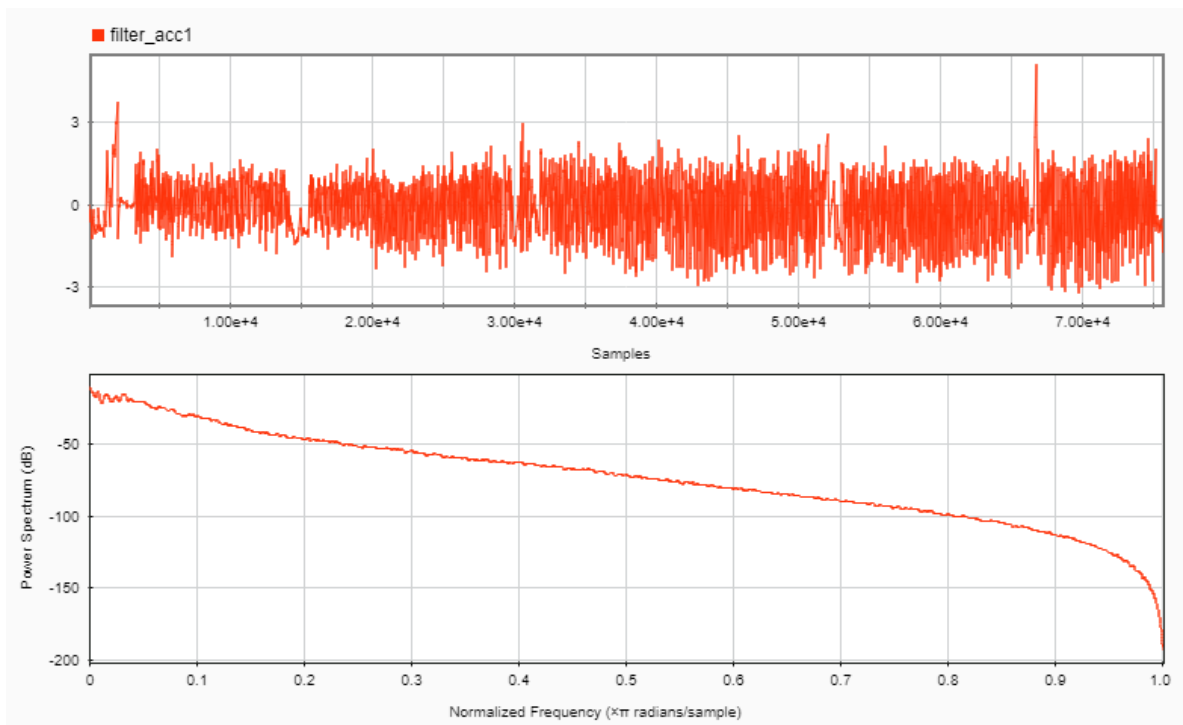


Figura 60 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Ombro Indivíduo 1

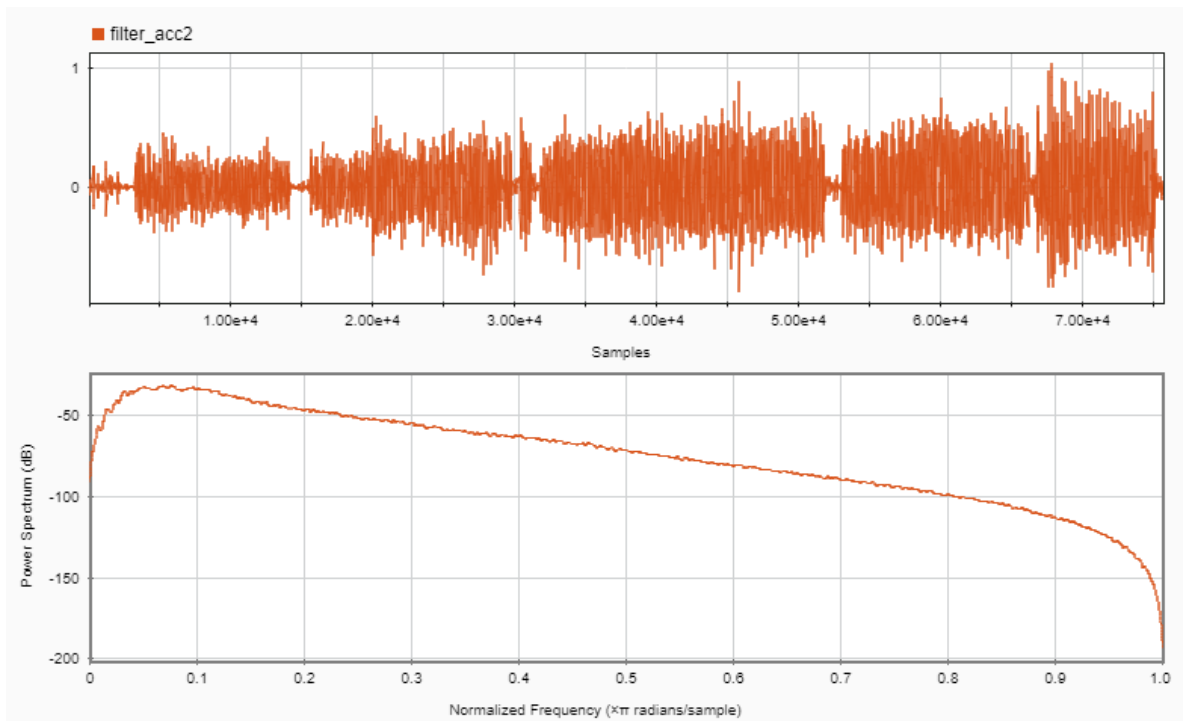


Figura 61 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Ombro Indivíduo 1

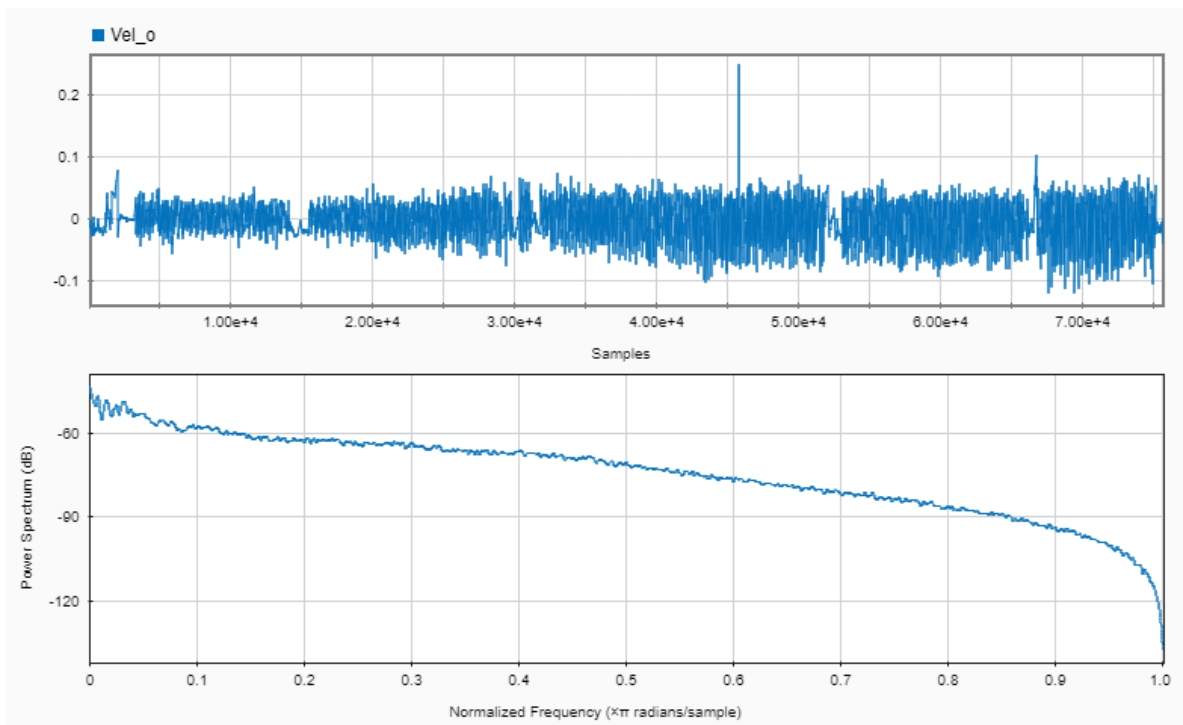


Figura 62 - Velocidade Filtrada Ombro Individuo 1

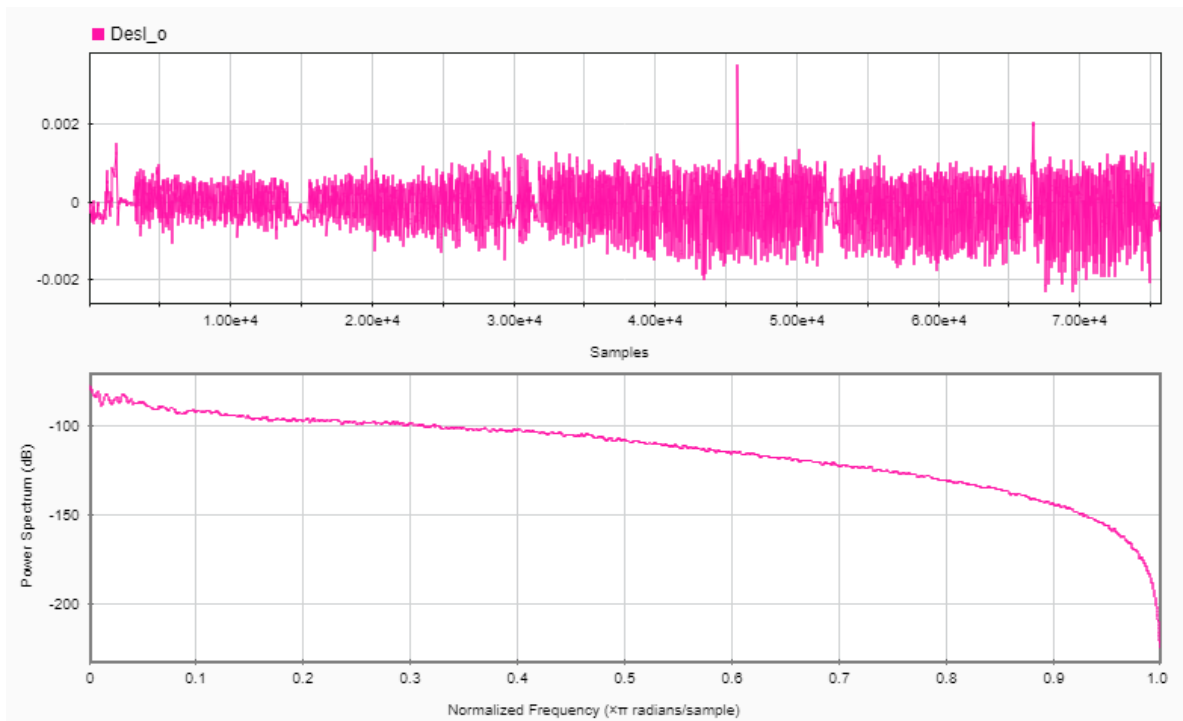


Figura 63 - Deslocamento Filtrada Ombro Individuo 1

Indivíduo 2

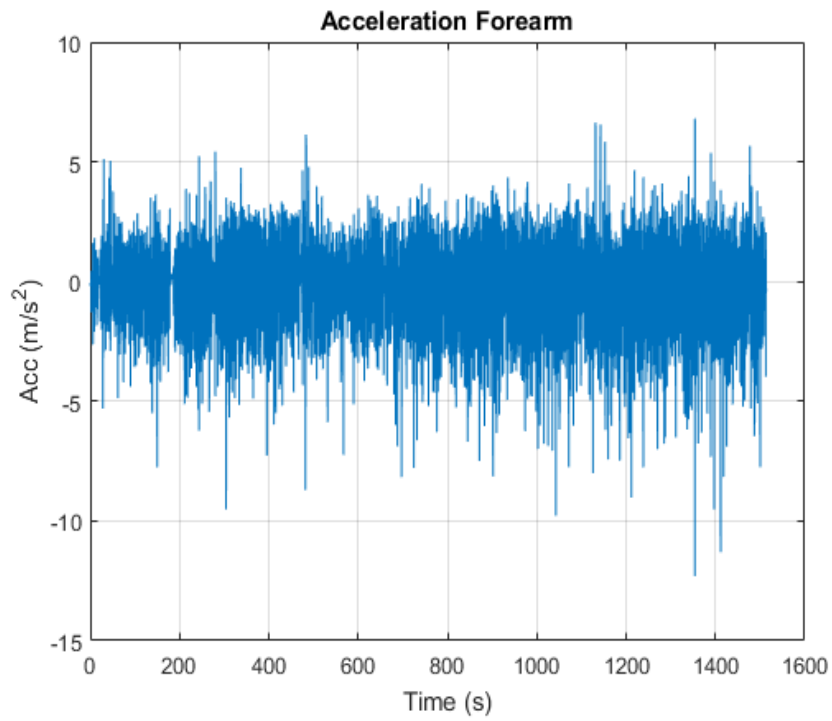


Figura 64 - Aceleração Antebraço Individuo 2

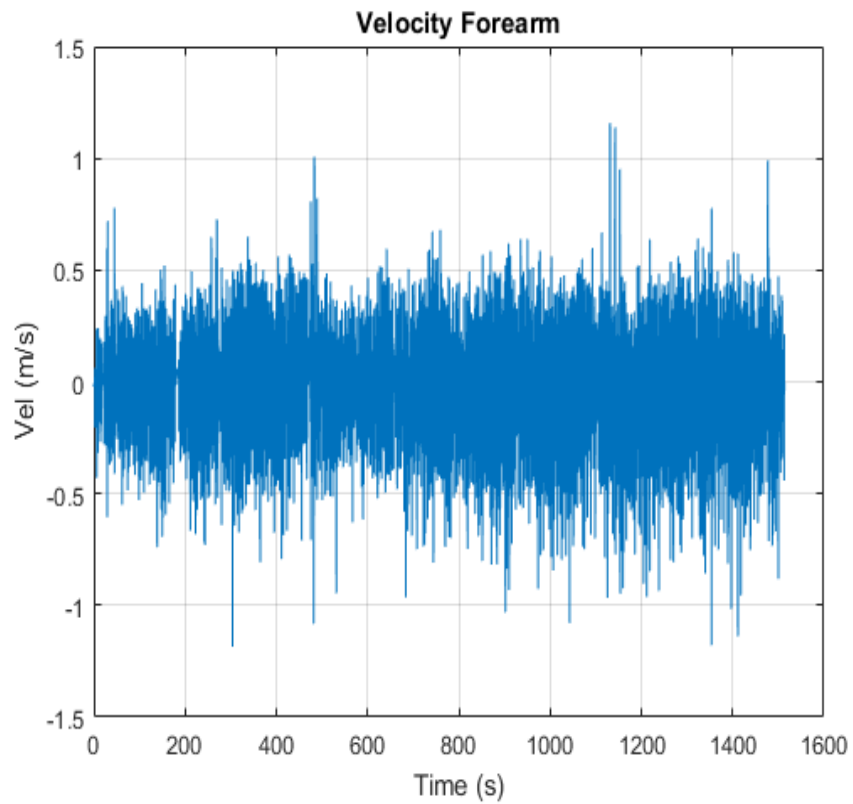


