

Para aplicar a perturbação de forma controlada, uma bola, com massa equivalente a 3% da massa corporal do participante, foi fixada ao teto (KANEKAR; ARUIM, 2015), a uma distância de 1 m da plataforma de força, por um cabo, cujo comprimento foi ajustado de forma que no instante de contato a bola ficasse na altura das mãos do participante com os ombros flexionados aproximadamente a 90°. Três marcadores foram fixados na bola a fim de rastrear seu movimento. Os ajustes no comprimento do cabo que segurou a bola para todos os participantes não foram maiores do que 5 cm.

O voluntário ficou de pé, em postura ereta quase-quieta, com um pé sobre cada plataforma de força e de olhos abertos. Inicialmente, foi realizada uma captura com o participante em posição T, com duração 5 segundos, para calibração do modelo antropométrico pelo *software* Nexus.

O participante foi informado a ficar relaxado em postura ereta, com os membros superiores ao lado do tronco, olhar dirigido para frente, o mais quieto possível. Com o posicionamento do participante, iniciou-se a coleta de dados. Após 120 segundos, a bola foi solta como um pêndulo, de uma altura igual à de seu ponto de fixação no teto (Figura 3.3 e 3.4).

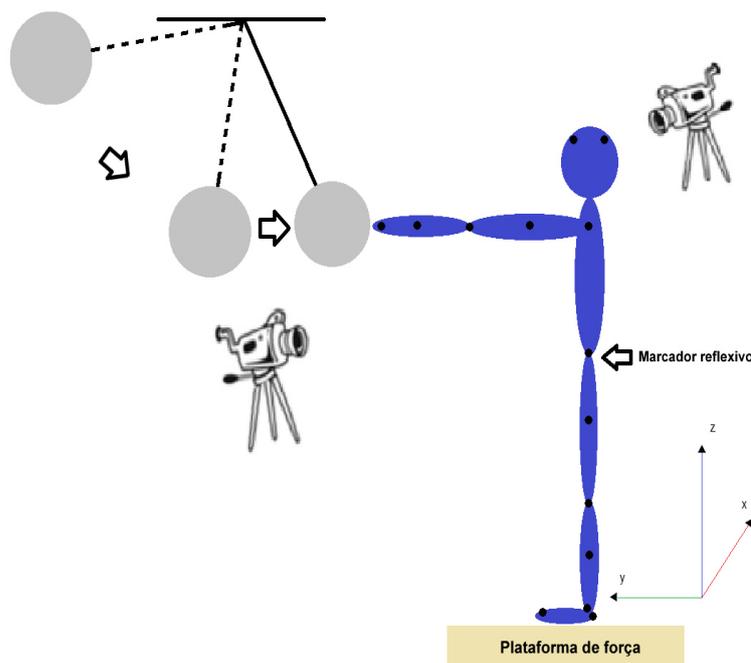


Figura 3.3: Esquema da tarefa com a perturbação. Os eixos indicam o sistema de referência global do laboratório: x, mediolateral, positivo para a direita; y, anteroposterior, positivo para frente e z, vertical, positivo para cima



Figura 3.4: Participante posicionado para a tarefa

O participante não era avisado sobre o momento em que a bola seria liberada, e, portanto, dependia somente da informação visual para reagir à perturbação, trazendo os membros superiores para a frente do corpo, em um movimento de flexão do ombro até aproximadamente 90° , recebendo o impacto da bola. Em seguida, o participante retornava seus membros superiores à posição inicial, e a coleta, em postura ereta quase-quieta, continuava por mais 120 segundos. Assim, cada tentativa teve duração de 240 segundos. Foram realizadas 3 tentativas, com um intervalo de 2 minutos de descanso entre elas.

3.3 Simulação

Os dados das trajetórias dos marcadores retroreflexivos e das forças de reação do solo foram exportados do Nexus em formato `csv`, e convertidos para o formato do OpenSim utilizando a ferramenta Lee-Son Toolbox 2.2 (beta) (LEE; SON, 2017), disponível somente para o sistema operacional Windows (Figura 3.5).

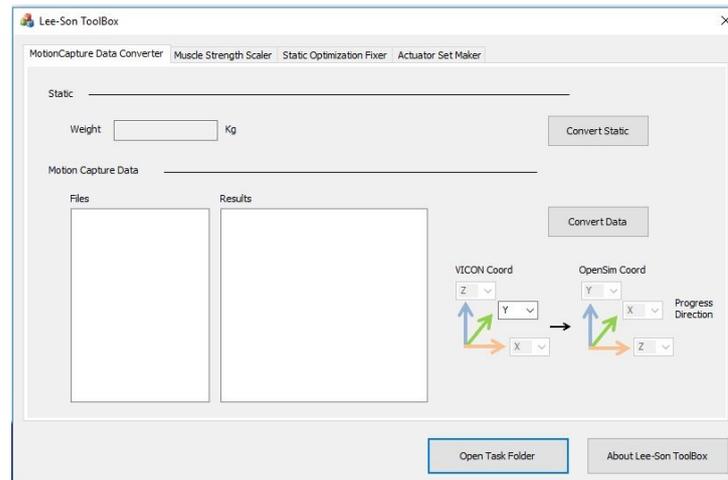


Figura 3.5: Tela da ferramenta Lee-Son Toolbox para conversão de dados no formato do OpenSim

Os dados das plataformas de força precisaram ser reorganizados para seguir o padrão do OpenSim. A ordem das colunas no arquivo **csv** foi trocada para que tivesse a seguinte disposição: LeftCoP, RightCoP, LeftForce, RightForce, LeftMoment, RightMoment (CoP: centro de pressão, Force: força, Moment: momento de força, Left: esquerda, Right: direita). As colunas referentes às forças foram multiplicadas por -1 para que os vetores de força de reação do solo seguissem um sistema de referência reativo, no qual o eixo X indica a direção mediolateral com sentido positivo para a direita, o eixo Y indica a direção anteroposterior com sentido positivo para frente, e o eixo Z indica a direção vertical com sentido positivo para cima. Os dados foram inseridos no OpenSim para as simulações utilizando um modelo existente denominado **gait2354_simbody.osim**, que contém músculos dos membros inferiores, abdome e região lombar da coluna vertebral. O primeiro passo foi escalar o modelo com os dados experimentais para que sua antropometria ficasse mais parecida com a do participante. Utilizando a ferramenta *Scale Tool* do OpenSim, por meio das trajetórias dos marcadores foi obtido um modelo com antropometria semelhante à do indivíduo (Figura 3.6).

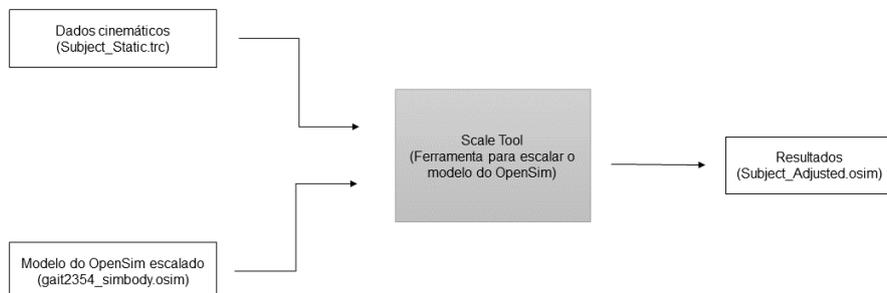


Figura 3.6: Fluxograma da ferramenta *Scale Tool* do OpenSim

Esse modelo foi utilizado para obter as posições que melhor reproduziram as trajetórias dos dados experimentais por meio de cinemática inversa. Ao fornecer à ferramenta *Inverse Kinematics Tool* do OpenSim o arquivo **trc** contendo as trajetórias dos pontos, foi obtido um arquivo **mot** representando a tarefa realizada pelo voluntário (Figura 3.7).

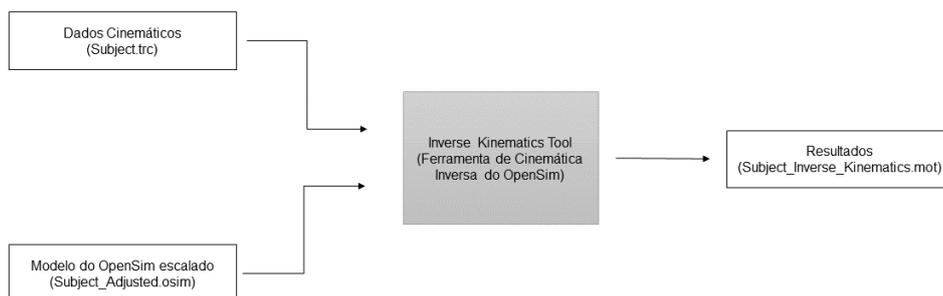


Figura 3.7: Fluxograma da ferramenta *Inverse Kinematics Tool* do OpenSim

Utilizando os resultados obtidos pela ferramenta de cinemática inversa, as forças de reação do solo e o modelo ajustado de cada participante, foi possível calcular o torque resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril utilizando a ferramenta *Inverse*

Dynamics Tool do OpenSim (Figura 3.8).

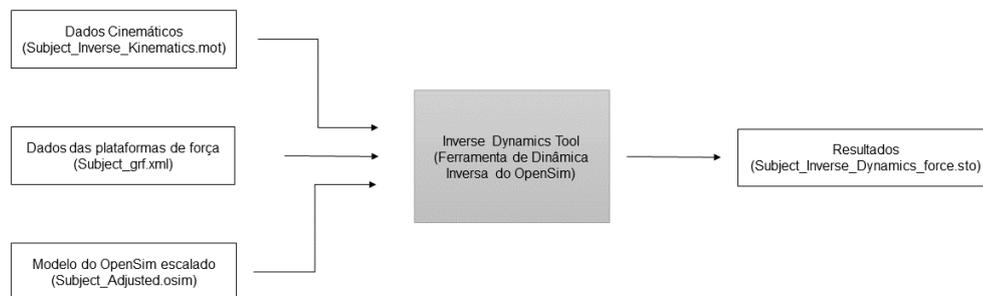


Figura 3.8: Fluxograma da ferramenta *Inverse Dynamics Tool* do OpenSim

E por último foi utilizada a ferramenta de controle muscular computadorizado (*CMC Tool*) cujo propósito é computar excitações musculares (controle dos atuadores) ao longo da tarefa.

A *CMC Tool* necessita do arquivo **mot** obtido pelo uso da *Inverse Kinematics Tool*, as forças de reação do solo e dos arquivos **gait2354_CMC_Tasks.xml**, que armazena as propriedades de cada articulação do modelo, **gait2354_CMC_ControlConstraints.xml**, que armazena dados sobre restrições do modelo, mínimo e máximo de excitação de cada atuador, e **gait2354_CMC_Actuators.xml**, que contém atuadores residuais e de reserva, além do arquivo **trc** contendo as forças de reação do solo.

Após a simulação são gerados arquivos em formato **sto** contendo ativação, comprimento de fibra, força, potência e velocidade, todos referentes à atividade muscular durante a tarefa (Figura 3.9).

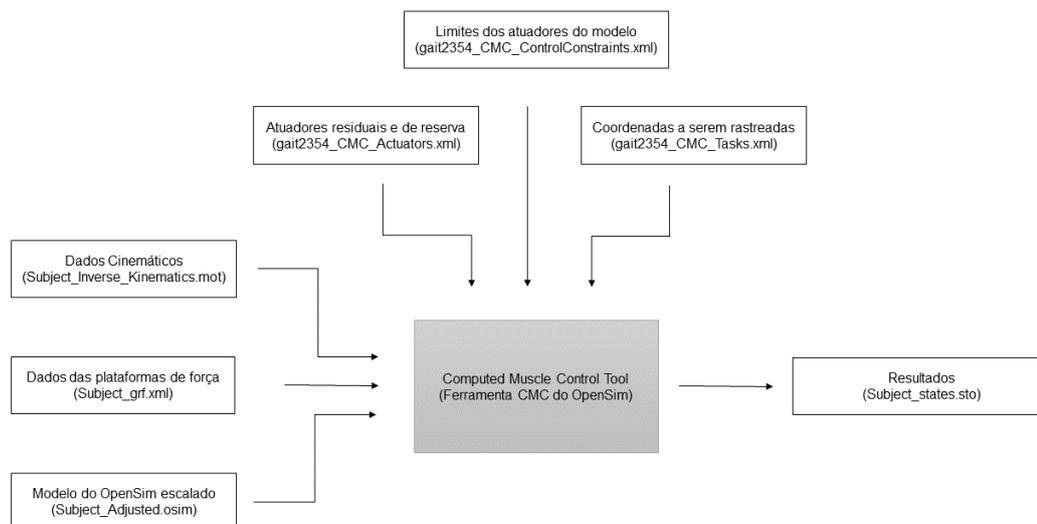


Figura 3.9: Fluxograma da ferramenta *CMC Tool* do OpenSim

3.4 Estimação dos ângulos do modelo de pêndulo invertido de três segmentos

Os dados cinemáticos exportados em formato **csv** pelo Nexus foram inseridos no MATLAB, e utilizando as trajetórias dos marcadores do maléolo lateral, do epicôndilo lateral do fêmur, do quadril estimado pelo método de Tylkowski (TYLKOWSKI; SIMON; MANSOUR, 1982) e acrômio, foi modelado um pêndulo invertido no plano sagital com três segmentos (Figura 3.10): perna, coxa e tronco.