Figura 65 - Velocidade Antebraço Individuo 2

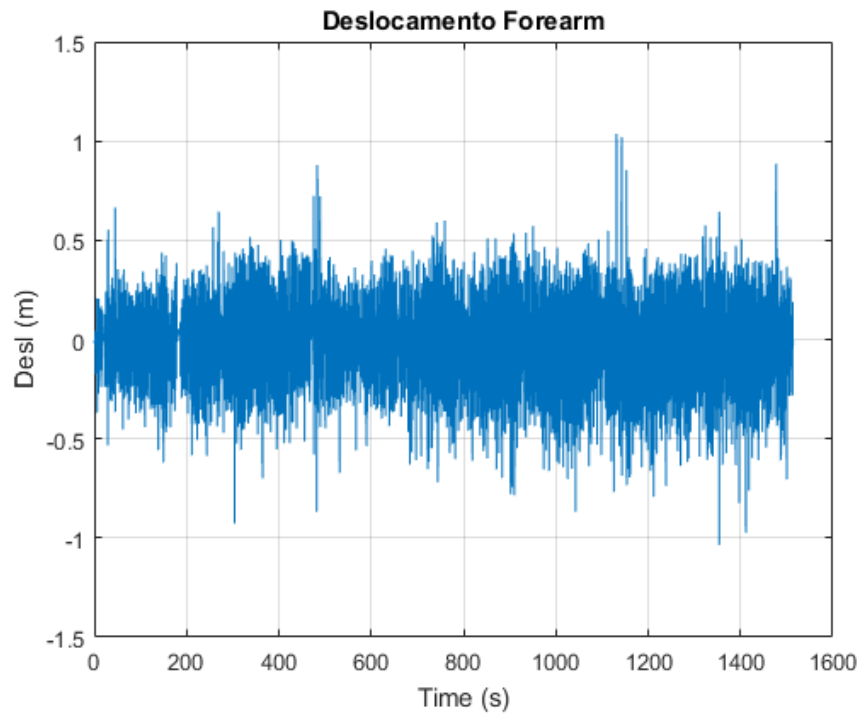


Figura 66 - Deslocamento Antebraço Individuo 2

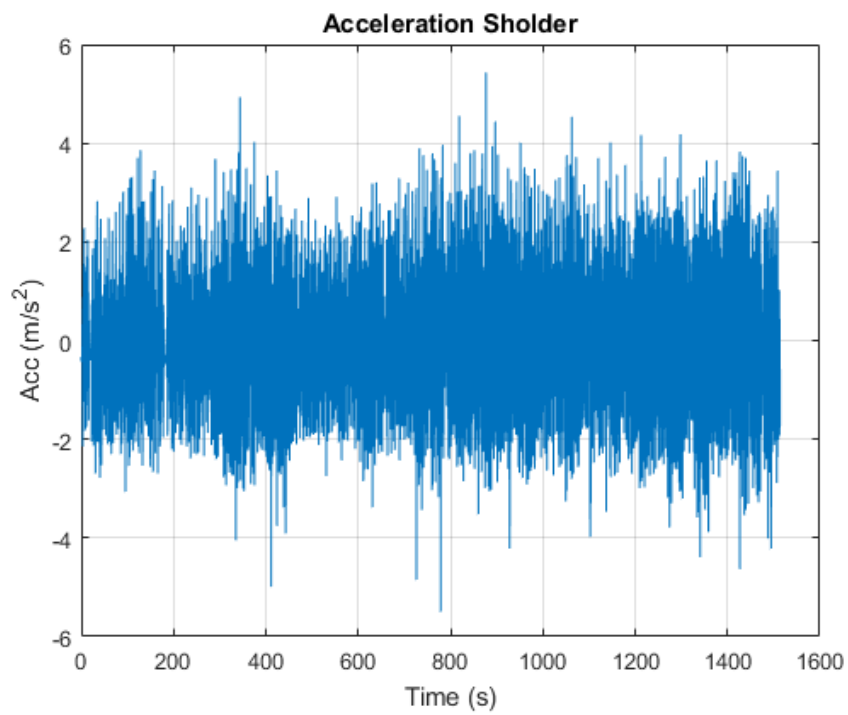


Figura 67 - Aceleração Ombro Individuo 2

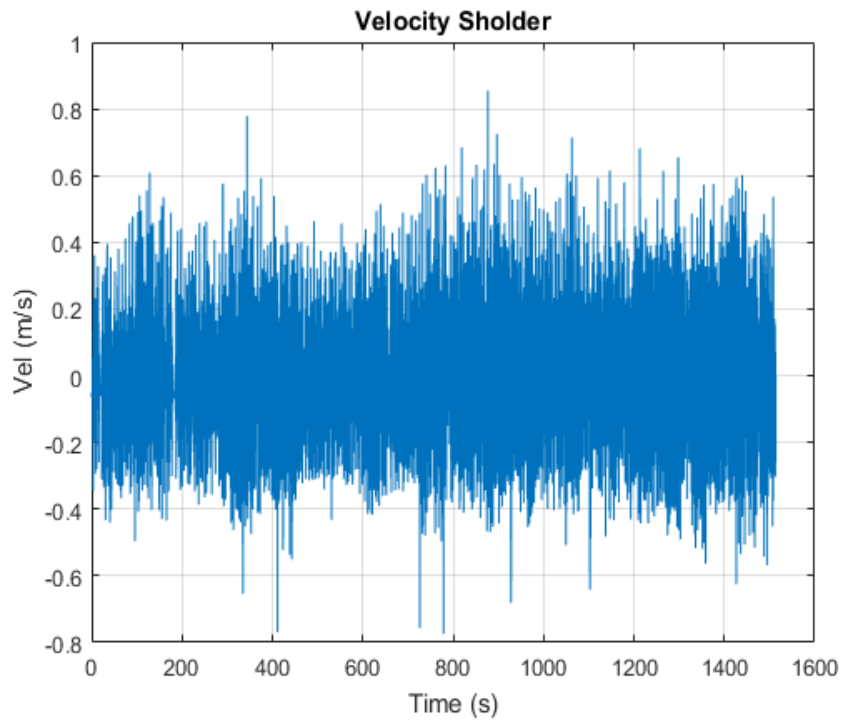


Figura 68 - Velocidade Ombro Individuo 2

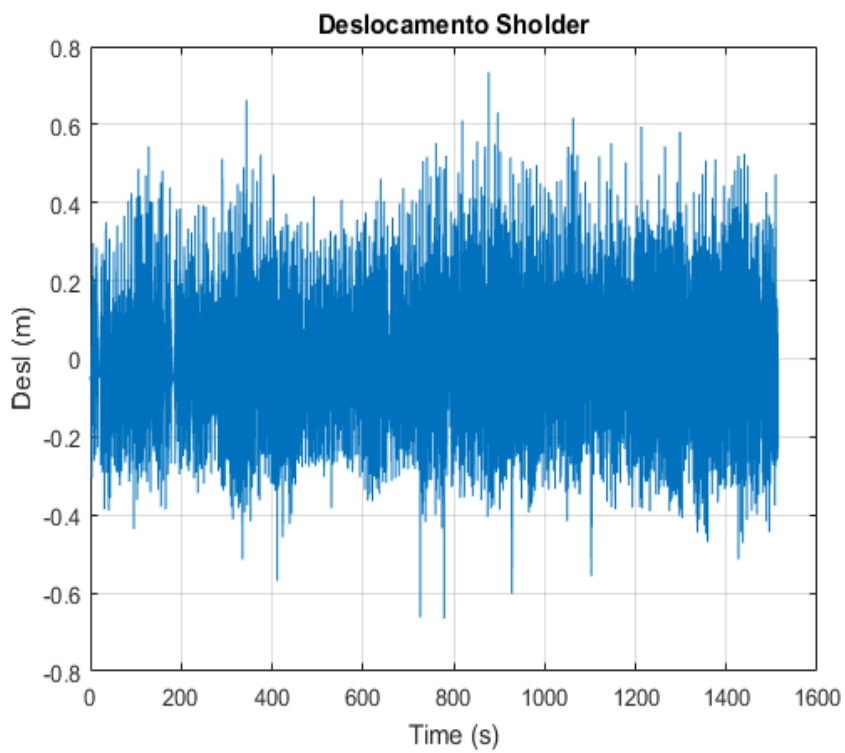


Figura 69 - Deslocamento Ombro Individuo 2

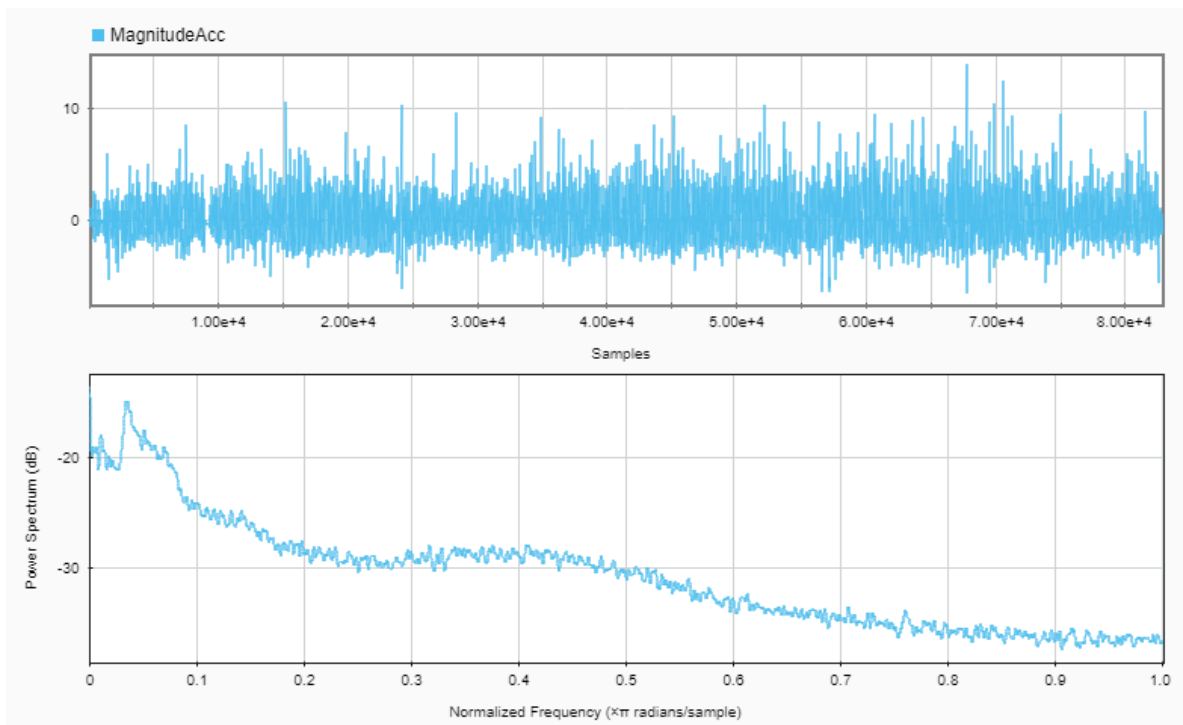


Figura 70 - Espectro de frequências indivíduo 2

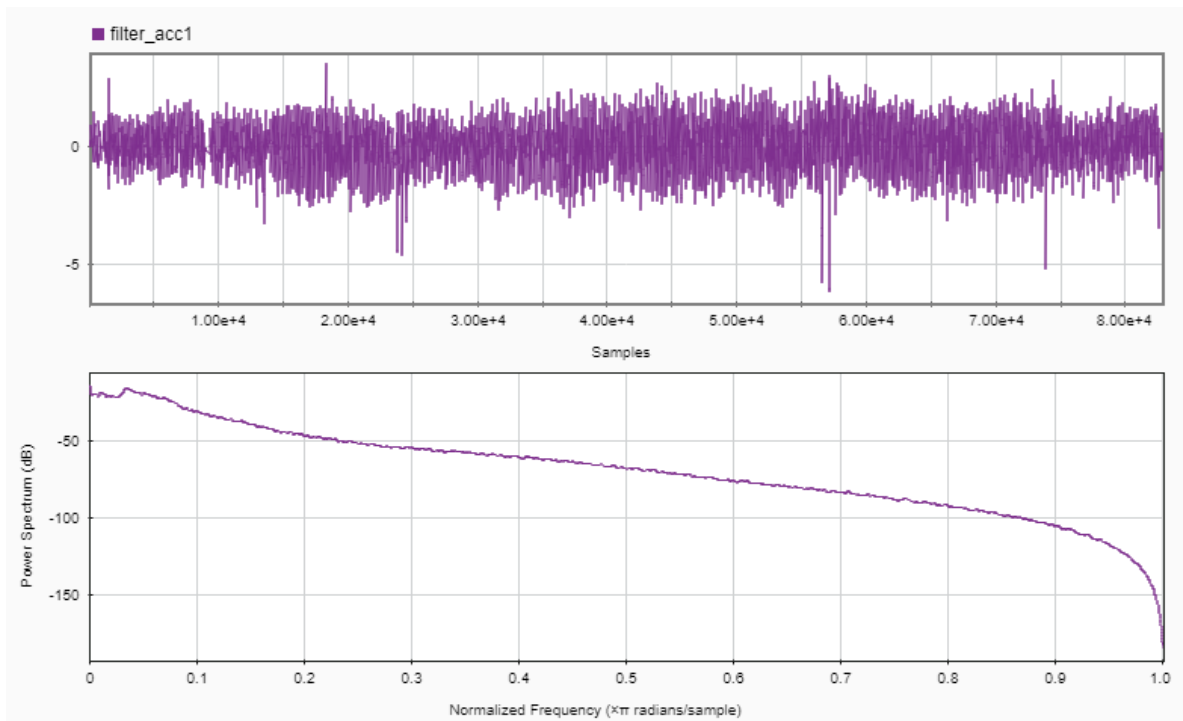


Figura 71 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Antebraço Indivíduo 2