Uma linha conectando o maléolo lateral ao epicôndilo lateral do joelho definiu o segmento da perna, o segmento da coxa foi definido por uma linha conectando o epicôndilo lateral do joelho ao quadril e o segmento do tronco foi definido por uma linha conectando o quadril ao acrômio (Figura 3.10).

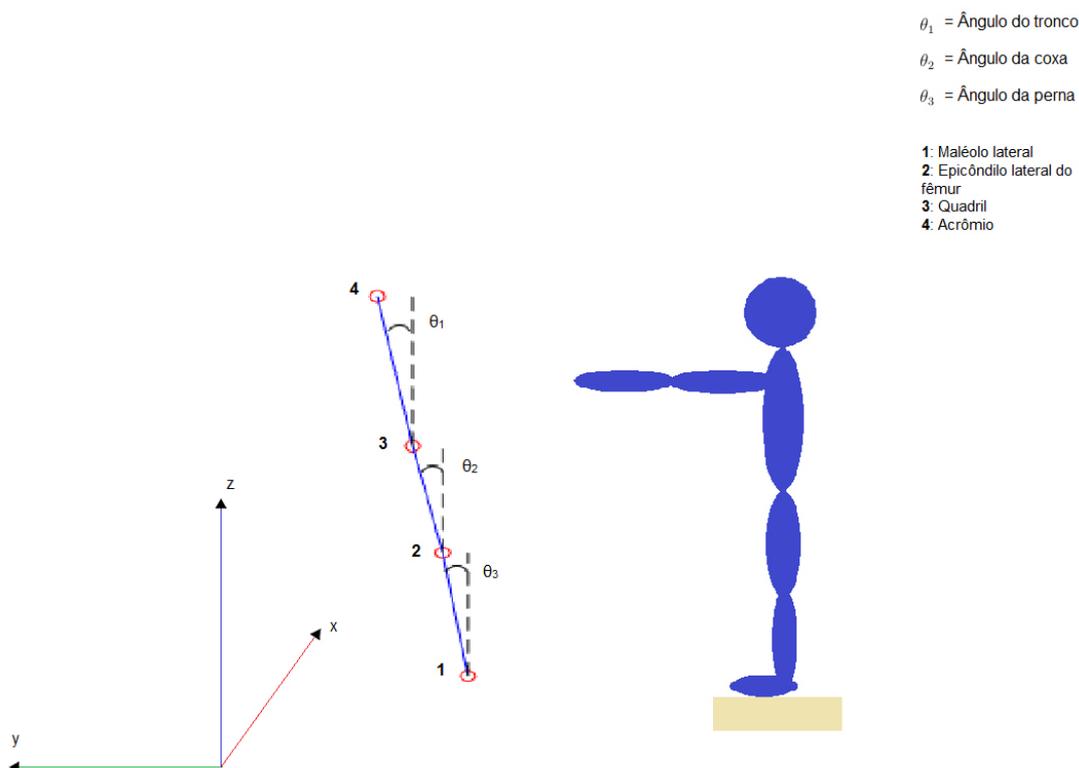


Figura 3.10: Representação do modelo de pêndulo invertido de três segmentos. A posição angular de cada segmento foi calculada em relação a uma linha vertical passando por sua extremidade distal. Os eixos indicam o sistema de referência global do laboratório: x, mediolateral, positivo para a direita; y, anteroposterior, positivo para frente e z, vertical, positivo para cima

Para analisar as oscilações dos segmentos definidos no pêndulo invertido, foi computado durante os 120 segundos iniciais e os 120 segundos finais de cada tentativa, o ângulo formado entre cada segmento e uma linha vertical passando por sua extremidade distal (SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008). Ângulos positivos são ângulos à direita da linha vertical (rotação anti-horária), ao passo que ângulos negativos são ângulos à esquerda da linha vertical (rotação horária), em relação ao eixo x do sistema de referência global do laboratório.

O ângulo da perna foi calculado com relação a uma linha vertical passando pelo maléolo lateral (θ_1 na Figura 3.10); o ângulo da coxa foi calculado com relação a uma linha vertical passando pelo epicôndilo lateral do joelho (θ_2 na Figura 3.10), e o ângulo do tronco foi calculado com relação a uma linha vertical passando pelo quadril (θ_3 na Figura 3.10).

3.5 Tratamento do sinal

Após a simulação no OpenSim, alguns músculos foram selecionados para serem analisados: reto femoral, cabeça longa do bíceps femoral, cabeça curta do bíceps femoral, gastrocnêmio medial, sóleo, tibial anterior, eretores da espinha, oblíquo externo e psoas. Os dados relativos à simulação da ativação desses músculos foram então importados no software MATLAB para análise. Foi realizado um processo de downsampling, alterando a taxa de amostragem dos sinais de 1000 Hz para 200 Hz que é a frequência em que a maior parte do sinal de interesse se encontra (SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008), e em seguida foi extraída a envoltória filtrando o sinal por meio um filtro *Butterworth*, zero-lag, passa-baixas com frequência de corte 6 Hz (VIEIRA et al., 2015).

As oscilações dos segmentos do pêndulo invertido triplo geraram três vetores, cada um contendo as variações angulares ao longo do tempo. Um processo de *upsampling* foi aplicado a cada um desses vetores alterando a taxa de amostragem de 100 Hz, padrão do Nexus, para 200 Hz, no intuito de igualar aos sinais das ativações musculares. Foi então definido um critério para análise, no qual realizou-se um corte nesses sinais, tomando uma parte antes do impacto da bola (os primeiros 120 segundos), e uma parte após o impacto da bola (os últimos 120 segundos). Esse procedimento foi realizado no intuito de retirar a parte do sinal que continha a perturbação. O corte foi realizado antes do *upsampling*, e então foram obtidas duas séries de 24000 amostras, visto que o sinal completo amostrado em 200 Hz resulta em 48000 amostras.

3.5.1 Análise de coerência

A análise de coerência foi realizada entre os sinais cinemáticos e os sinais de ativação muscular, com a finalidade de verificar se o controle de cada segmento do modelo de postura ereta (três segmentos: perna, coxa e tronco) ocorre de forma passiva ou ativa. Para isso, verificou-se, portanto, se o movimento de cada segmento ocorreu em fase, ou fora de fase, com a ativação muscular.

A Coerência é uma correlação no domínio da frequência e indica o quão bem dois sinais correspondem um ao outro (PRIESTLEY, 1981). É obtida pelo quociente entre a densidade espectral de potência cruzada (CPSD) entre dois sinais e a raiz quadrada do produto da densidade espectral de potência (PSD) de cada sinal. (MITRA; BOKIL, 2008) (Eq. 3.1):

$$C_{xy}(f) = \frac{P_{xy}(f)}{\sqrt{P_{xx}(f)P_{yy}(f)}} \quad (3.1)$$

Na qual C_{xy} é a coerência complexa, P_{xy} é a densidade espectral de potência cruzada, P_{xx} e P_{yy} densidade espectral de potência de cada sinal e x e y se referem aos sinais analisados.

A coerência é uma função de frequência que se encontra entre 0 e 1, e a forma de C_{xy} ao longo de todas as frequências determina o quanto os sinais x e y estão linearmente relacionados. Na medida em que C_{xy} se aproxima de 1, espera-se obter um ajuste linear próximo entre x e y (PRIESTLEY, 1981).

A PSD e a CPSD foram calculadas utilizando o método de Welch, com uma janela de 4000 amostras que resultou em uma resolução de 0,05 Hz. Somente frequências de 0,05 a 5 Hz foram analisadas, devido ao fato de que a maior parte da potência do sinal relativo à postura ereta quase-quieta está abaixo de 5 Hz (SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008), e então divididas em oito intervalos igualmente espaçados em escala logarítmica. A PSD e a coerência média foram calculadas dentro de cada intervalo (SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008).

A coerência complexa foi calculada para todos os pares possíveis entre nove músculos e três segmentos do pêndulo invertido (doze sinais: 3 segmentos e 9 músculos), combinados dois a dois em um total de 66 pares. Além disso, a coerência complexa foi calculada também entre os torques resultantes no tornozelo, joelho e quadril e os três segmentos do pêndulo invertido.

O fluxo de processamento dos dados está resumido no fluxograma abaixo:

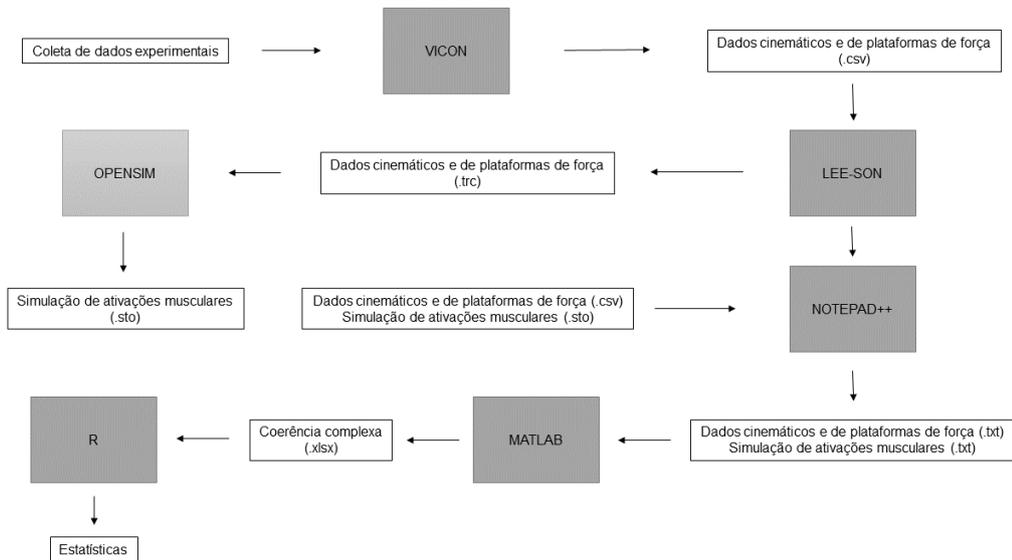


Figura 3.11: Fluxo de processamento dos dados

3.6 Análise estatística

Inicialmente, foi utilizado um teste Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados. Em seguida, foram aplicadas duas séries de testes à coerência complexa entre cada um dos pares possíveis (Saffer, 2008):

1. foi verificado se as coerências complexas pré e pós impacto são significativamente diferentes de zero utilizando um teste F, multivariado, Hotelling's T².
2. utilizando o mesmo teste, foi verificado se a coerência complexa pré impacto é significativamente diferente da pós impacto.

Os dados de variabilidade angular e variabilidade da velocidade angular foram analisados com uso de gráficos de caixa (box-plot). Somente os resultados com diferenças significativas foram mostrados. Além disso, a fase foi analisada somente nos intervalos de frequências nos quais a coerência complexa foi significativamente diferente de zero.

Toda análise estatística foi feita utilizando o software livre R ([R Core Team, 2016](#)), de acesso livre, com um valor de $p < 0,05$.

RESULTADOS

4.1 Coordenação coxa - perna

A coerência complexa pré é significativamente diferente de zero nos intervalos de frequência entre 0,05 e 1,6 Hz ($p = 0,001$). A coerência complexa pós é significativamente diferente de zero nos intervalos de frequência entre 0,05 e 0,9 Hz ($p = 0,0001$).

No momento pré impacto, os segmentos têm fase de aproximadamente 0° entre 0,05 e 0,9 Hz (*in-phase*), porém apresentam um aumento mais relevante entre 2,8 a 5 Hz, com a perna adiantada em relação à coxa (Figura 4.1). No momento pós impacto, os segmentos têm fase de aproximadamente 0° nos intervalos de frequência de 0,05 a 1,6 Hz (*in-phase*), e, tem uma diminuição da fase nos intervalos de 2,8 a 5 Hz, com a perna atrasada em relação à coxa (Figura 4.1).

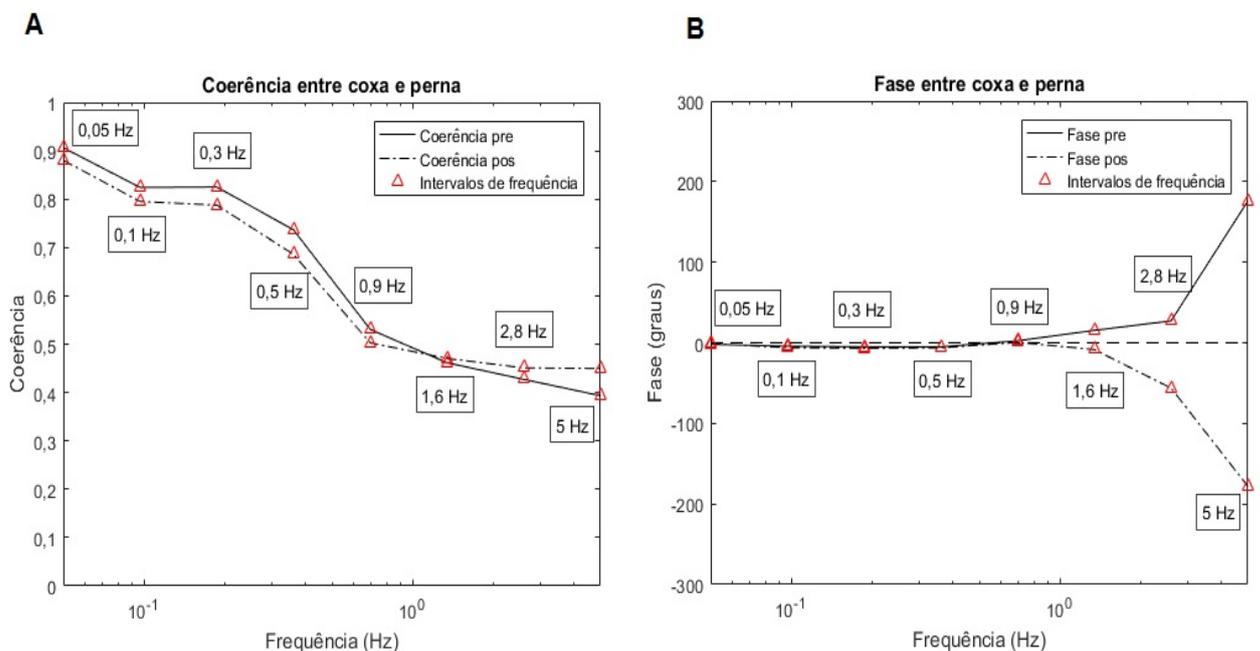


Figura 4.1: Coerência complexa e fase entre coxa-perna

4.2 Coordenação tronco - coxa

A coerência complexa pré é significativamente diferente de zero em todos os intervalos de frequências ($p = 0,0002$). A fase pré impacto entre os segmentos é aproximadamente 0° somente nos intervalos de frequências de 0,1 a 0,3 Hz (*in-phase*). Em 0,05 Hz e nos intervalos de frequência entre 0,9 Hz e 1,6 Hz, a fase entre os segmentos tem valores positivos bem acima de zero indicando que a coxa está adiantada em relação ao tronco (*anti-phase*), e nos intervalos entre 2,8 a 5 Hz, a fase entre os segmentos tem valores negativos bem abaixo de zero, indicando que a coxa está atrasada em relação ao tronco (*anti-phase*) (Figura 4.2).

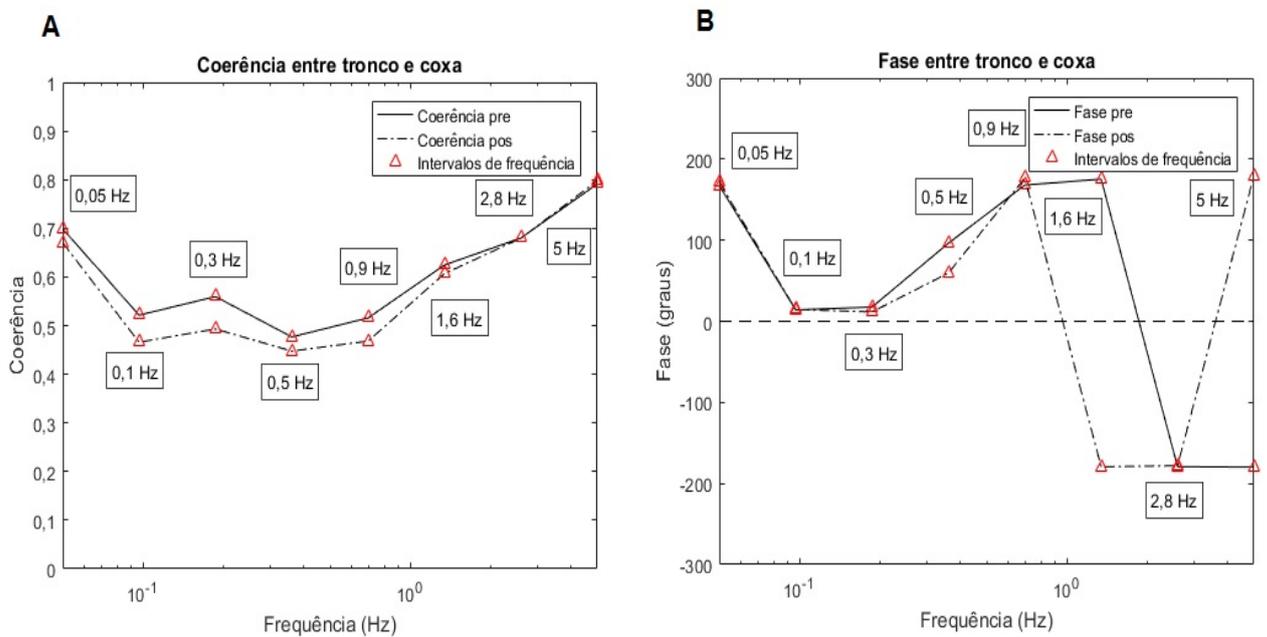


Figura 4.2: Coerência complexa e fase entre tronco-coxa

A coerência complexa pós impacto foi significativamente diferente de zero nos intervalos de frequência entre 0,05 a 0,3 Hz e 0,9 a 5 Hz ($p = 0,0005$). A fase pós impacto apresentou valores positivos bem acima de 0° em 0,05 Hz, 0,9 Hz e 5 Hz, indicando coxa adiantada em relação ao tronco (*anti-phase*), e em 2,8 Hz apresentou valores negativos bem abaixo de 0° (*anti-phase*), indicando que a coxa está atrasada em relação ao tronco.

4.3 Coordenação tronco - perna

A coerência complexa pré é significativamente diferente de zero nos intervalos de frequência de 0,05 a 0,3 Hz e de 0,9 a 5 Hz ($p = 0,0001$). A fase pré impacto entre estes segmentos é aproximadamente 0° nos intervalos de frequências de 0,1 a 0,3 Hz (*in-phase*), assumindo valores positivos em 0,05 Hz e entre 0,3 e 0,9 Hz (*anti-phase*). No intervalo de

1,6 a 5 Hz, os valores da fase pré impacto são bem menores do que 0° , o que indica que a perna está atrasada em relação ao tronco (*anti-phase*) (Figura 4.3).

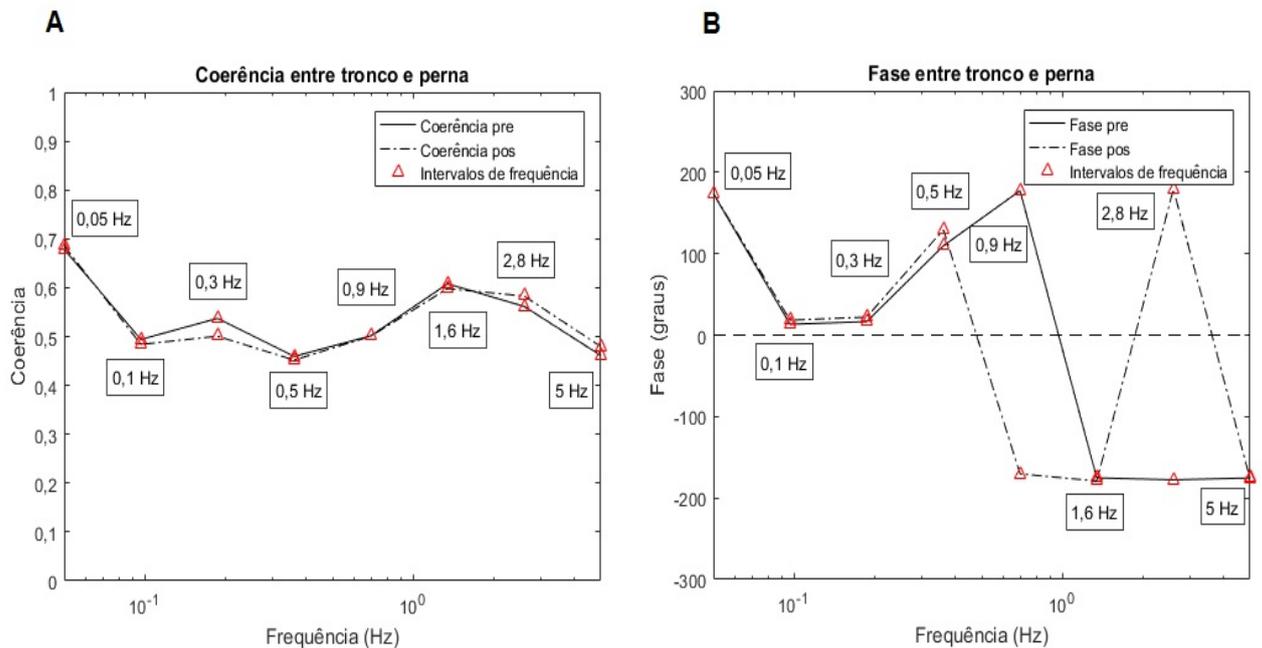


Figura 4.3: Coerência complexa e fase entre tronco-perna

No momento pós impacto, a coerência complexa é significativamente diferente de zero nos intervalos de frequência de 0,05 a 0,3 Hz e de 0,9 a 5 Hz ($p = 0.0008$). A fase pós impacto entre os segmentos é aproximadamente 0° entre 0,1 e 0,3 Hz, assumindo valores positivos bem maiores do que zero em 0,5 Hz e em 2,8 Hz (perna adiantada em relação ao tronco, em *anti-phase*) e valores menores do que 0° entre 0,9 e 1,6 Hz e em 5 Hz (perna atrasada em relação ao tronco, *anti-phase*) (Figura 4.3).

4.4 Coordenação músculo-músculo

Os resultados de coerência complexa entre os músculos foram agrupados nas tabelas 4.1 e 4.2, utilizando as abreviações: Reto f = Reto femoral, Bíceps f c = Cabeça curta do bíceps femoral, Bíceps f l = Cabeça longa do bíceps femoral, Tibial a = Tibial anterior.

Os resultados exibidos nas tabelas 4.1 e 4.2 evidenciam que os mesmos pares de músculos antes e após a perturbação apresentaram coerência complexa significativamente diferente de zero. A relação entre psoas e músculos da perna e músculos da coxa, além de suas oscilações em fase (Apêndice A), indicam trabalho em conjunto de tais músculos na estabilização da postura. Reto femoral e gastrocnêmio oscilam aproximadamente em fase (Apêndice A), com leve atraso do gastrocnêmio em baixas e altas frequências, sugerindo um trabalho de estabilização do joelho. A cabeça curta e a cabeça longa do bíceps femoral

Tabela 4.1: Coerência complexa entre cada par músculo - músculo pré impacto. Em destaque as coerências significativamente diferentes de zero

	Psoas	Eretor	Oblíquo	Reto f	Bíceps f c	Bíceps f l	Tibial a	Gastrocnêmio	Sóleo
Psoas					p=0,004	p=0,04	p=0,002		p=0,01
Eretor				p=0,001				p=0,04	
Oblíquo				p=0,04				p=0,03	
Reto f		p=0,001	p=0,04					p=0,02	
Bíceps f c	p=0,004						p=0,03		p=0,04
Bíceps f l	p=0,04				p=0,01		p=0,04		p=0,03
Tibial a	p=0,002				p=0,03	p=0,04			p=0,006
Gastrocnêmio		p=0,04	p=0,03	p=0,02					
Sóleo	p=0,01				p=0,04	p=0,03	p=0,006		

oscilam aproximadamente em fase com tibial anterior e sóleo, bem como tibial anterior e sóleo trabalham aproximadamente em fase em todos os intervalos de frequências (Apêndice A), sugerindo estratégias de estabilização do tornozelo.

Tabela 4.2: Coerência complexa entre cada par músculo - músculo pós impacto. Em destaque as coerências significativamente diferentes de zero

	Psoas	Eretor	Oblíquo	Reto f	Bíceps f c	Bíceps f l	Tibial a	Gastrocnêmio	Sóleo
Psoas					p=0,001	p=0,02	p=0,03		p=0,007
Eretor				p=0,002				p=0,01	
Oblíquo				p=0,01				p=0,02	
Reto f		p=0,002	p=0,01					p=0,03	
Bíceps f c	p=0,001						p=0,01		p=0,002
Bíceps f l	p=0,02				p=0,05		p=0,01		p=0,004
Tibial a	p=0,03				p=0,01	p=0,01			p=0,003
Gastrocnêmio		p=0,001	p=0,02	p=0,03					
Sóleo	p=0,007				p=0,002	p=0,004	p=0,003		

A coerência complexa entre músculos da perna e músculos do tronco e suas oscilações aproximadamente em fase (Apêndice A), indicam relação entre os movimentos dos dois segmentos.

4.5 Coordenação segmento-torque

A coerência complexa entre os três segmentos do pêndulo invertido triplo e os torques no tornozelo, joelho e quadril foi significativamente diferente de zero para as condições pré e pós impacto.

A coerência entre perna e torque do tornozelo foi significativa nos intervalos de frequência entre 0,05 e 1,6 Hz, tanto pré quanto pós impacto. A fase entre os dois sinais pré impacto assume valores bem maiores do que 0° (*anti-phase*) entre 0,05 e 0,3 Hz, e alterna para valores negativos (*anti-phase*) entre 0,5 e 1,6 Hz. A fase pós impacto assume valores negativos entre 0,05 e 0,1 Hz (torque do tornozelo atrasado e *anti-phase*), alternando para positivos entre 0,3 e 0,5 Hz (*anti-phase*) e novamente negativos entre 0,9 e 1,6 Hz

(*anti-phase*) (Figura 4.4). Tal resultado indica a contraposição de torques no tornozelo, na medida em que a perna oscila.