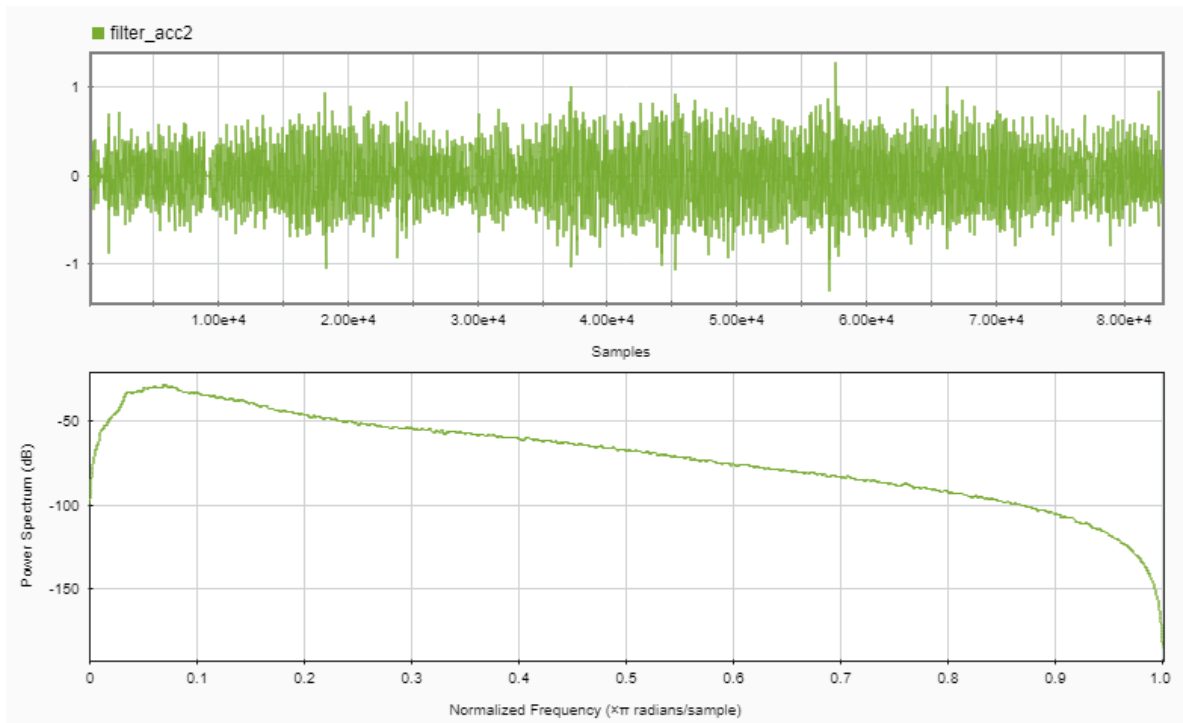


Figura 72 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Antebraço Indivíduo 2

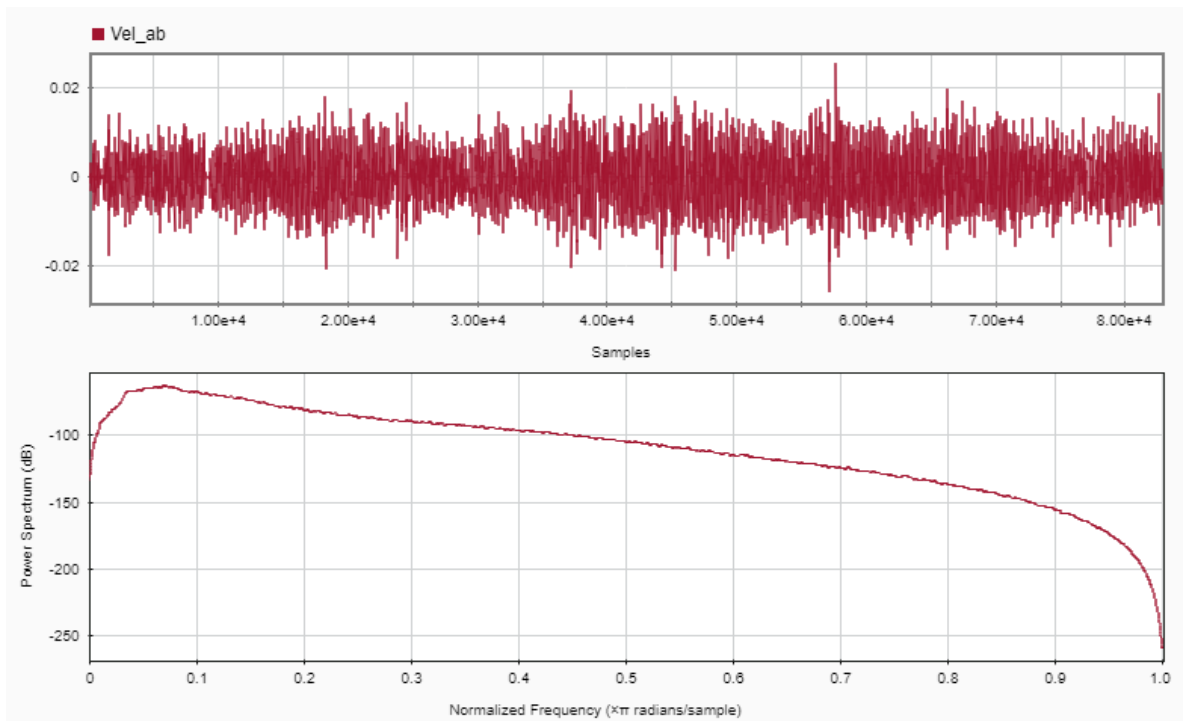


Figura 73 - Velocidade Filtrada Antebraço Indivíduo 2

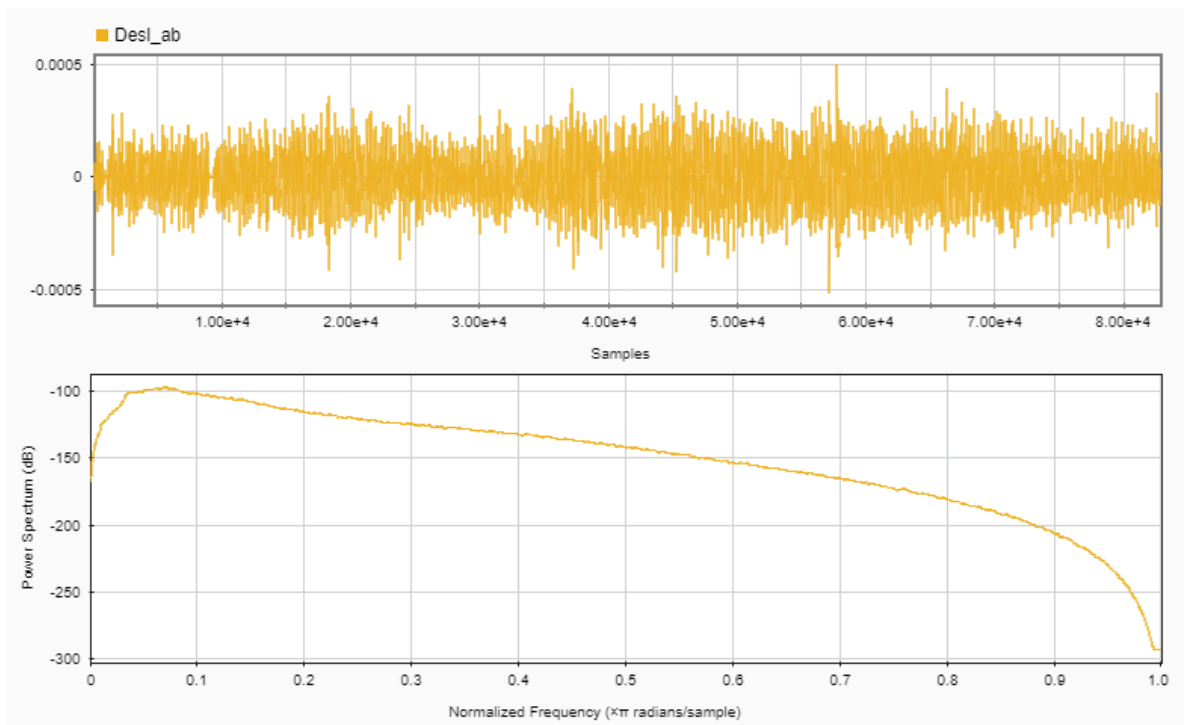


Figura 74 - Deslocamento Filtrada Antebraço Individuo 2

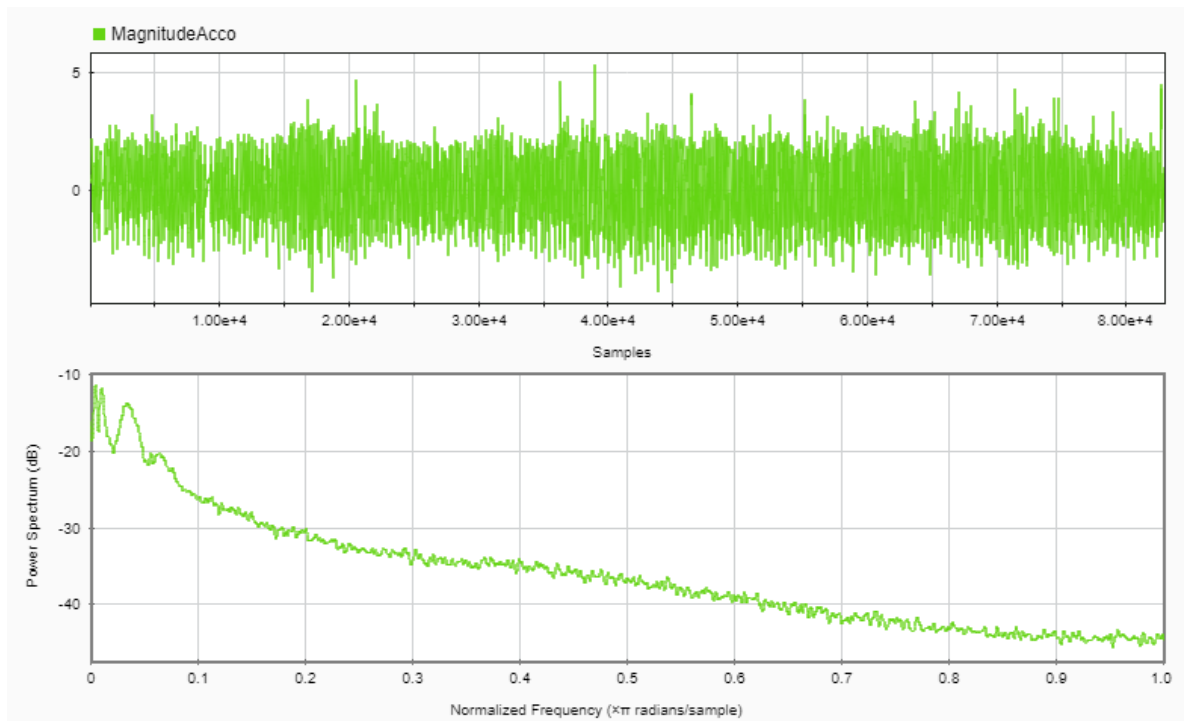


Figura 75 – Espectro de Frequência Ombro Individuo 2

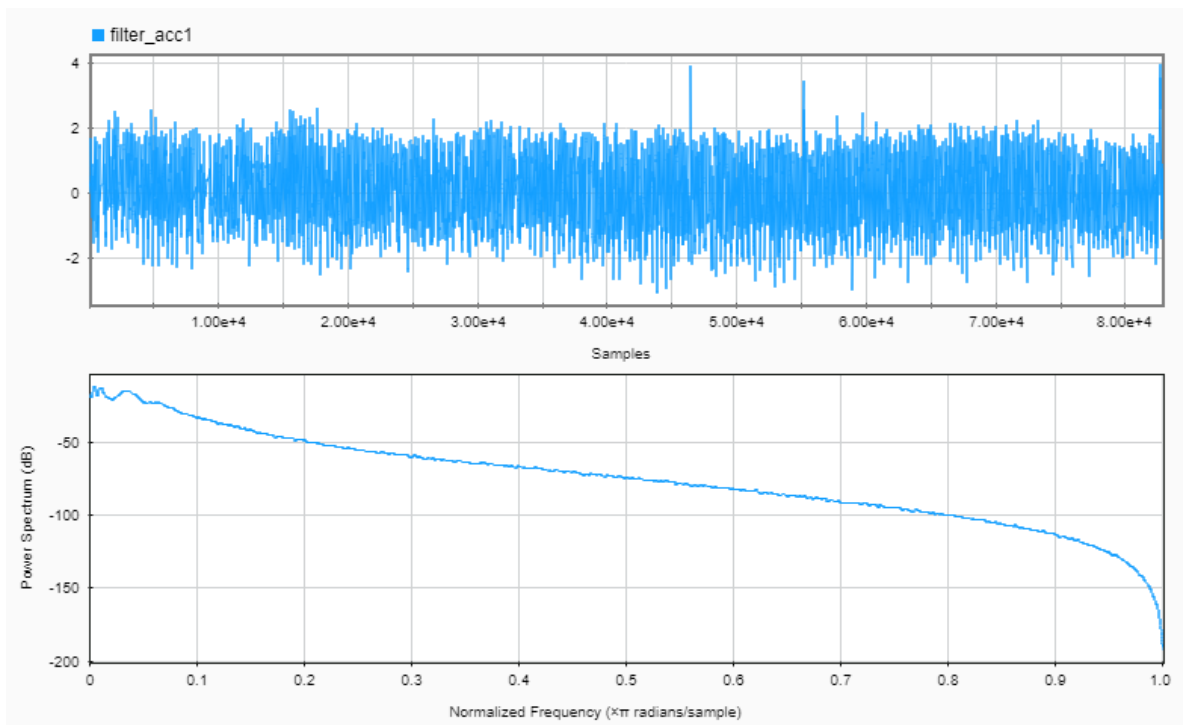


Figura 76 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Ombro Indivíduo 2

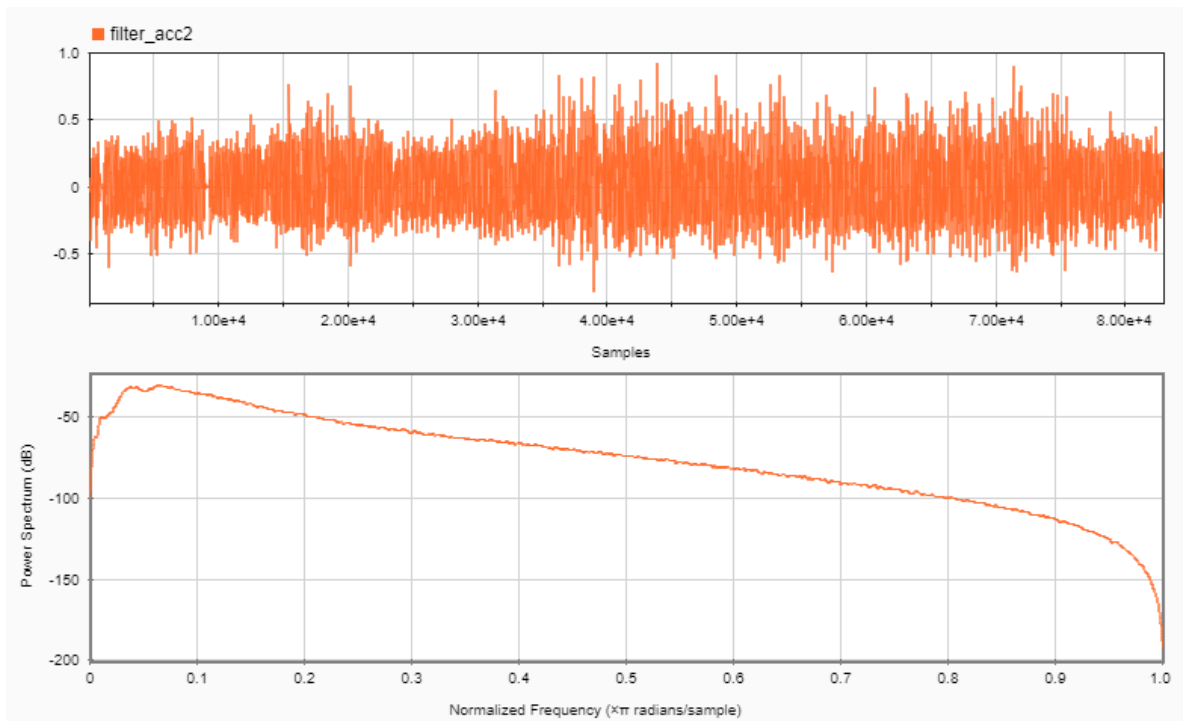


Figura 77 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Ombro Indivíduo 2

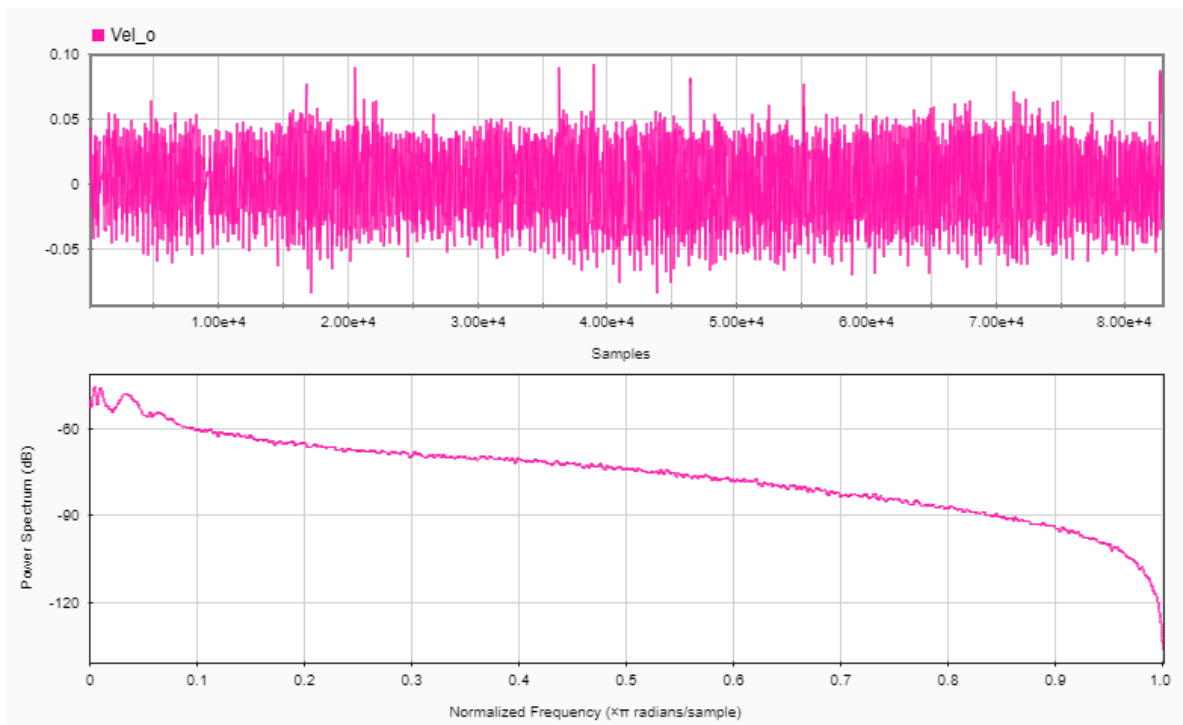


Figura 78 - Velocidade filtrada ombro Indivíduo 2

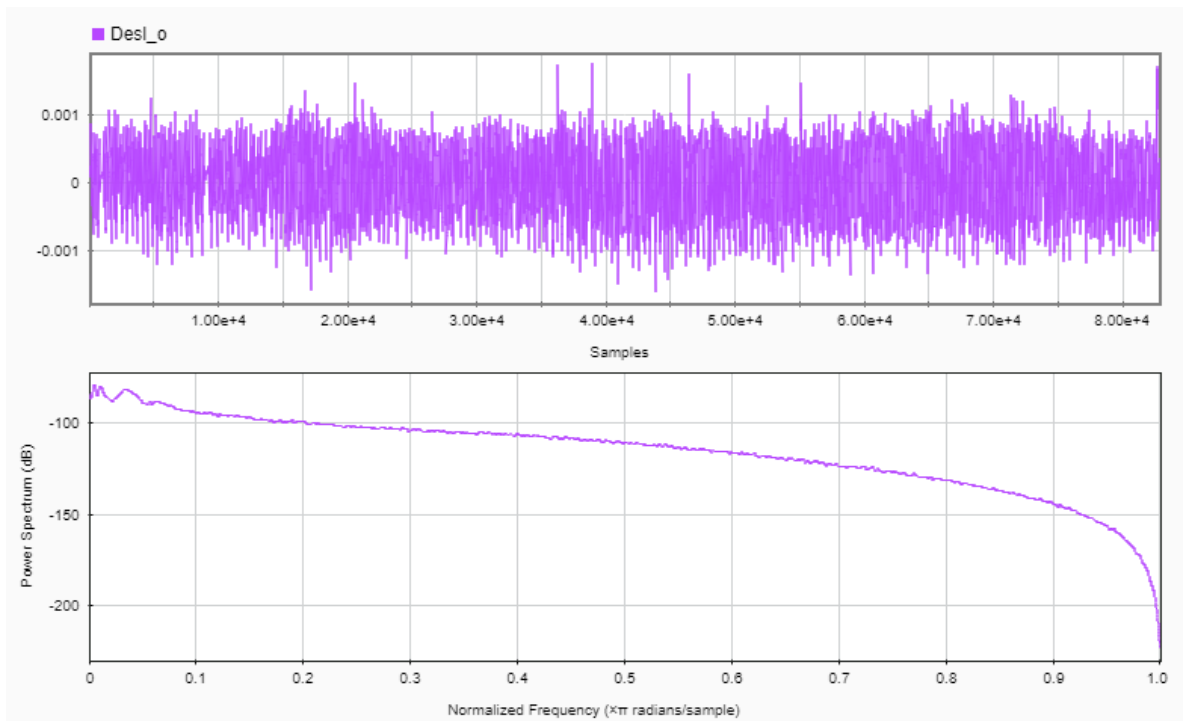


Figura 79 - Deslocamento filtrado ombro Indivíduo 2

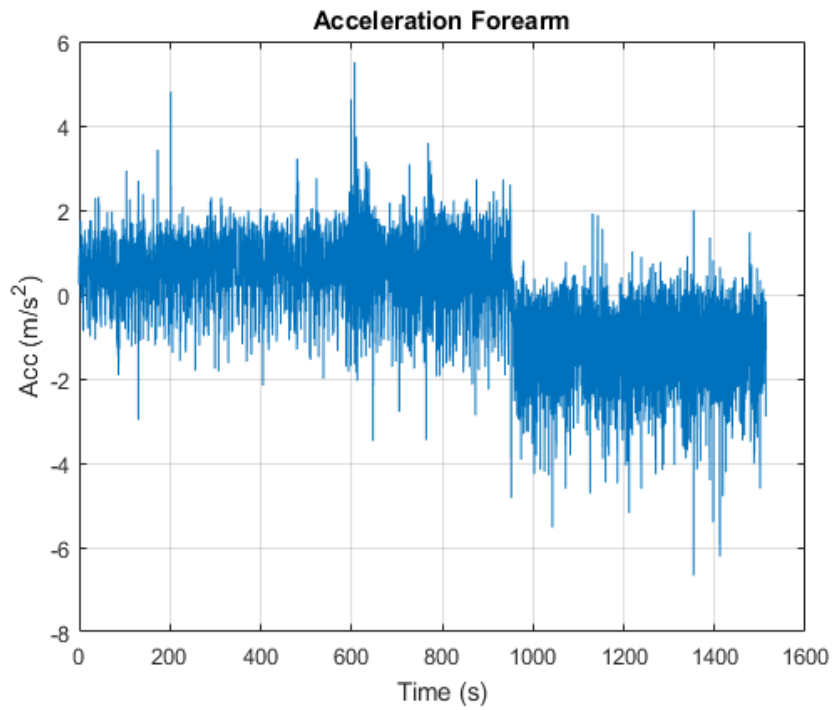


Figura 80 - Aceleração antebraço indivíduo 3