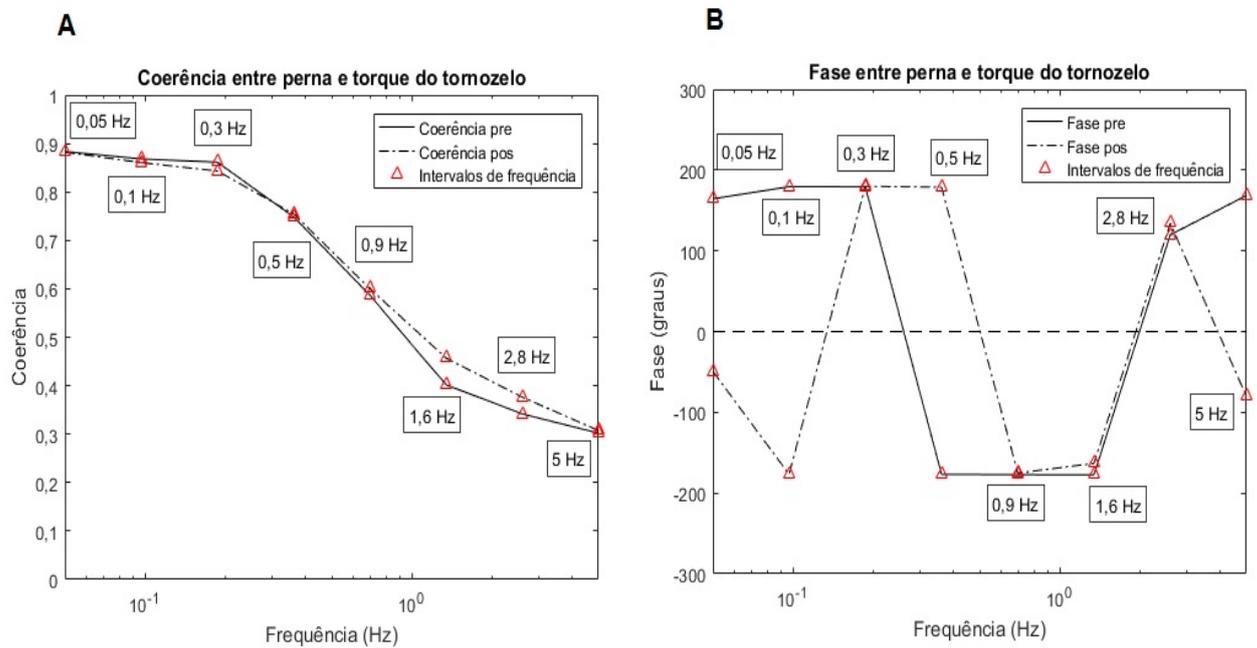


Figura 4.4: Coerência complexa e fase entre perna e torque do tornozelo

A coerência complexa entre coxa e torque do tornozelo pré e pós impacto é significativamente diferente de zero nos intervalos de frequências entre 0,05 e 2,8 Hz. A fase entre os sinais tanto no pré quanto no pós impacto assume valores positivos entre 0,05 e 0,5 Hz, com *anti-phase* a partir de 0,1 Hz, e alterna para valores negativos entre 0,9 e 2,8 Hz (*anti-phase*). Em 5 Hz os dois sinais estão aproximadamente em fase. Tal comportamento mostra o torque no tornozelo adiantado em relação à oscilação da coxa em frequências mais baixas, e atrasado, corrigindo/freando a coxa em frequências mais altas (Figura 4.5).

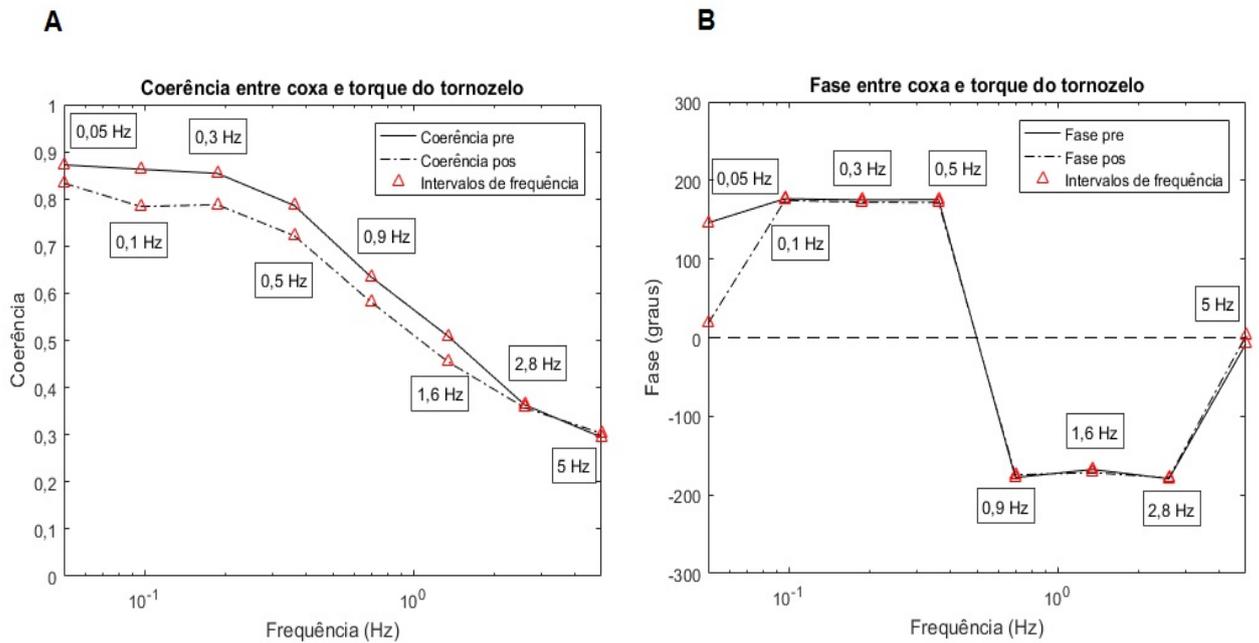


Figura 4.5: Coerência complexa e fase entre coxa e torque do tornozelo

A coerência complexa entre coxa e torque do joelho pré e pós impacto é significativamente diferente de zero nos intervalos de frequências entre 0,05 e 1,6 Hz. A fase entre os sinais no momento pré impacto assume valores positivos bem maiores do que 0° entre 0,05 e 0,5 Hz (*anti-phase*), alternando para valores negativos entre 0,9 e 1,6 Hz (*anti-phase*), e novamente valores positivos entre 2,8 e 5 Hz (*anti-phase*). A fase pós impacto assume valores negativos entre 0,05 e 0,1 Hz (*anti-phase*), alternando para valores positivos entre 0,3 e 0,5 Hz (*anti-phase*), e novamente negativos entre 0,9 e 1,6 Hz (*anti-phase*) e por último voltando à valores positivos entre 2,8 e 5 Hz (Figura 4.6). O comportamento *anti-phase* aqui indica que o torque corrige a coxa quando ela se adianta.

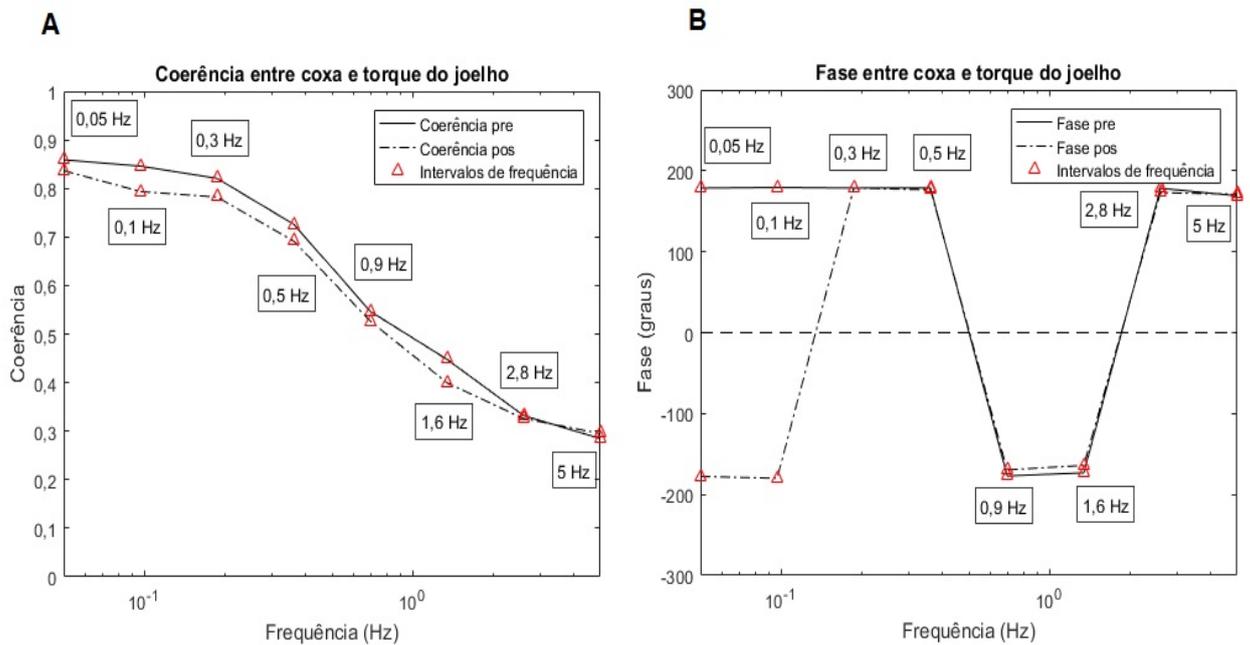


Figura 4.6: Coerência complexa e fase entre coxa e torque do Joelho

A coerência complexa entre tronco e torque do quadril pré e pós impacto é significativamente diferente de zero nos intervalos de frequências entre 0,05 e 2,8 Hz. A fase entre os sinais assume valores negativos bem menores do que 0° entre 0,05 e 2,8 Hz (*anti-phase*) (Figura 4.7). O comportamento em atraso do torque do quadril sugere um trabalho de correção da postura do tronco.

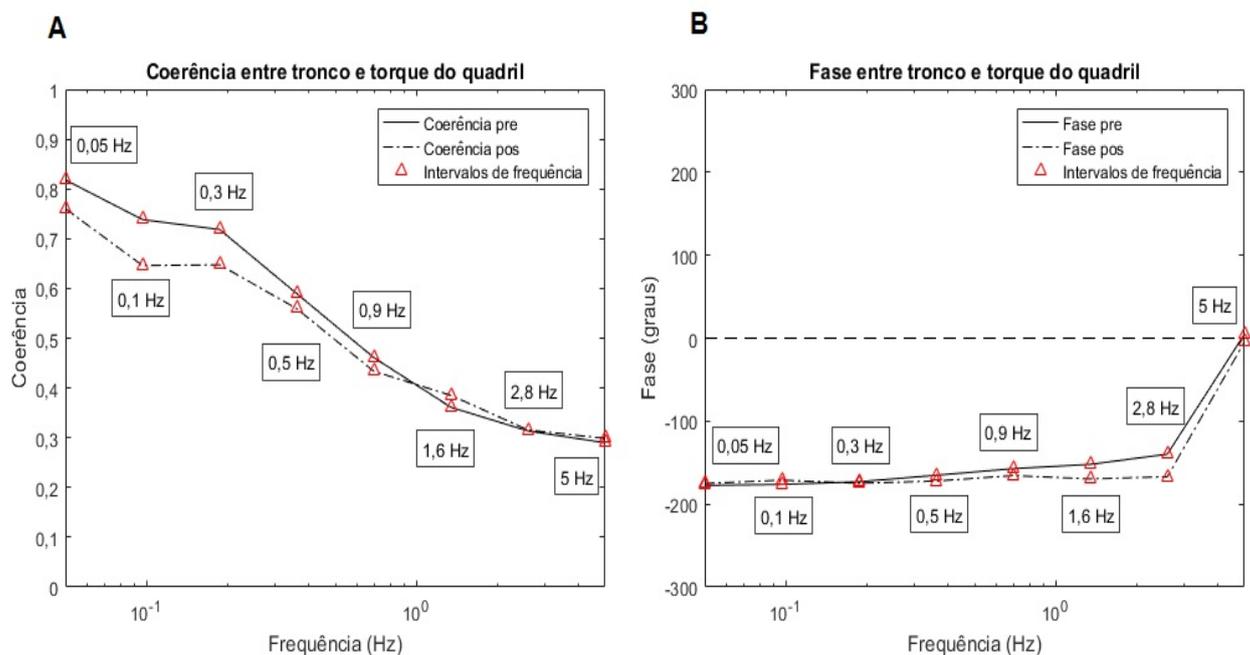


Figura 4.7: Coerência complexa e fase entre tronco e torque do quadril

4.6 Densidade espectral de potência dos segmentos

Em frequências abaixo de 0,1 Hz as oscilações da coxa apresentaram potência mais elevada em relação às oscilações dos demais segmentos, tanto para o sinal pré impacto quanto para o pós impacto (Figura 4.4). Assim, a fase tronco-coxa muda de *anti-phase* em 0,05 Hz para *in-phase* entre 0,1 e 0,3 Hz, e alternando para *anti-phase* adiantado/atrasado quando a potência do sinal da coxa é maior/menor do que a potência do sinal do tronco.

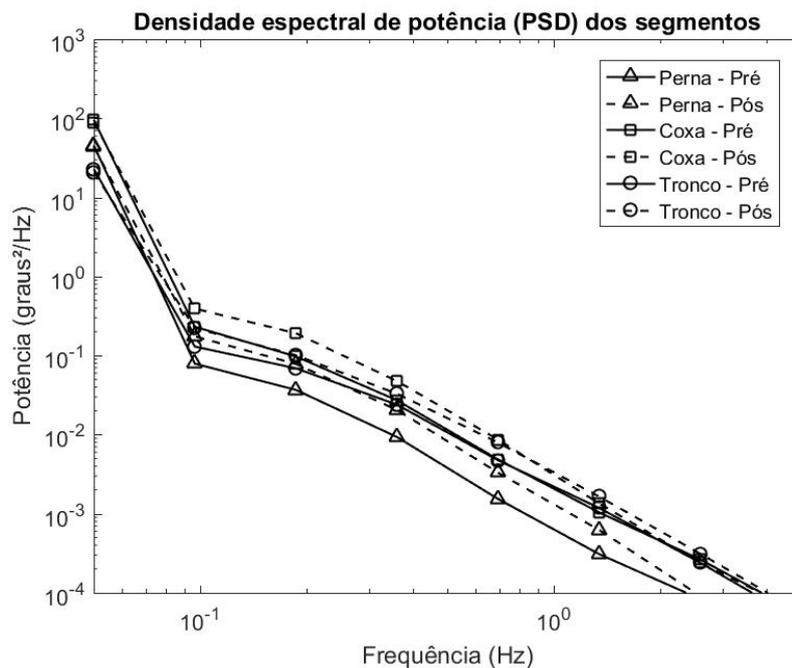


Figura 4.8: Densidade espectral de potência dos segmentos

Os segmentos coxa e tronco apresentam maior potência pós impacto do que pré impacto no intervalo de frequências entre 0,1 e 1 Hz. Acima de 1 Hz coxa e tronco pré e pós impacto tem potências semelhantes.

O segmento perna nas condições pré e pós impacto apresenta potência inferior aos demais segmentos aproximadamente a partir de 0,1 Hz, com o sinal pós impacto se sobressaindo em relação ao pré impacto. Valores significativamente maiores (0,05 Hz, 0,9 Hz e 5 Hz) ou menores (2,8 Hz) do que as potências das oscilações do tronco correspondem a avanço de fase, em consonância com o gráfico da fase tronco-perna mostrado na Figura 4.3.

4.7 Variabilidade da posição e velocidade dos segmentos

Houve uma maior variabilidade da posição angular de todos os segmentos na condição pós impacto (Figura 4.9).

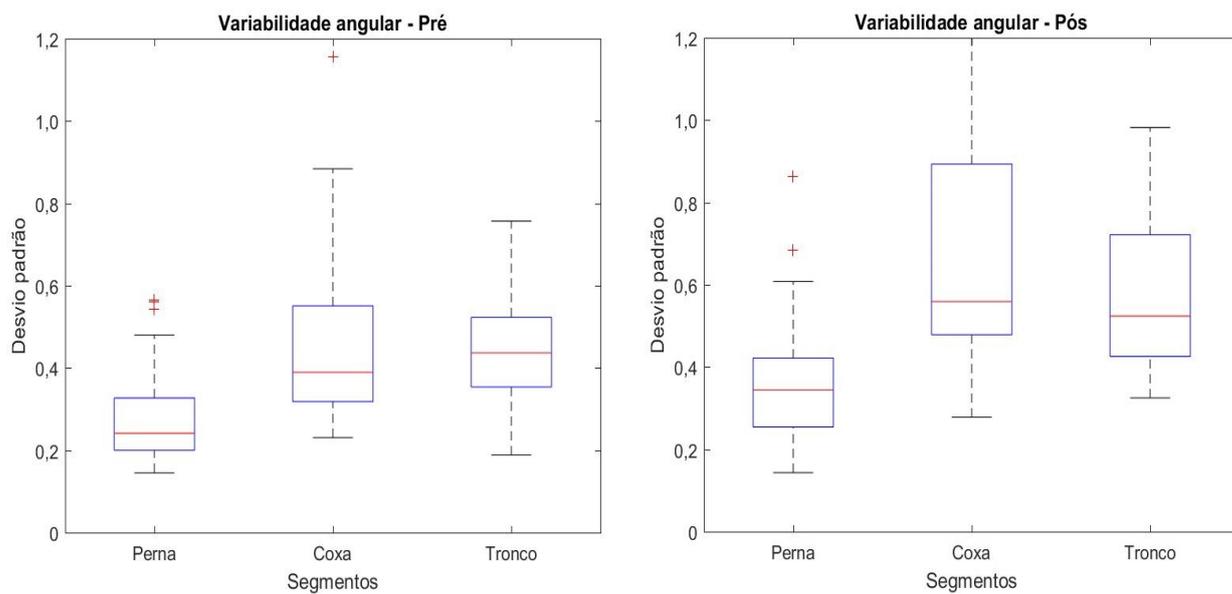


Figura 4.9: Box-plot dos desvios-padrão da posição angular dos segmentos pré impacto (à esquerda) e pós-impacto (à direita)

A velocidade angular não apresentou uma diferença significativa entre a variabilidade pré e pós impacto, como pode ser visto na Figura 4.10

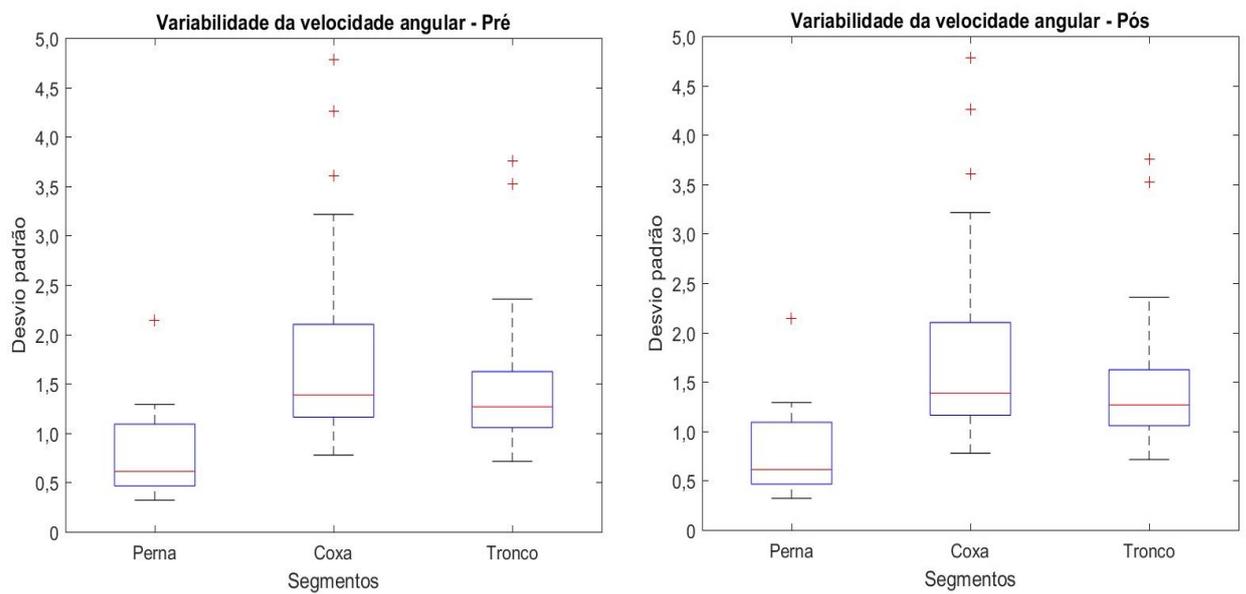


Figura 4.10: Box-plot dos desvios-padrão da velocidade angular dos segmentos pré impacto (à esquerda) e pós-impacto (à direita)

DISCUSSÃO

O presente estudo levantou quatro questões a respeito do controle postural utilizando um modelo de pêndulo invertido triplo. A primeira é a existência de um comportamento passivo do tronco em relação aos membros inferiores, a segunda é o papel da articulação do joelho na postura ereta quase-quieta, a terceira é a existência de estratégias de manutenção da postura sob perturbação e a última é que existem diferenças entre as oscilações dos segmentos do corpo antes e após uma perturbação. Embora a perturbação tenha sido proporcional à massa de cada indivíduo, pequenas diferenças ocorreram por conta do ajuste no comprimento da fita que segurava a bola, porém não maior do que 5%.

5.1 Comportamento do tronco

A ausência de coerência entre o tronco e qualquer músculo sugere que o tronco trabalha de forma passiva, consistente com estudos anteriores ([SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008](#)).

A ativação em fase entre o eretor da espinha e o gastrocnêmio sugere uma relação entre os movimentos do tronco e da perna. Esse mecanismo mantém esses dois segmentos em fase em baixas frequências, mas fora de fase em altas frequências (Figura 4.3).

As coerências entre o psoas, músculo flexor do quadril e estabilizador da espinha lombar ([SANTAGUIDA; MCGILL, 1995](#)), e cabeça curta do bíceps femoral, psoas e cabeça longa do bíceps femoral, psoas e soleus e psoas e tibial anterior foram significativas. O psoas trabalha em fase em todas as frequências com a cabeça curta do bíceps femoral e soleus o que também sugere uma relação entre os movimentos do tronco e da coxa, e do tronco e da perna. Porém, no caso da coxa, em oscilações opostas às discutidas nos parágrafos anteriores entre o eretor da espinha e reto femoral, respectivamente.

Os sinais do tronco e do torque do quadril, semelhantes aos anteriores, revelam comportamento anti-fase. No entanto, a ação do torque permanece em atraso em relação

à do tronco em todas as frequências, exceto em 5 Hz. Isso sugere um comportamento passivo do tronco em relação aos demais segmentos do corpo, visto que sua oscilação é alvo constante de correções do torque resultante no quadril.

5.2 Comportamento do joelho

Acima de 0,9 Hz, perna e coxa movem-se fora de fase, apesar de estarem completamente out-phase somente a 5 Hz. Esse resultado sugere que existe um papel do joelho associado à estratégia do quadril.

A ativação do reto femoral com o mesmo padrão em relação à perna e ao gastrocnêmio portanto, parece exercer um papel preponderante ao nível da articulação do joelho, uma vez que perna e coxa operam em fase até 0,9 Hz, e reto femoral e gastrocnêmio são extensor e flexor do joelho, respectivamente, atuando na estabilização do joelho. A atividade do quadríceps ajuda na flexão do quadril e estende o joelho (RUNGE *et al.*, 1999). A modelagem do corpo na postura ereta quase-quieta como um pêndulo invertido triplo parece, então, ser mais adequada do que a modelagem como um pêndulo invertido duplo.

5.3 Estratégias de manutenção da postura

Padrões de coordenação foram observados entre tronco e segmentos do membro inferior, assim como entre a coxa e a perna, consistente com estudos anteriores (CREATH *et al.*, 2005; ZHANG; KIEMEL; JEKA, 2007). Entretanto, não foram encontradas coerências significativas entre músculos extensores do tornozelo (soleus) e qualquer dos segmentos analisados, contrastando com resultados encontrados previamente (CREATH *et al.*, 2005; ZHANG; KIEMEL; JEKA, 2007).

Coxa e perna movem-se praticamente em fase, exceto nos intervalos de frequências acima de 1,6 Hz. Assim o comportamento tronco-coxa e tronco-perna são semelhantes. Tronco e coxa apresentaram comportamento anti-fase em frequências acima de 0,9 Hz aproximadamente, tanto pré quanto pós impacto. De forma semelhante, tronco e perna também moveram-se em anti-fase em frequências acima de 0,9 Hz. Em baixas frequências, portanto, o tronco oscila aproximadamente em fase com a perna e a coxa, evidenciando a estratégia do tornozelo, e em altas frequências prevalece a estratégia do quadril.

Coerências complexas significativas foram encontradas entre músculos da perna e coxa e músculos do tronco. A ativação em fase entre o eretor da espinha e o reto femoral sugere que o tronco move-se para trás quando a coxa move-se para a frente (pela ação de extensão do joelho pelo reto femoral), um mecanismo consonante com a estratégia do quadril.

Em baixas frequências o tibial anterior tem um atraso de fase em relação ao psoas, entrando em fase a partir de 0,5 Hz, o que sugere que uma vez disparada a estratégia do tornozelo, o psoas já atuou no tronco em baixas frequências, mas atua no tronco juntamente com o tibial anterior em altas frequências: o tibial anterior traz para frente a perna e o psoas o tronco. Um mecanismo semelhante ao observado entre o eretor da espinha e o gastrocnêmio (mas em sentido contrário), músculos antagonistas ao psoas e ao tibial anterior, respectivamente.

O soleus trabalha em fase com o tibial anterior (agonista e antagonista, respectivamente) em baixas frequências, e em altas frequências é constatado um pequeno atraso de fase do tibial anterior em relação ao soleus. Esse comportamento sugere que os dois músculos trabalham no intuito de estabilizar a postura em baixas frequências, e na medida em que ocorre o aumento da frequência surge o atraso na fase, de forma que a atuação de um músculo suaviza, freia a atuação do outro, fazendo com que ocorram correções no controle postural: uma estratégia de tornozelo.