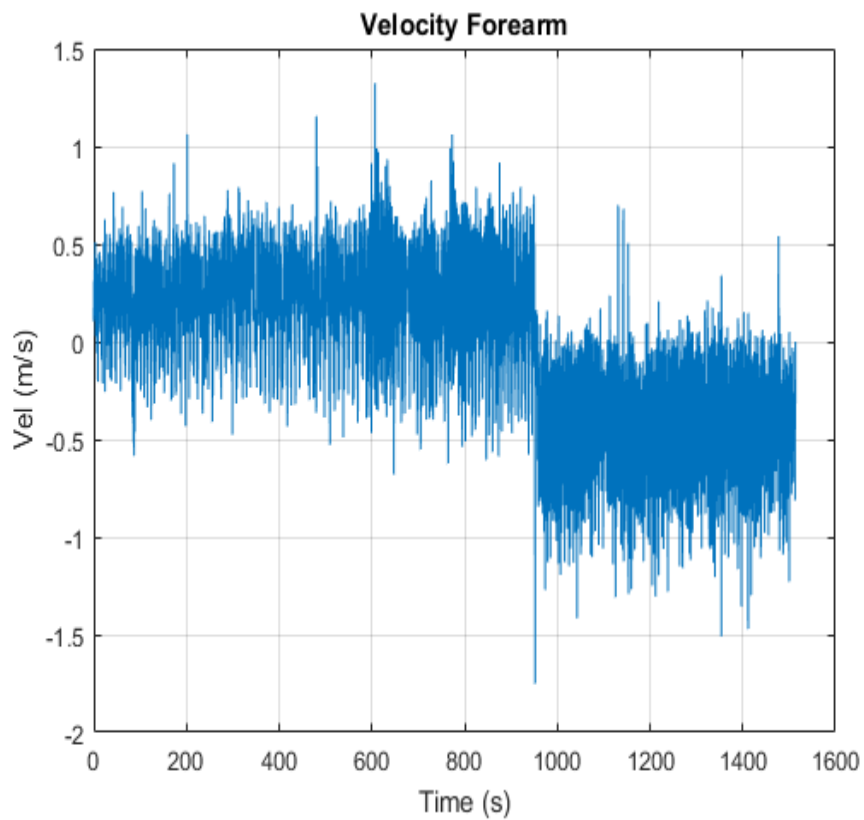


Figura 81 - Velocidade antebraço indivíduo 3

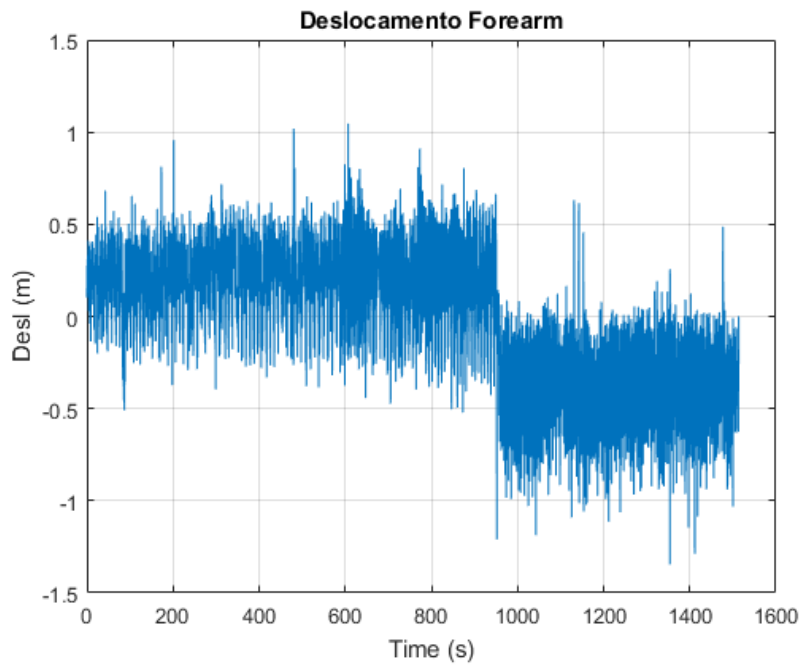


Figura 82 - Deslocamento antebraço indivíduo 3

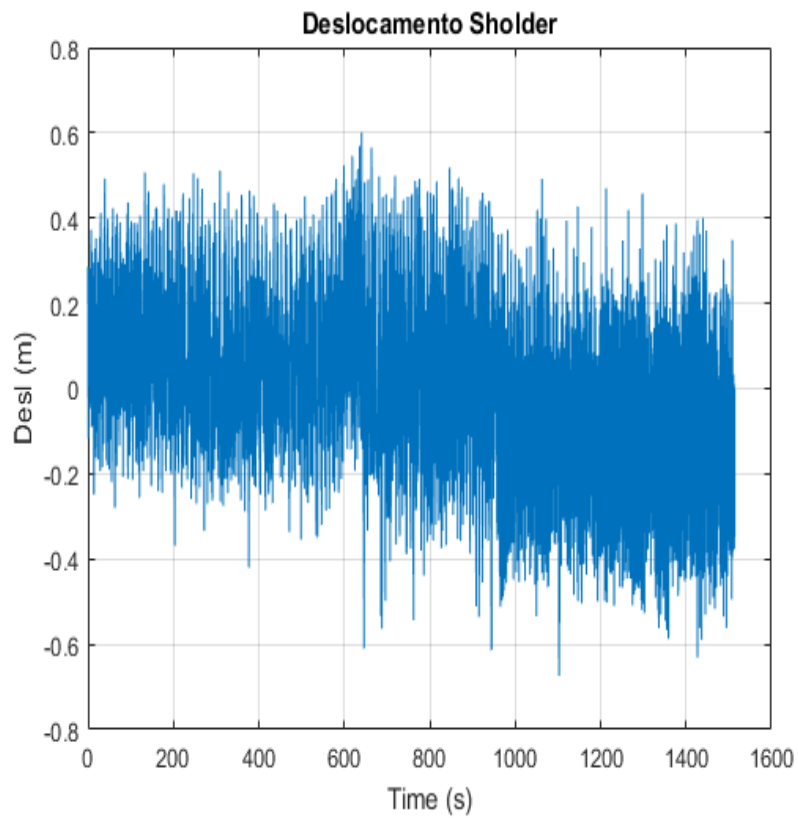


Figura 83 - Deslocamento ombro indivíduo 3

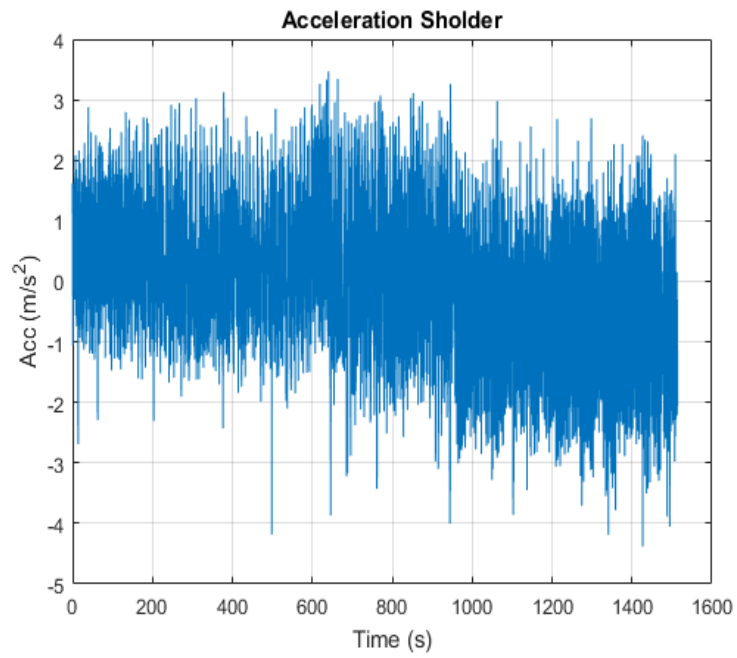


Figura 84 - Aceleração Ombro Individuo 3

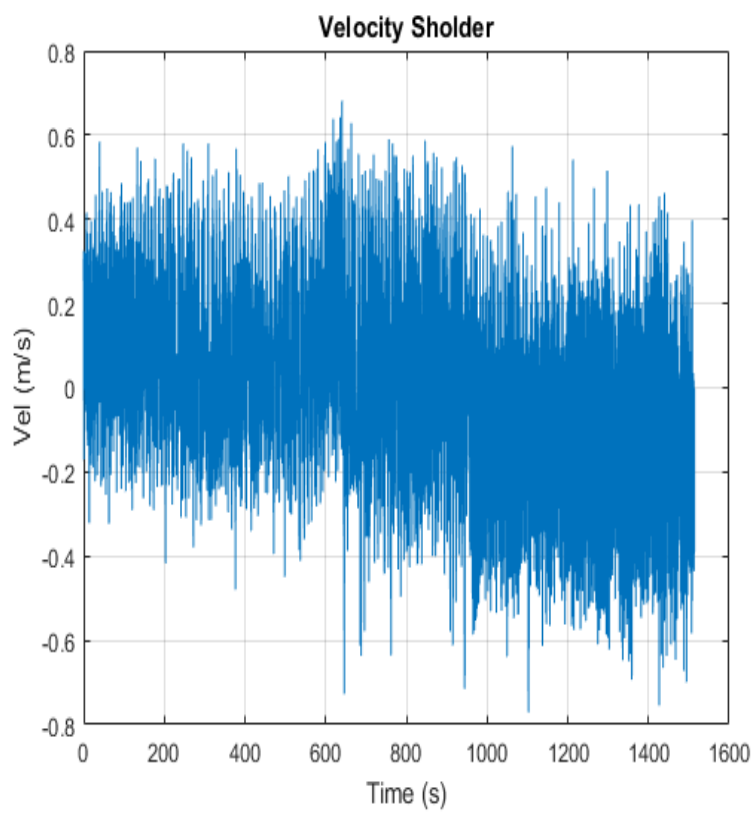


Figura 85 - Velocidade Ombro Individuo 3

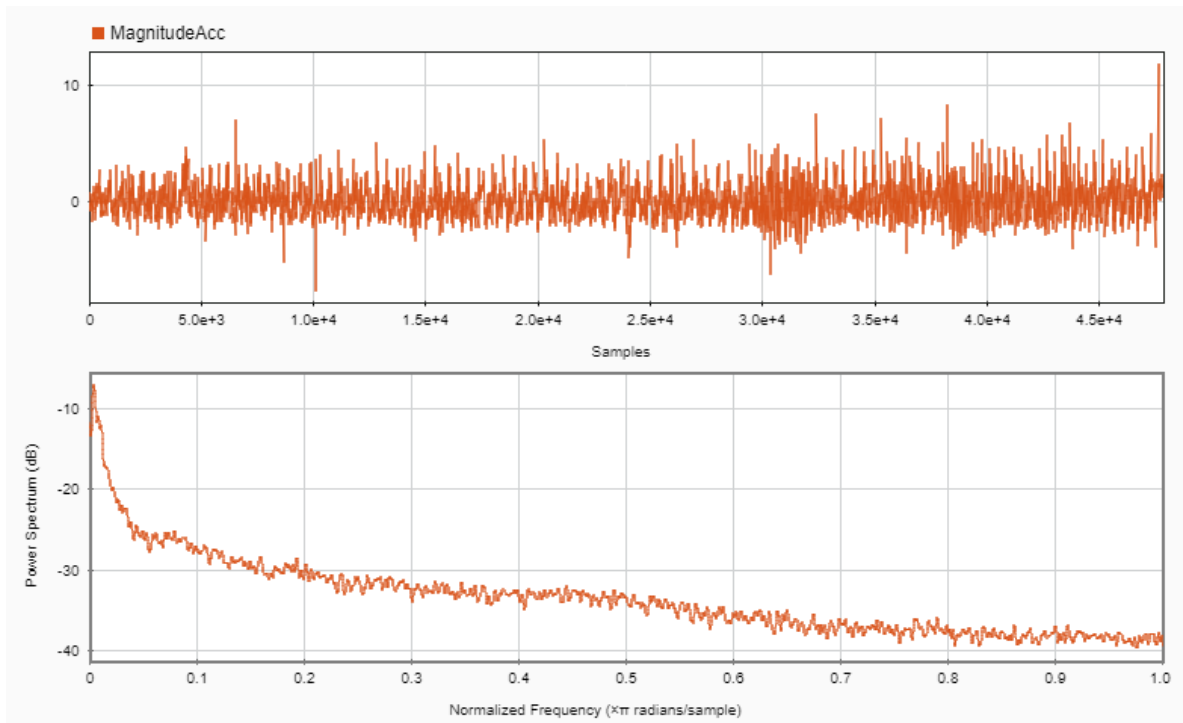


Figura 86 - Espectro de Frequências Individuo 3

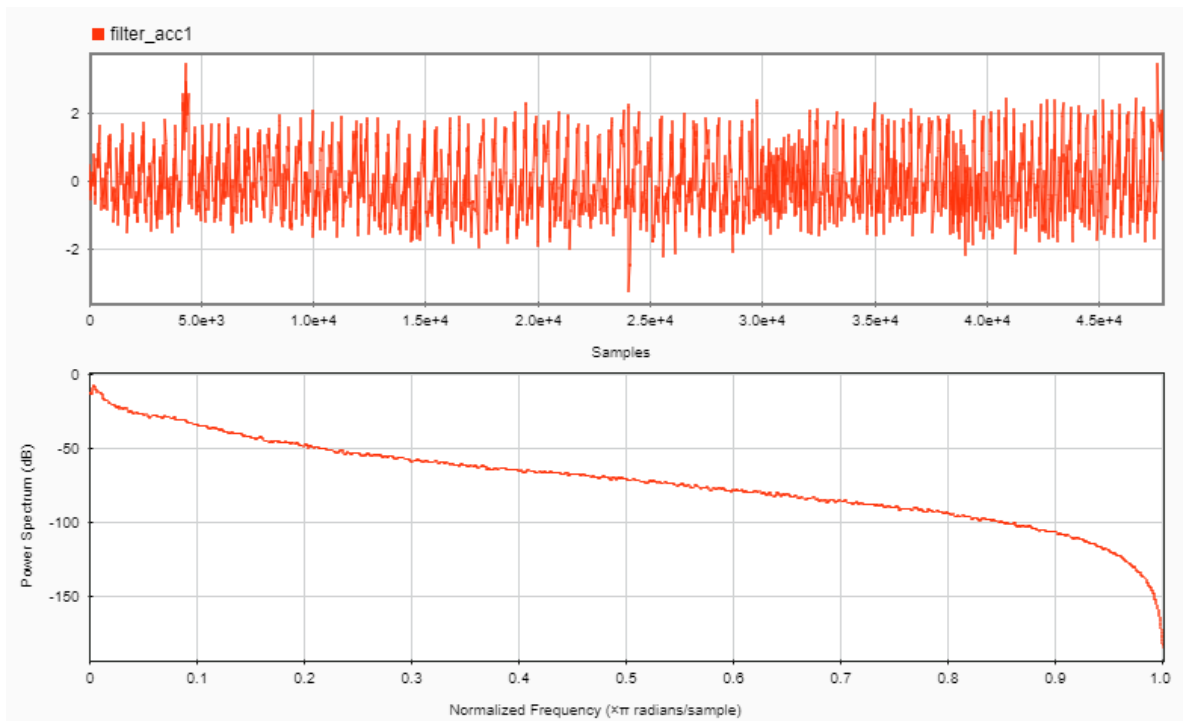


Figura 87 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Antebraço Indivíduo 3

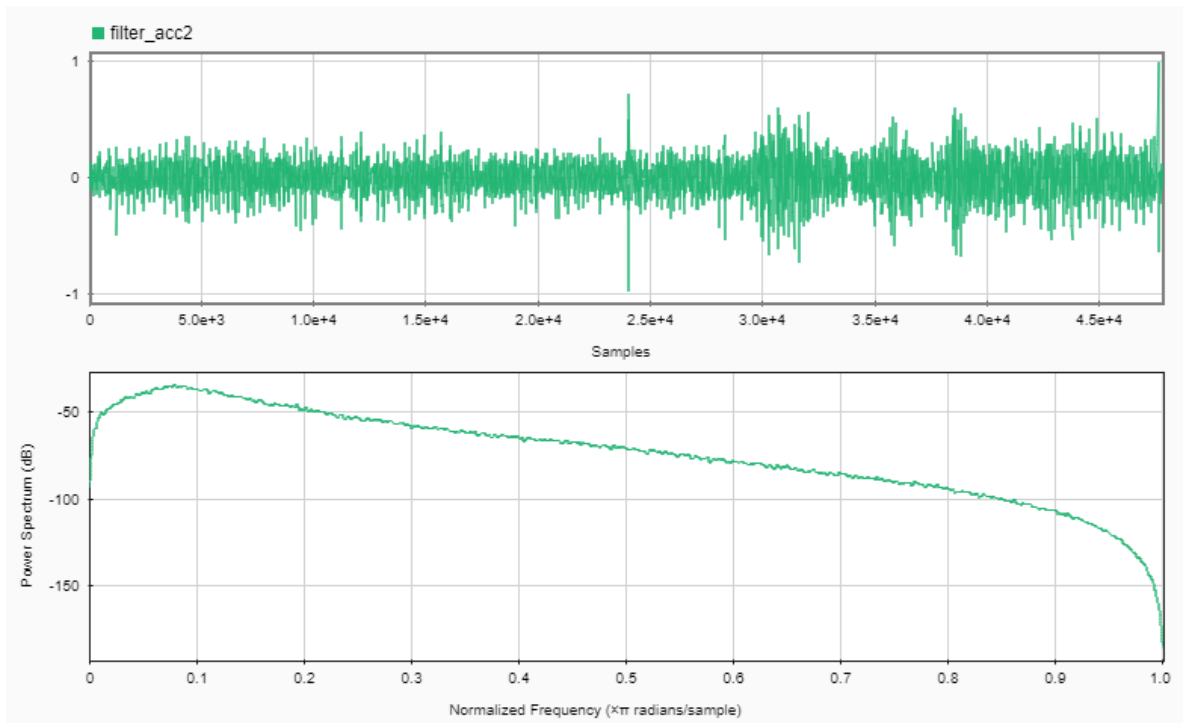


Figura 88 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Antebraço Indivíduo 3