O trabalho de Nashner (1977) mostra a relação entre soleus, tibial anterior, reto femoral, bíceps femoral e gastrocnêmio na estabilização da oscilação anteroposterior. Os músculos da cadeia posterior (gastrocnêmio, soleus e bíceps femoral), perante um movimento do corpo para frente, produzem movimento compensatório para trás na articulação do tornozelo, e os músculos da cadeia anterior (tibial anterior e reto femoral) por sua vez irão compensar com movimento para frente (NASHNER, 1977). Os resultados achados aqui são semelhantes aos desse estudo, uma vez que os respectivos músculos mostraram estar relacionados.

A análise dos sinais da perna e do torque do tornozelo revelou oscilações em anti-fase, indicando a contraposição do torque ao movimento da perna, que em algumas frequências se encontra atrasado, e em outras adiantado. Coxa e torque do tornozelo também oscilam em anti-fase, pela ação do torque atrasado em altas frequências, sugerindo o trabalho de correção no movimento da coxa que acompanha os movimentos da perna. Coxa e torque do joelho tem comportamento semelhante, e novamente o torque exerce uma função corretiva sobre a coxa.

5.4 Comportamento pré e pós perturbação

Não foram encontradas diferenças significativas entre as coerências complexas pré e pós impacto, no entanto, a perturbação parece aumentar o consequente trabalho das estratégias de equilíbrio, visto que pequenas diferenças foram encontradas entre eretor da espinha de 2,8 a 5 Hz, tronco e eretor da espinha de 0,3 a 0,5 Hz e gastrocnêmio e soleus de 0,10 a 0,15 Hz ($p = 0,02$).

A variabilidade angular dos segmentos foi maior no momento pós impacto, o que sugere que a ação da perturbação desafia o controle postural, cujas oscilações apresentam

maior amplitude que são difíceis de atenuar, persistindo por quase todo o período pós perturbação.

5.5 Limitações do estudo

Embora a perturbação tenha sido proporcional à massa de cada indivíduo, pequenas diferenças ocorreram por conta do ajuste no comprimento do cabo que segurava a bola, porém não maiores do que 5 cm (5%).

Os resultados das simulações das ativações musculares no OpenSim são algumas vezes incompatíveis com o movimento e de difícil interpretação, e, portanto, há a necessidade de estudos experimentais que confirmem tais resultados.

CONCLUSÃO

A análise espectral dos segmentos do corpo e a falta de coerência significativa entre o tronco e os músculos estudados, bem como a ação corretiva do torque do quadril sugerem o comportamento passivo do tronco em relação à perna e coxa.

Oscilações fora de fase entre tronco e perna e tronco e coxa, revelam padrões de coordenação intersegmentos que, entretanto, somente são possíveis de serem observados modelando o corpo como um pêndulo invertido triplo na postura ereta quase-quieta. O modelo de pêndulo invertido triplo é, portanto, mais adequado para se observar fenômenos mais complexos na postura ereta, embora o joelho tenha um papel menor em relação ao tornozelo e ao quadril.

Ativação de músculos do tornozelo e dos psoas colaboram com a estabilização da postura ereta, e os resultados de coerência entre reto femoral e o segmento da perna sugerem que o joelho é estabilizado pela ação desse músculo.

As análises de coerência complexa entre segmentos e músculos não apresentaram diferenças significativas comparando-se pré e pós perturbação, no entanto oscilações angulares dos segmentos são mais variáveis no momento pós perturbação, indicando que o sistema de controle postural é desafiado. Embora a postura seja estável após a perturbação, o sistema de controle postural não diminui as oscilações de maior amplitude imposta inicialmente pela perturbação.

APÊNDICES

GRÁFICOS DE COERÊNCIA COMPLEXA E FASE ENTRE MÚSCULOS

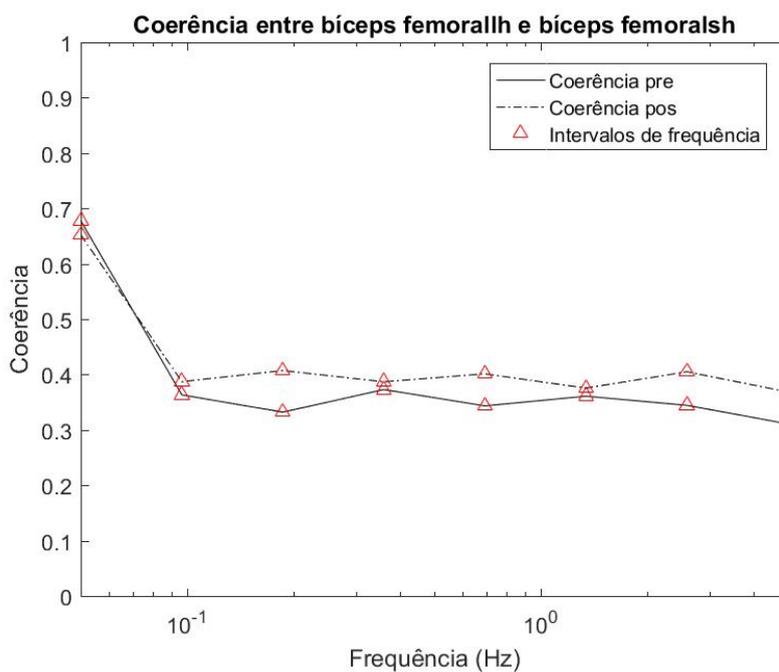


Figura A.1: Coerência complexa cabeça longa do bíceps femoral-cabeça curta do bíceps femoral

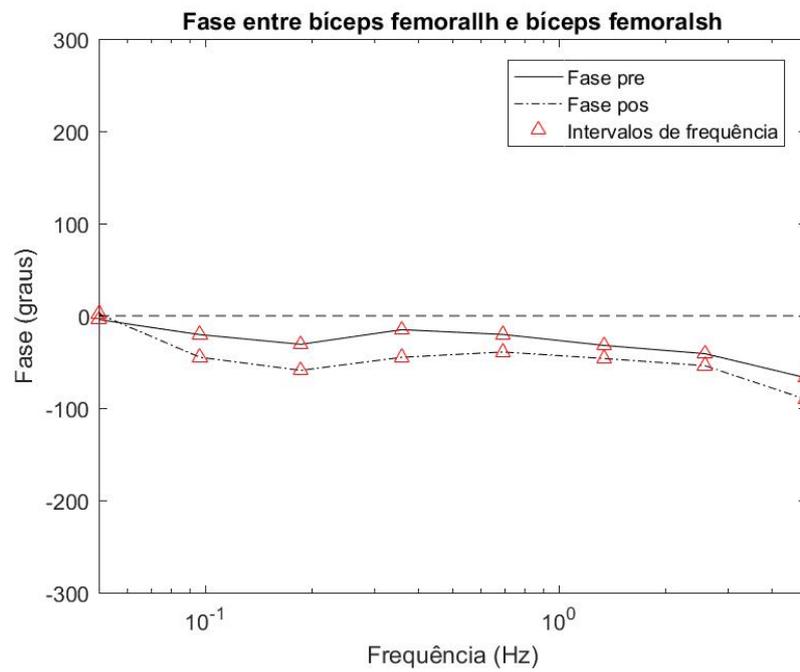


Figura A.2: Fase entre cabeça longa do bíceps femoral e cabeça curta do bíceps femoral

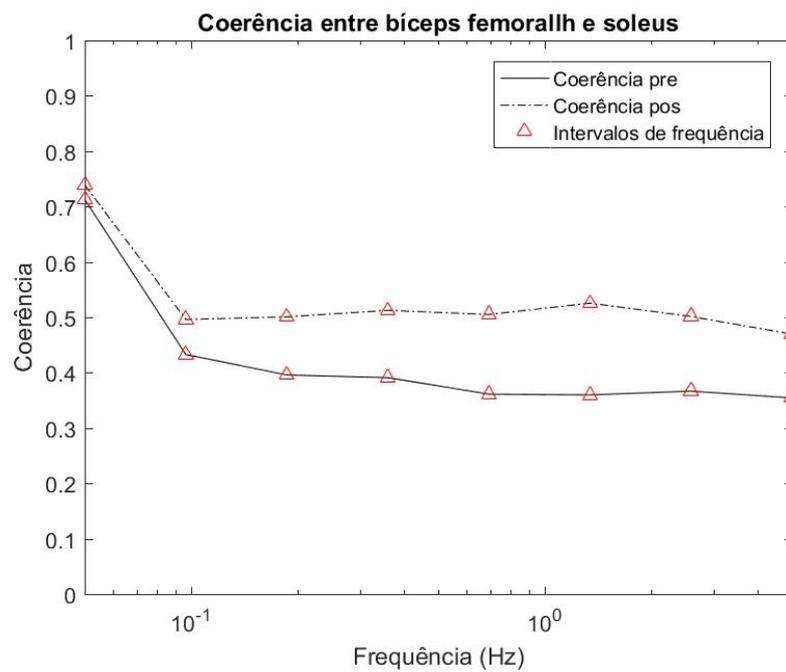


Figura A.3: Coerência complexa cabeça longa do bíceps femoral-soleus

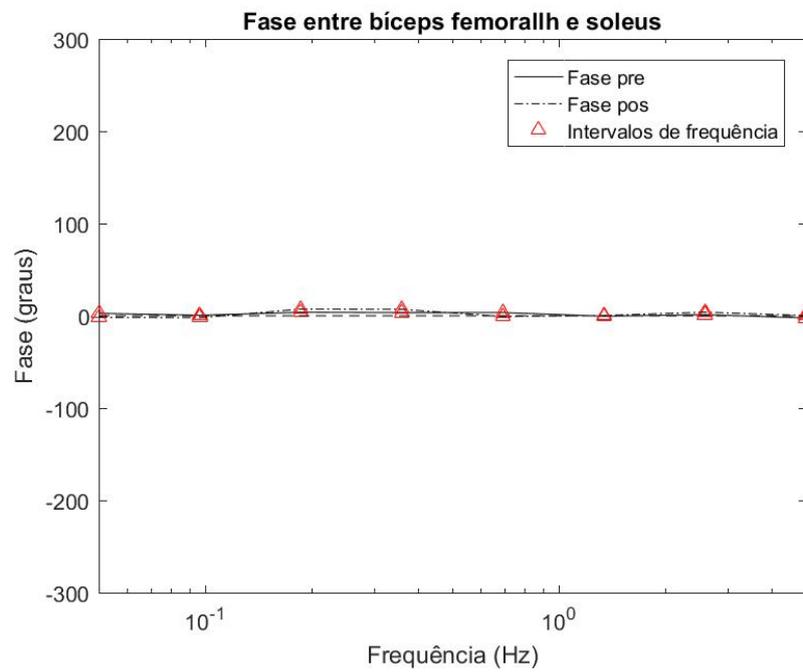


Figura A.4: Fase entre cabeça longa do bíceps femoral e soleus

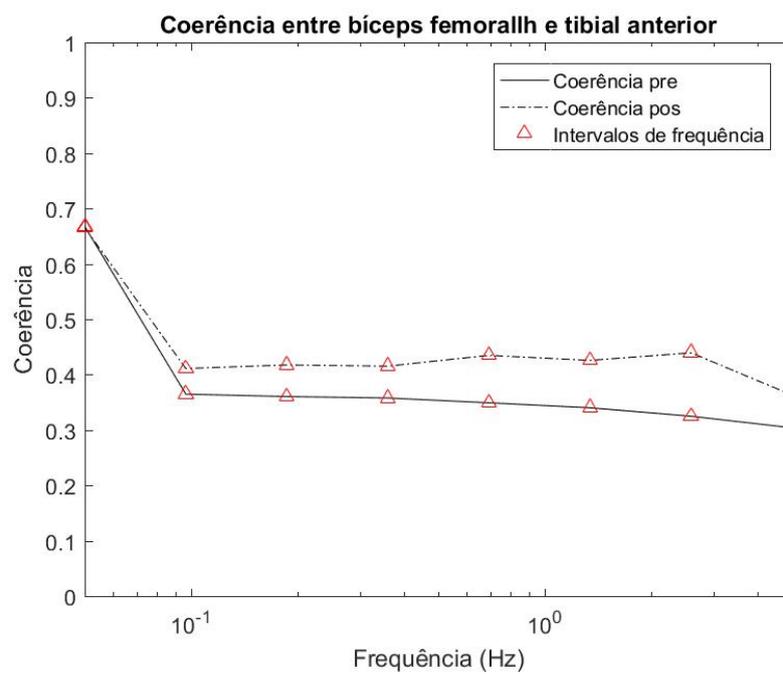


Figura A.5: Coerência complexa cabeça longa do bíceps femoral-tibial anterior

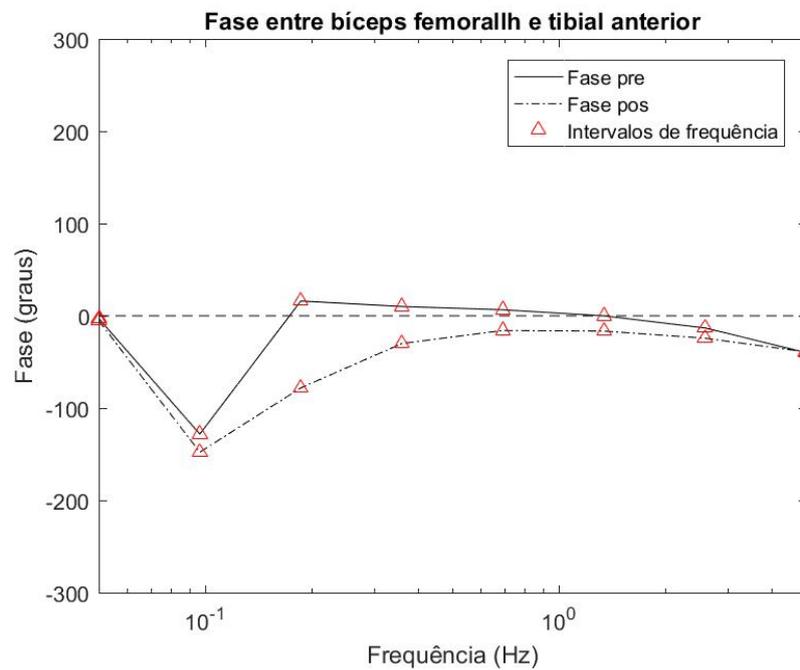


Figura A.6: Fase entre cabeça longa do bíceps femoral e tibial anterior

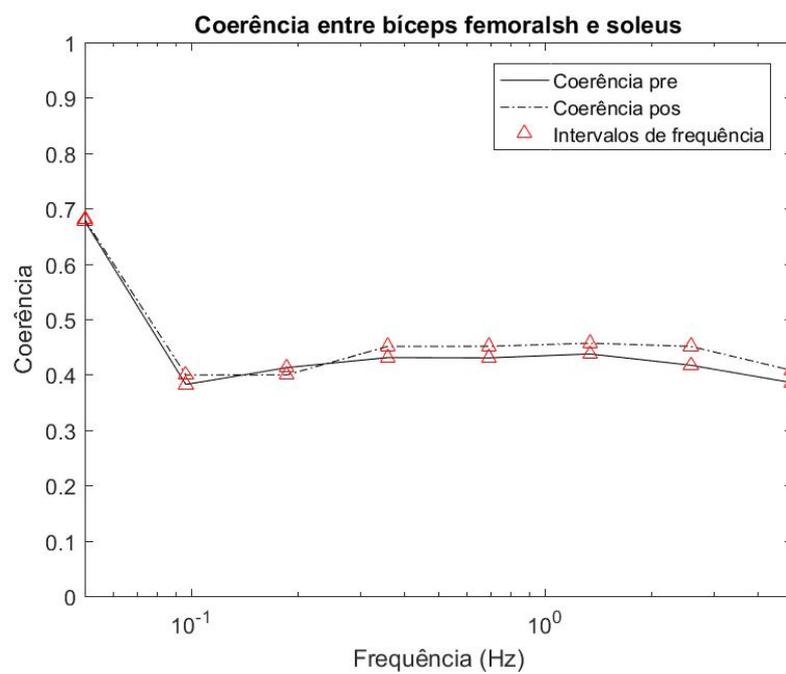


Figura A.7: Coerência complexa cabeça curta do bíceps femoral-soleus

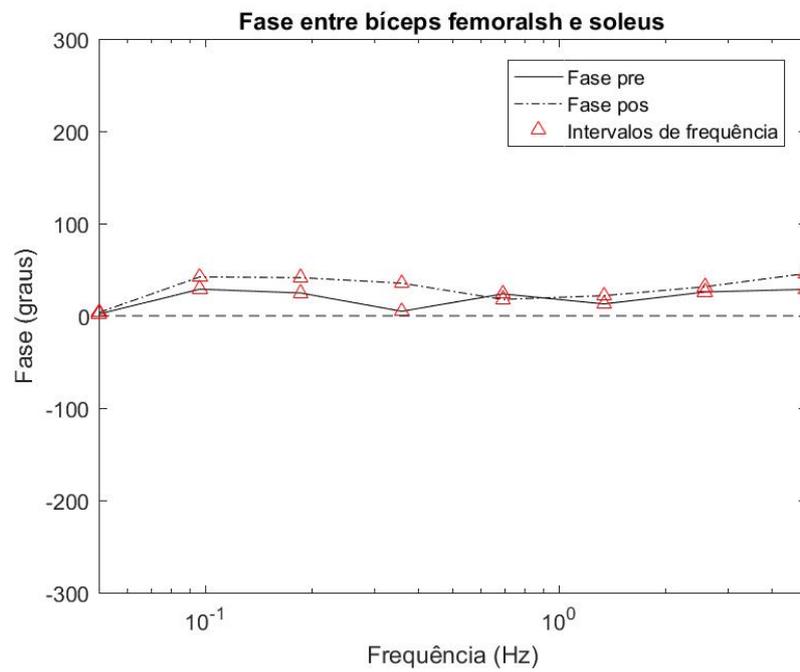


Figura A.8: Fase entre cabeça curta do bíceps femoral e soleus

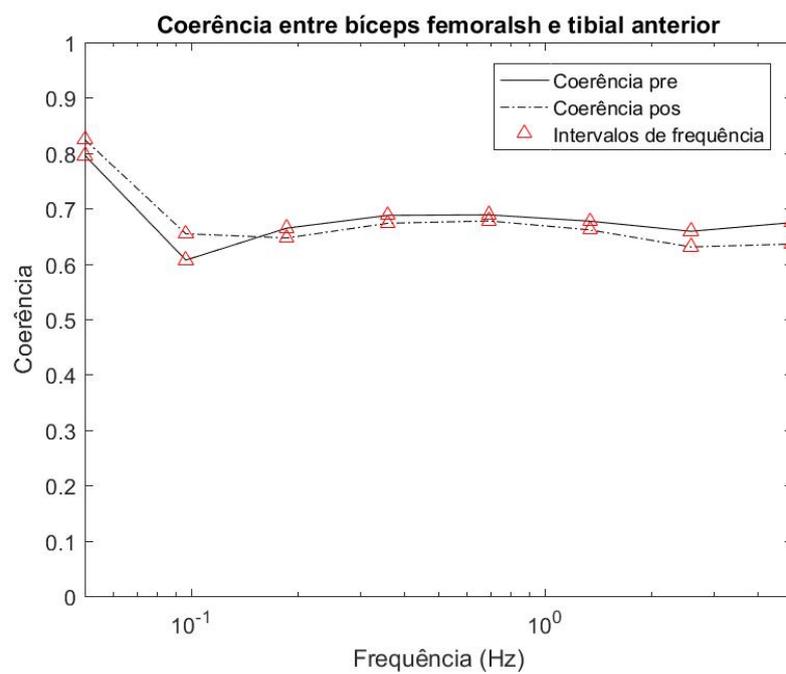


Figura A.9: Coerência complexa cabeça curta do bíceps femoral-tibial anterior

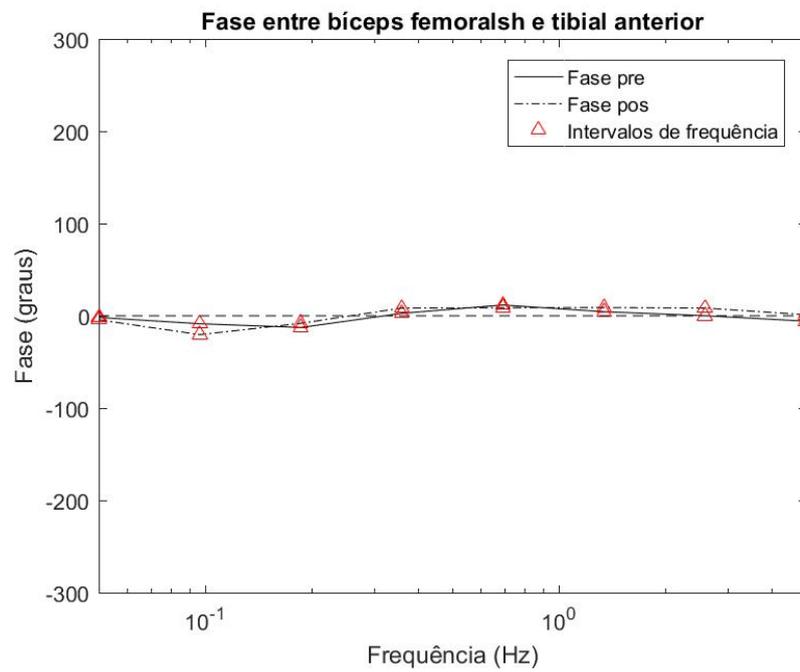


Figura A.10: Fase entre cabeça curta do bíceps femoral e tibial anterior

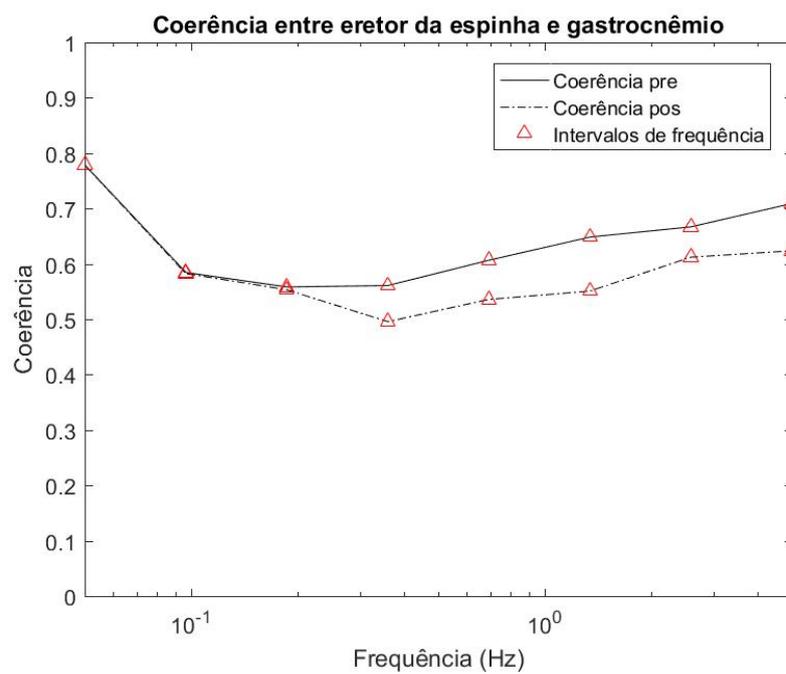