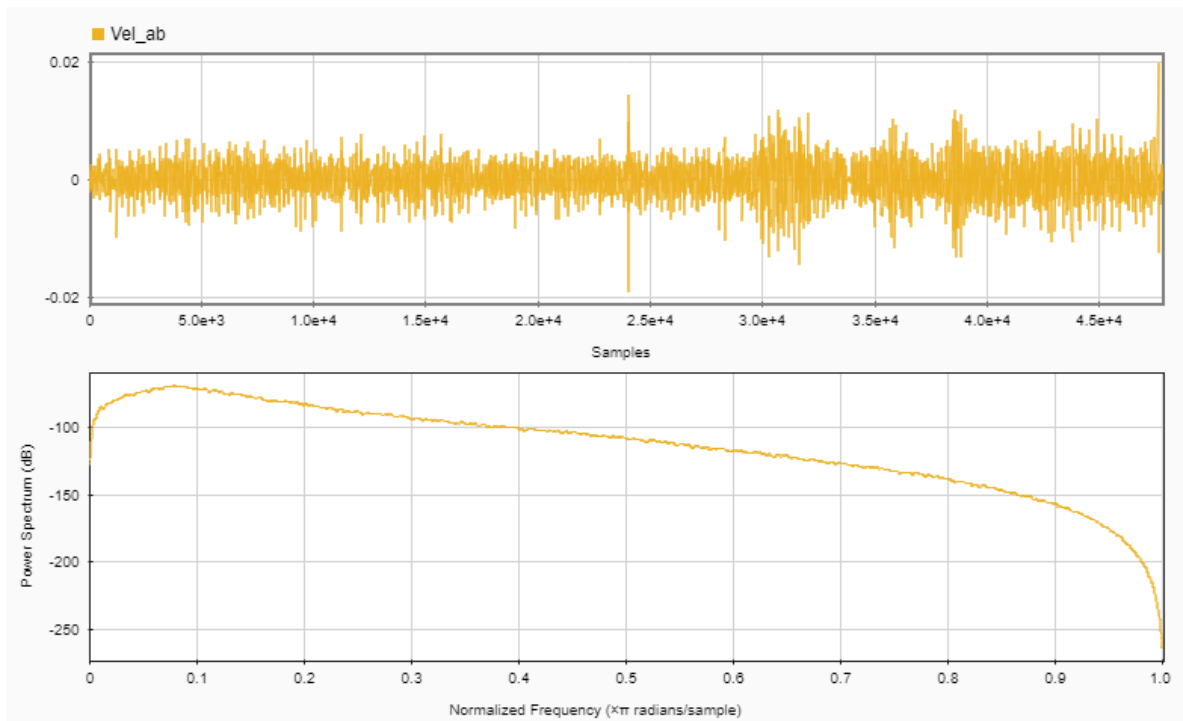


Figura 89 - Velocidade filtrada antebraço Indivíduo 3

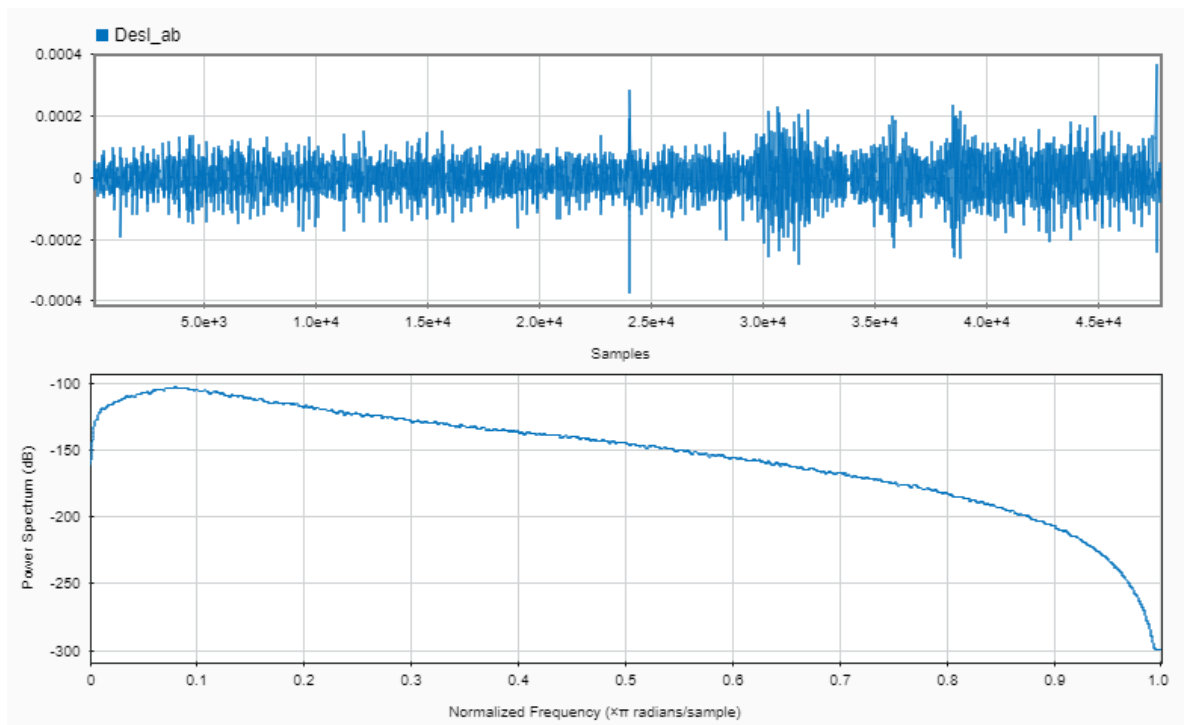


Figura 90 - Deslocamento filtrado antebraço Indivíduo 3

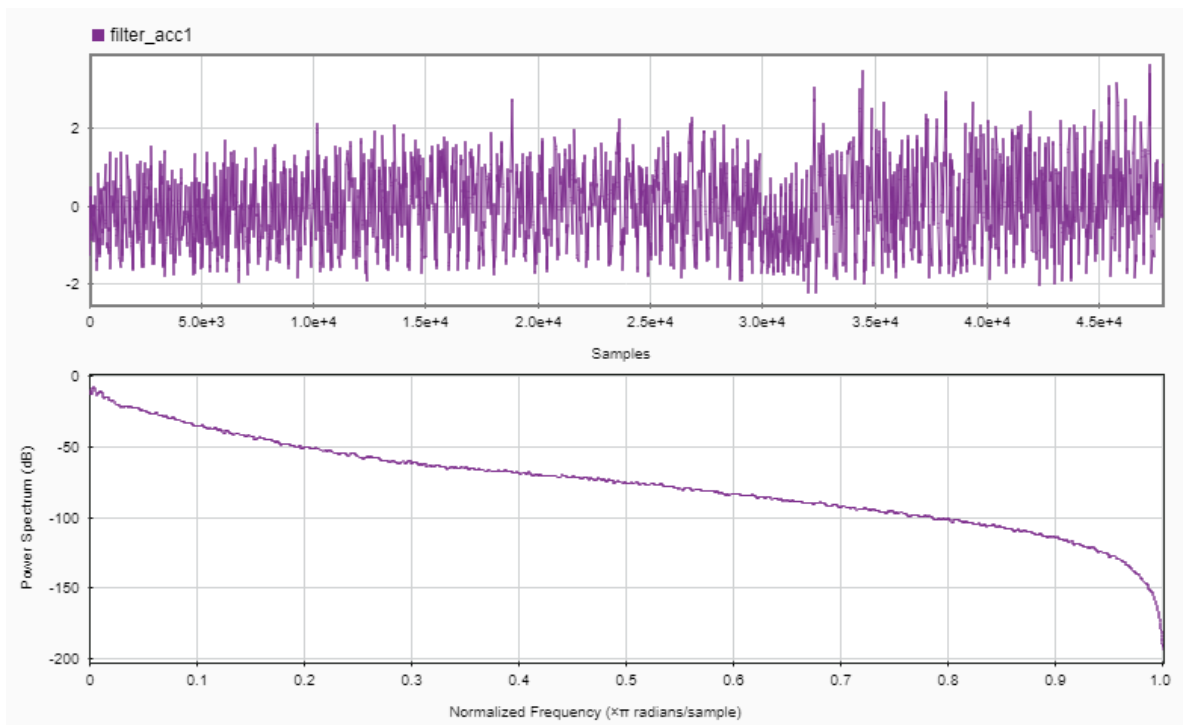


Figura 91 - Filtro "Passa-baixo" Aceleração Ombro Indivíduo 3

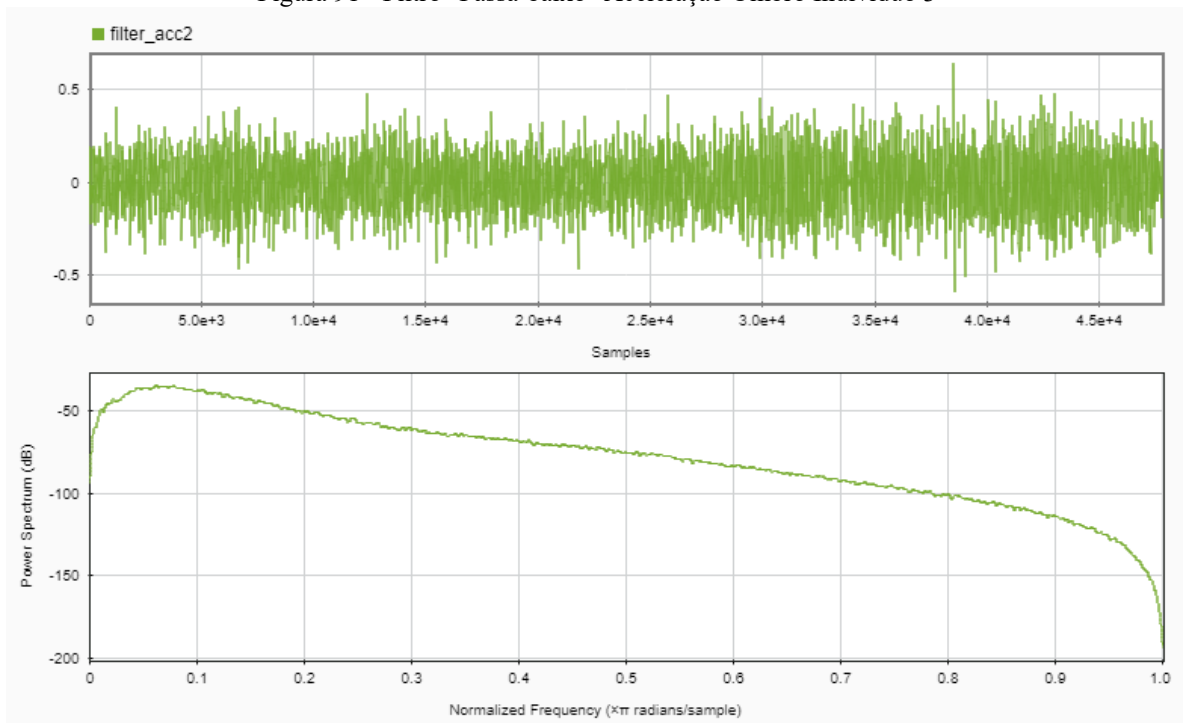


Figura 92 - Filtro "Passa-alto" Aceleração Ombro Indivíduo 3

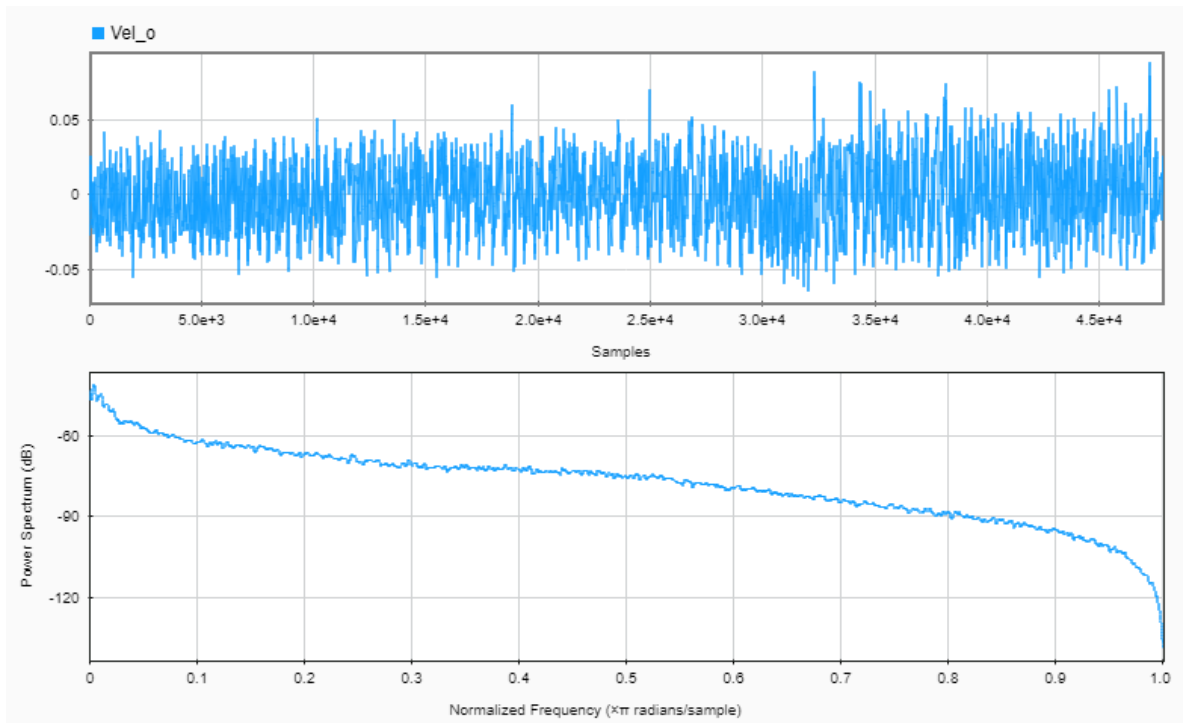


Figura 93 - Velocidade Filtrada Ombro Indivíduo 3

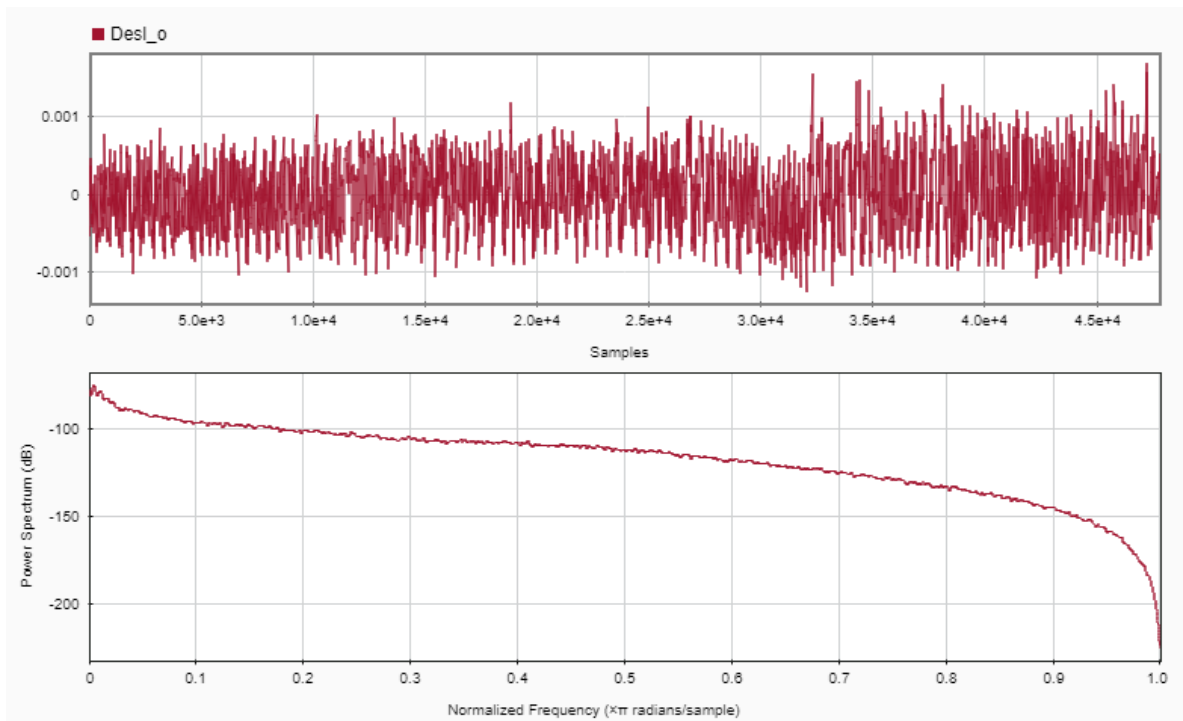


Figura 94 - Deslocamento Filtrado Ombro Indivíduo 3

Indivíduo 4

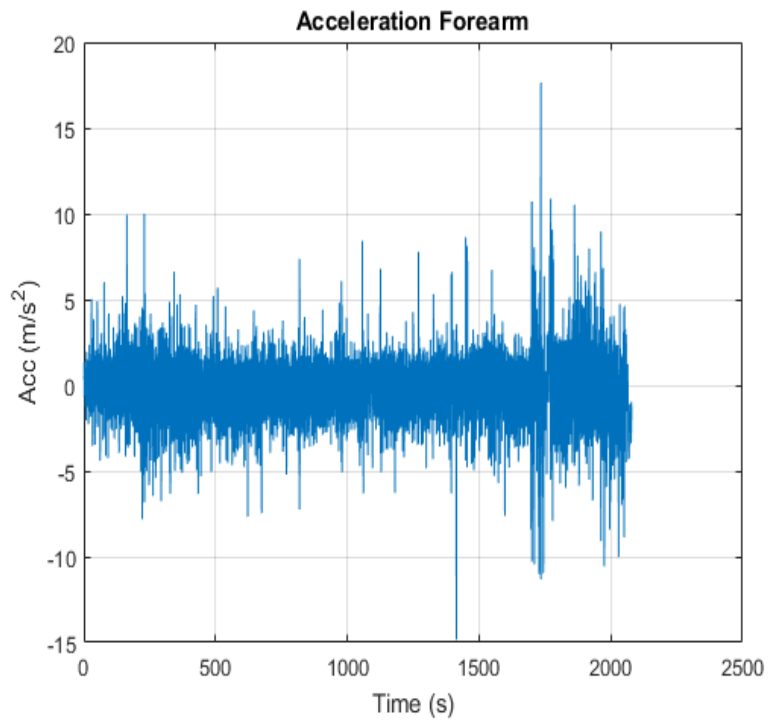


Figura 95 - Aceleração Antebraço Indivíduo 4

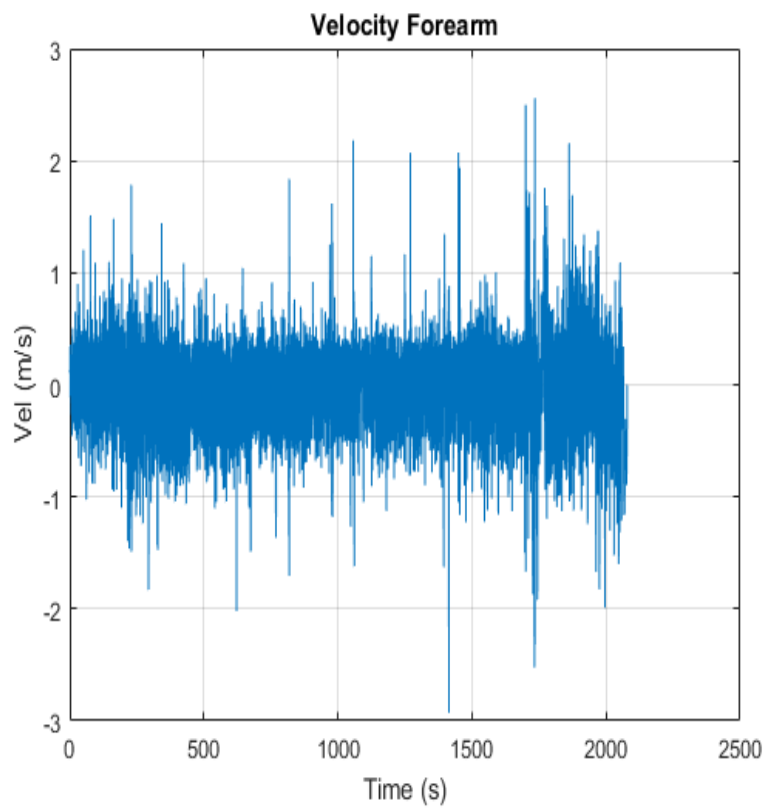


Figura 96 – Velocidade Antebraço Indivíduo 4

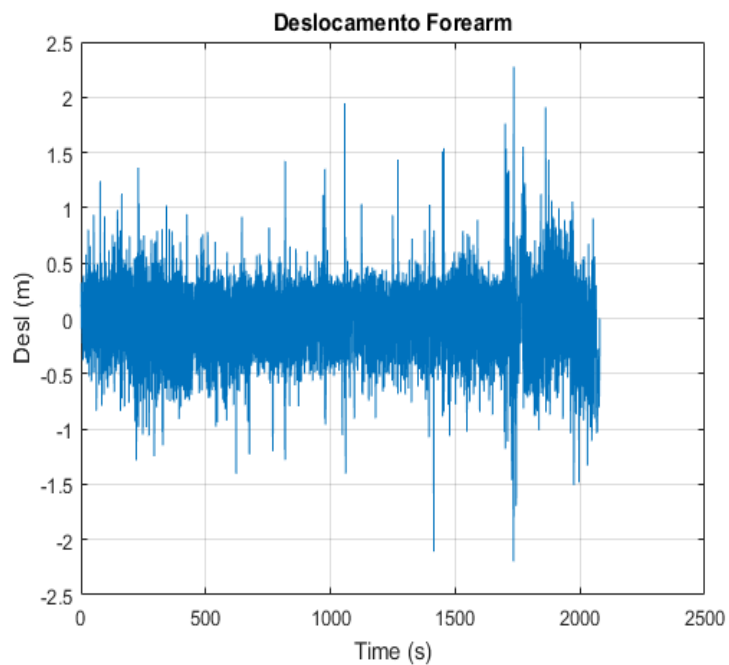


Figura 97 - Deslocamento Antebraço Indivíduo 4

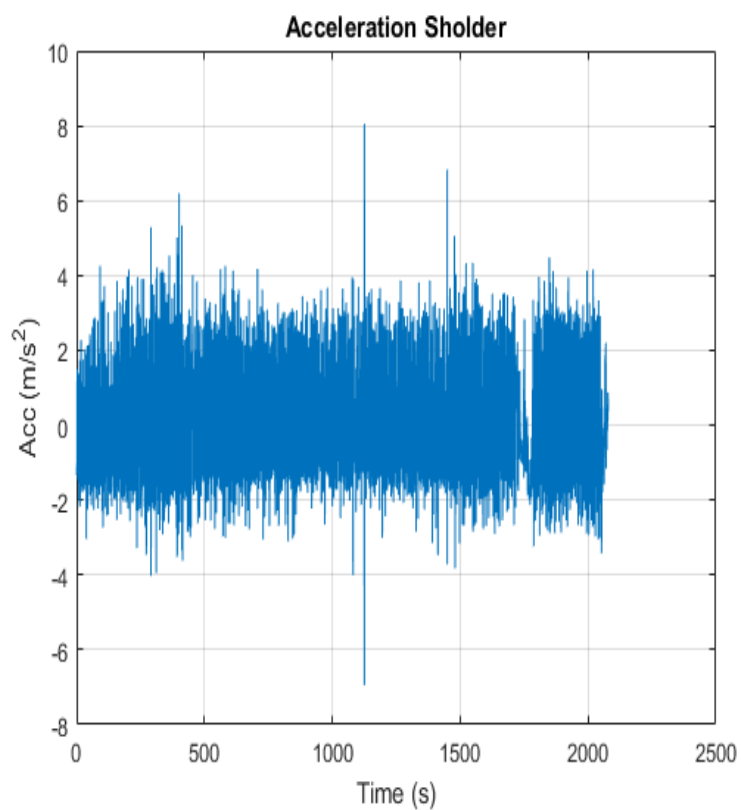


Figura 98 - Aceleração Ombro Indivíduo 4

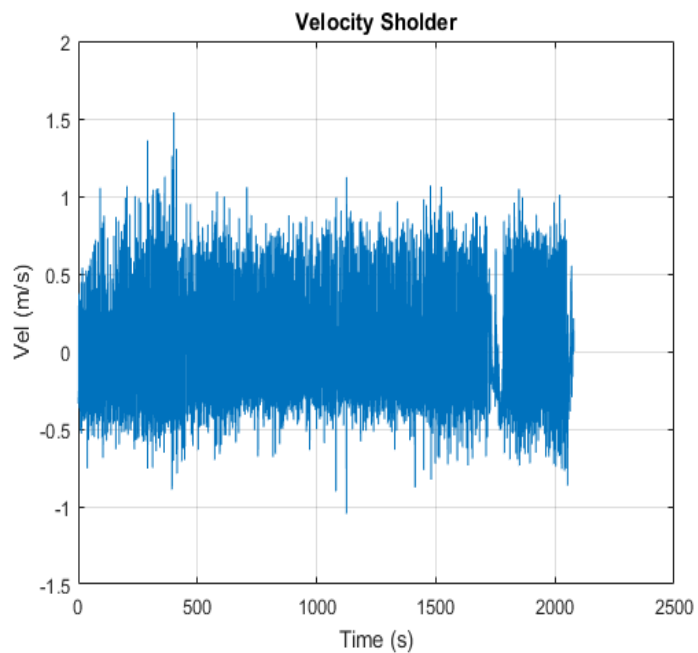


Figura 99 - Velocidade Ombro Indivíduo 4

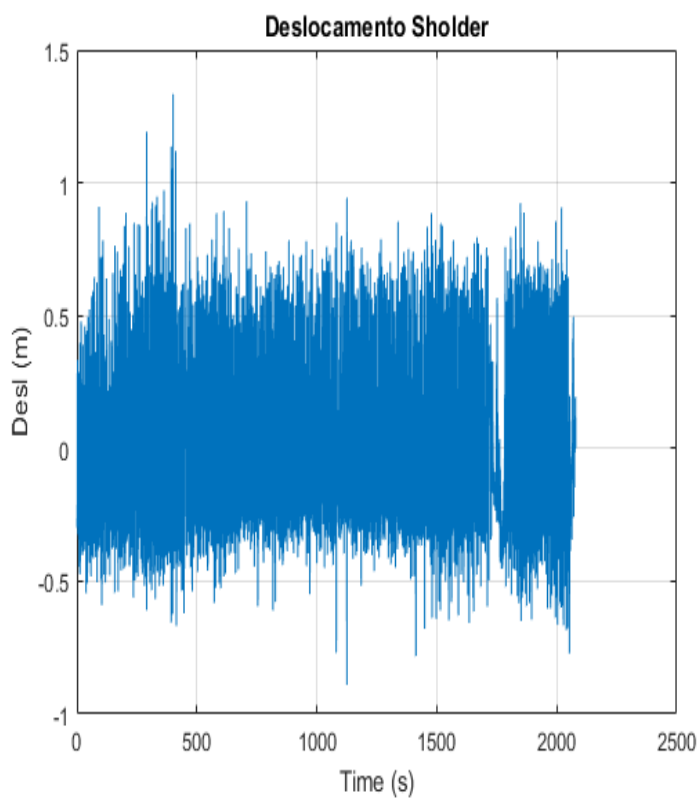


Figura 100 - Deslocamento Ombro Indivíduo 4

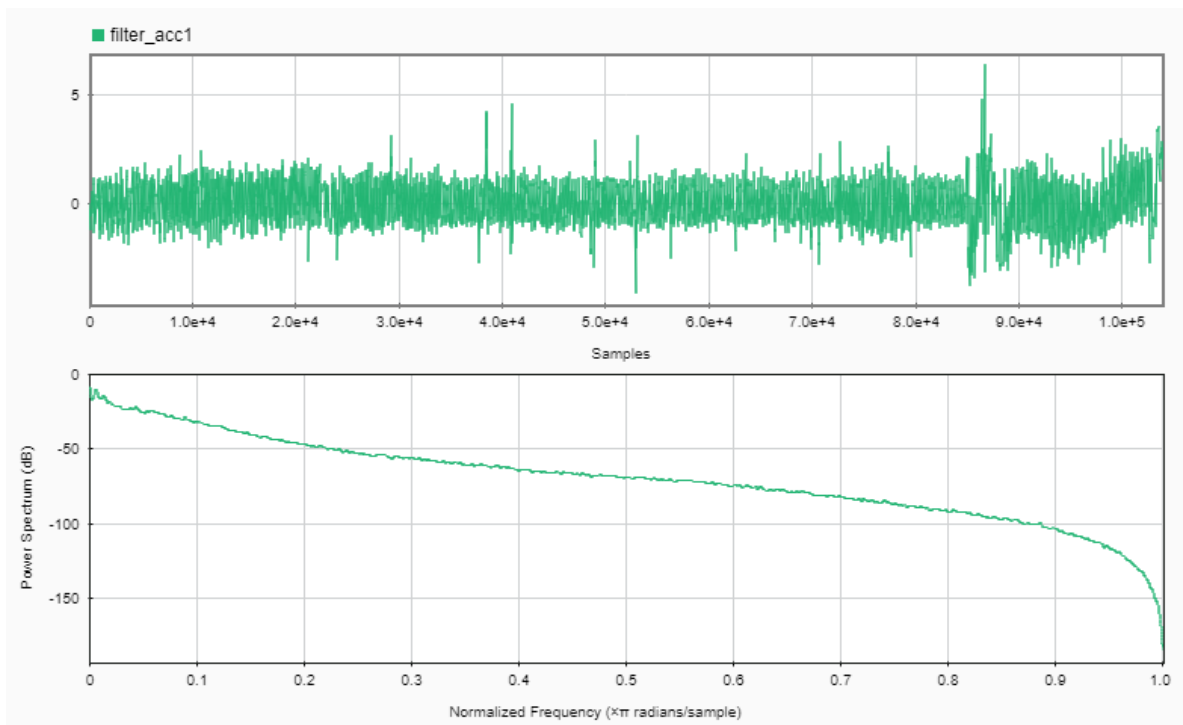


Figura 101 - Filtro Aceleração Antebraço "Passa-baixo" Indivíduo 4

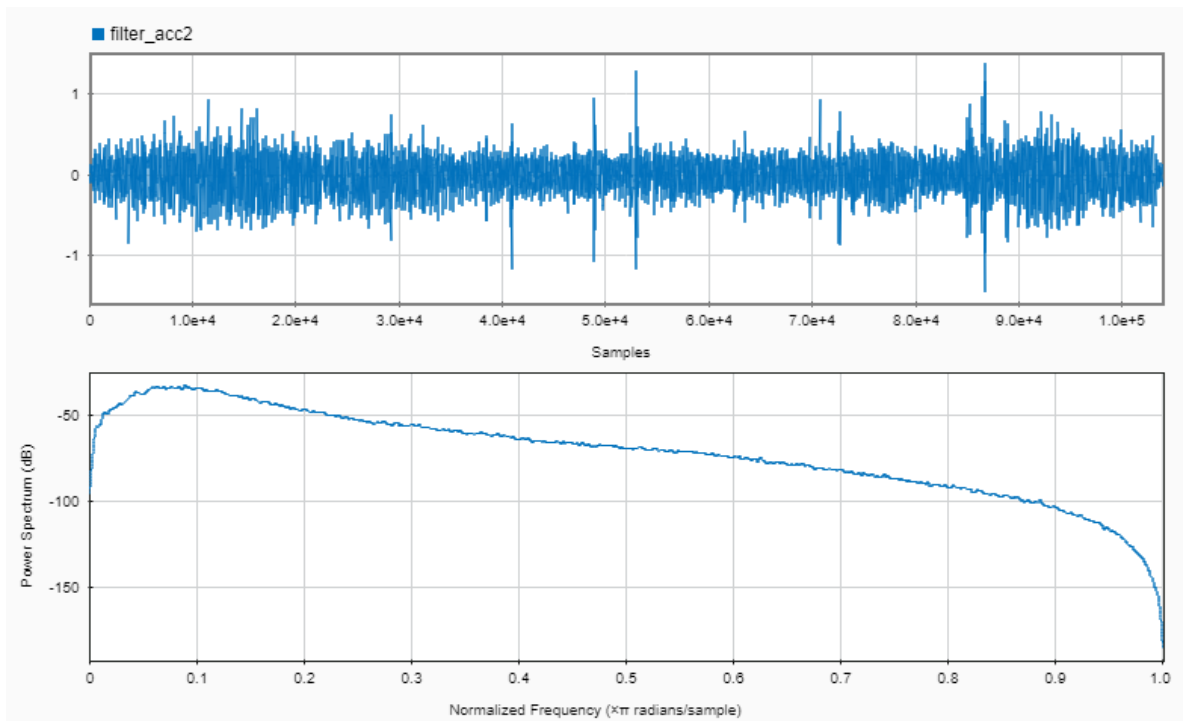


Figura 102 - Filtro Aceleração Antebraço "Passa-alto" Indivíduo 4

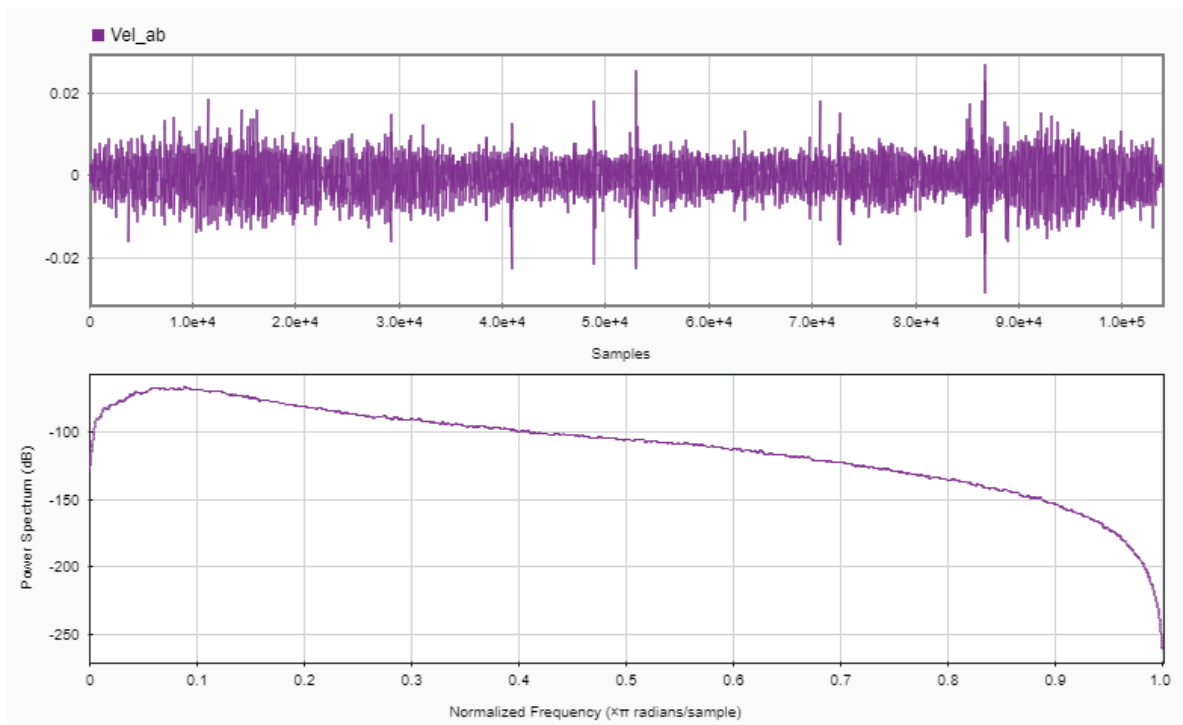


Figura 103 - Velocidade Filtrada Antebraço Indivíduo 4

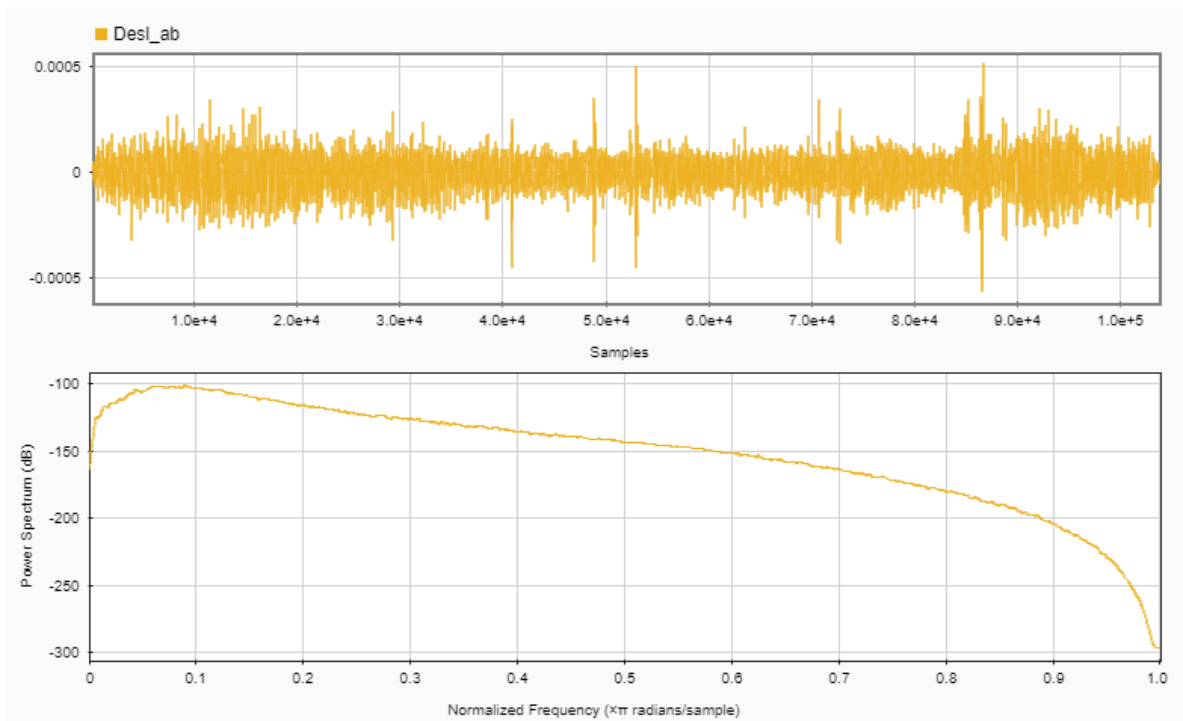


Figura 104 - Deslocamento Filtrado Antebraço Indivíduo 4

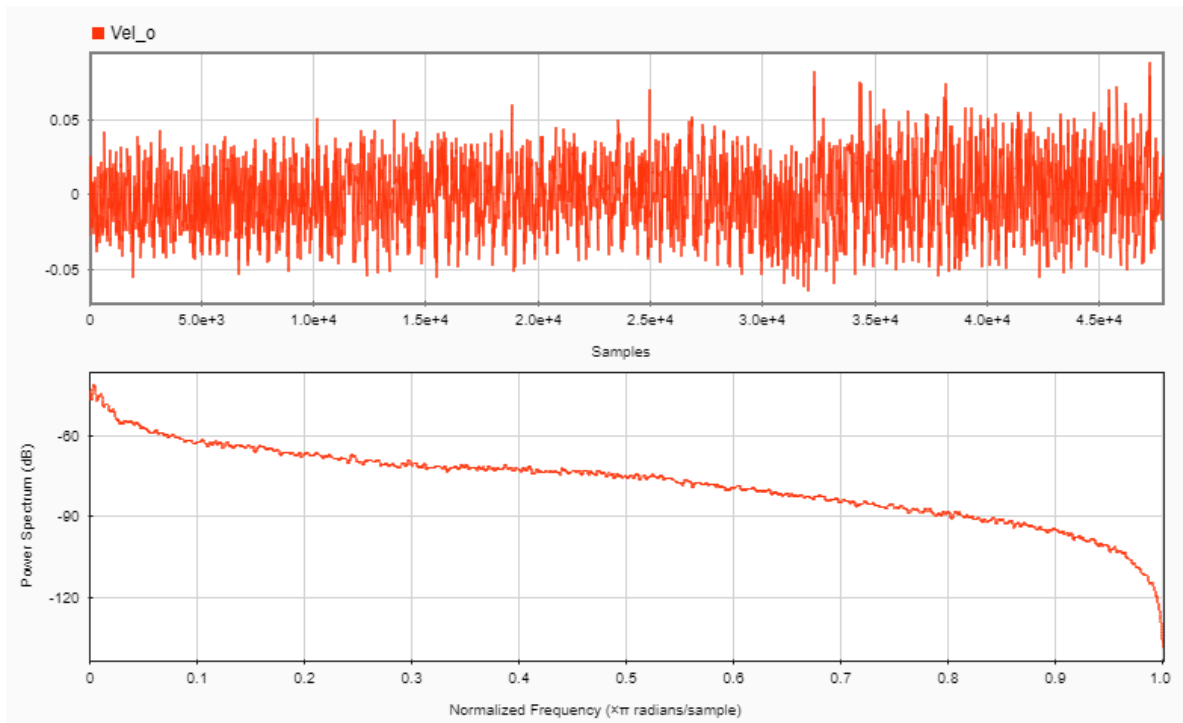


Figura 105 – Velocidade Filtrada Ombro Indivíduo 4

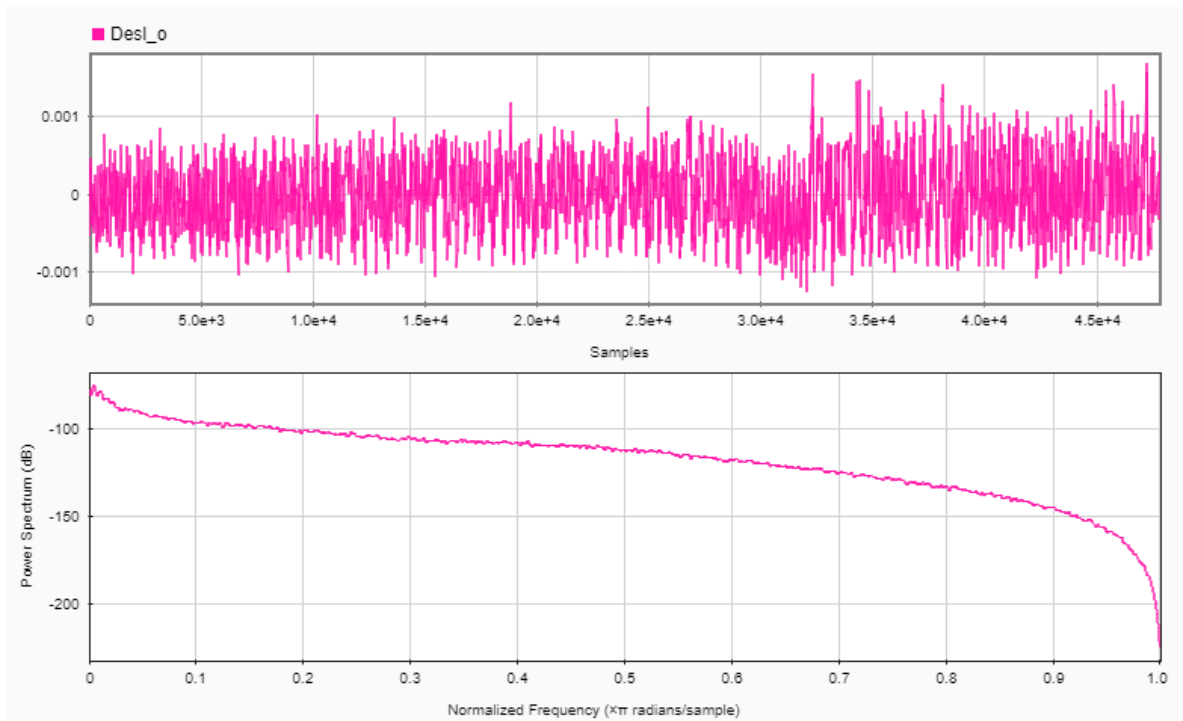


Figura 106 - Deslocamento Filtrada Ombro Indivíduo 4