Figura A.11: Coerência complexa eretor da espinha-gastrocnêmio

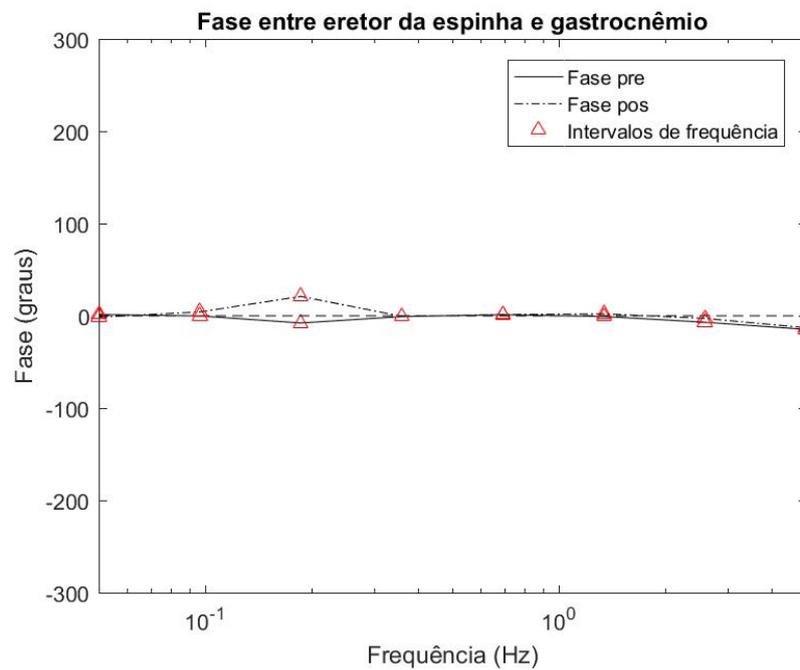


Figura A.12: Fase entre eretor da espinha e gastrocnêmio

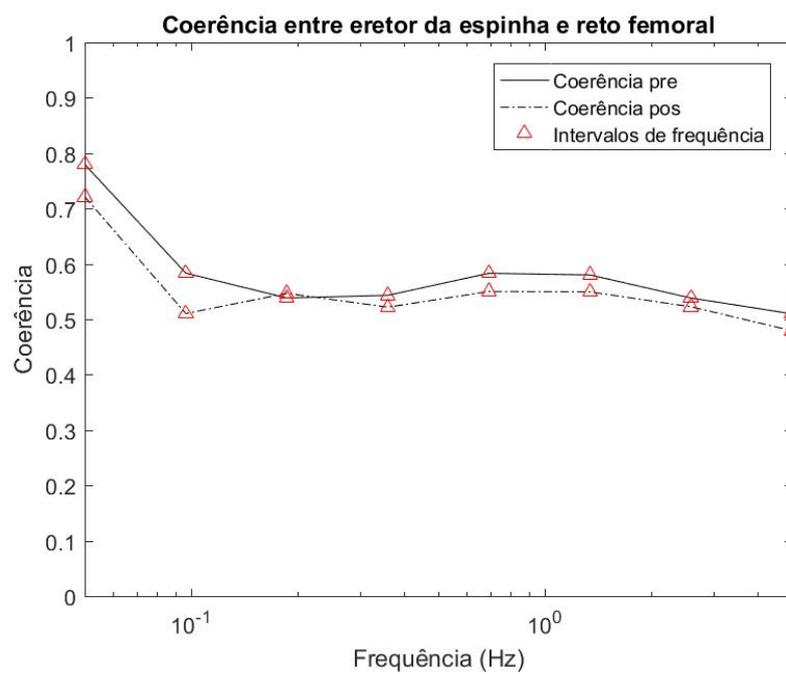


Figura A.13: Coerência complexa eretor da espinha-reto femoral

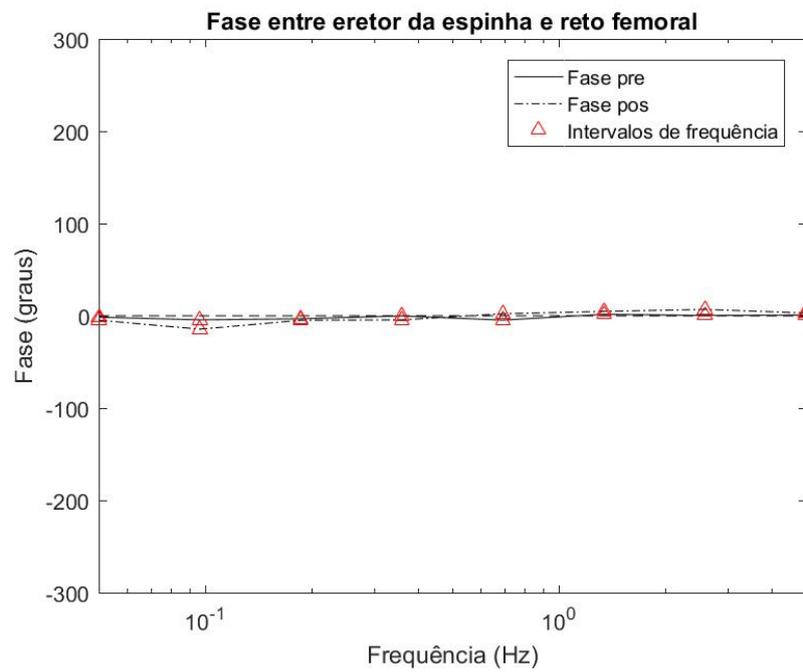


Figura A.14: Fase entre eretor da espinha e reto femoral

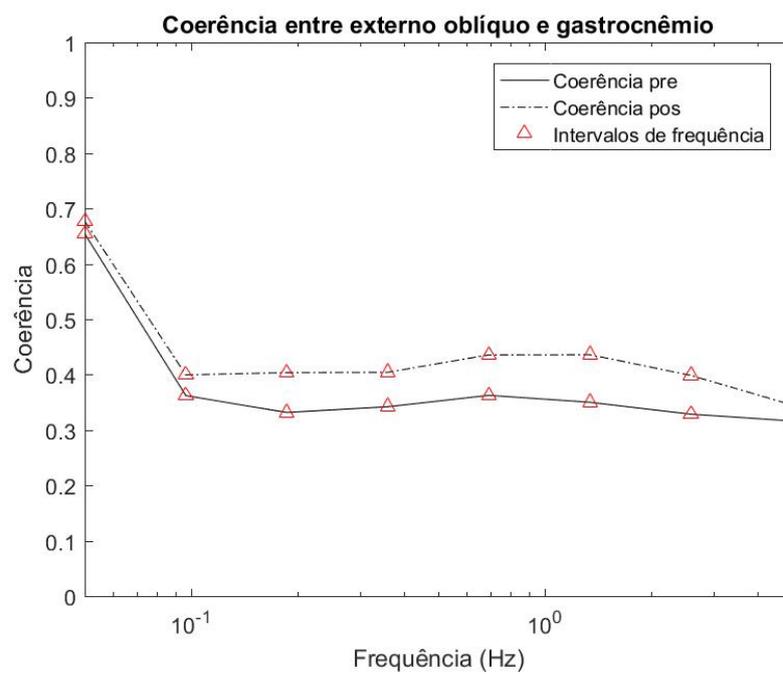


Figura A.15: Coerência externo oblíquo-gastrocnêmio

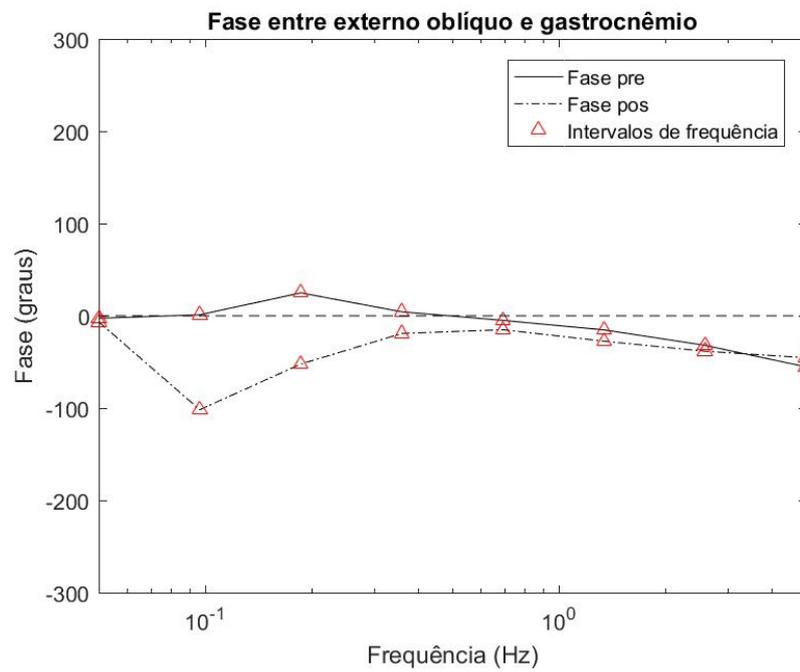


Figura A.16: Fase entre externo obluo e gastrocnêmio

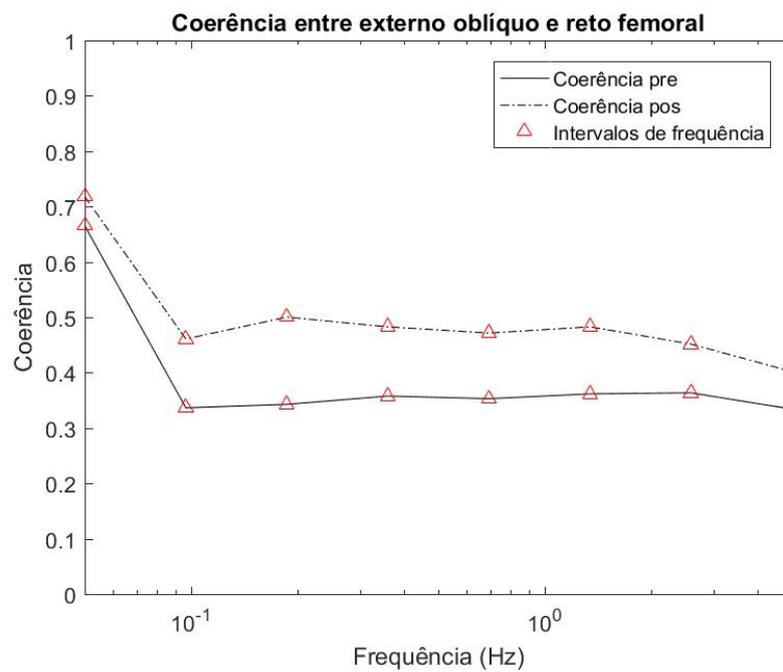


Figura A.17: Coerência externo obluo-reto femoral

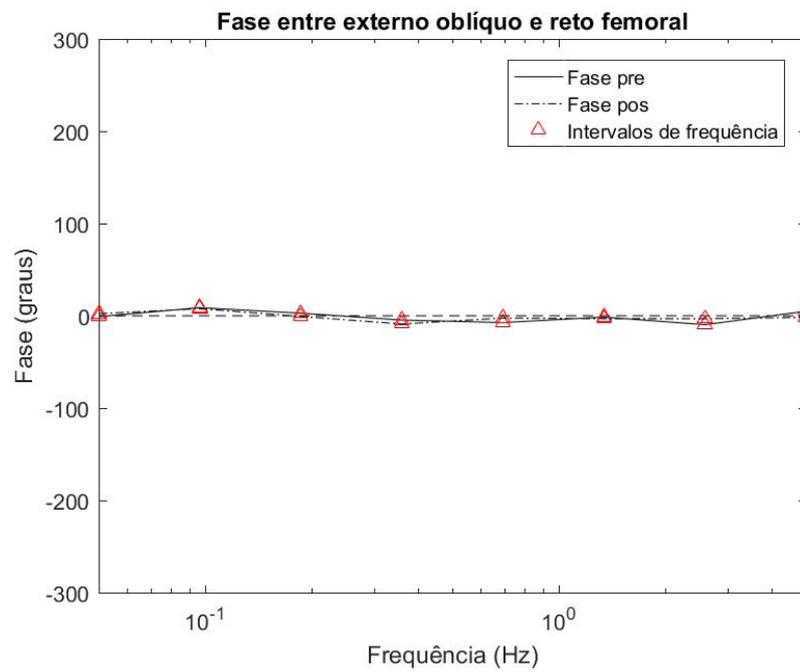


Figura A.18: Fase entre externo obluo e reto femoral

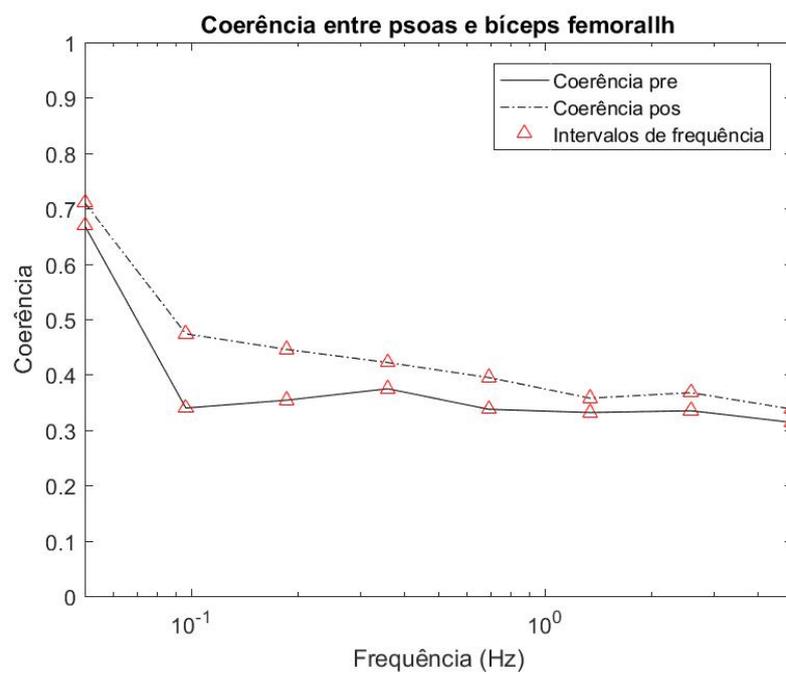


Figura A.19: Coerência psoas-cabeça longa do biceps femoral

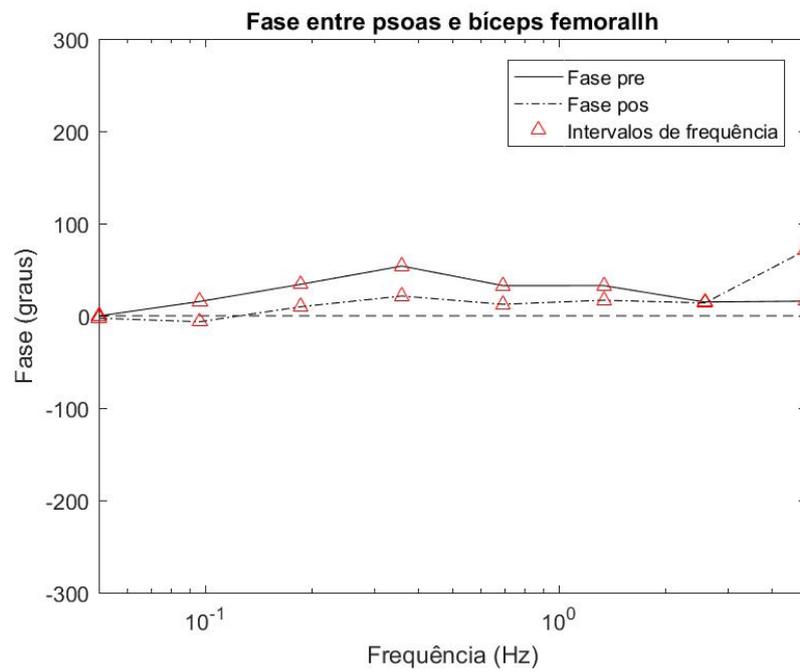


Figura A.20: Fase entre psoas e cabeça longa do bíceps femoral

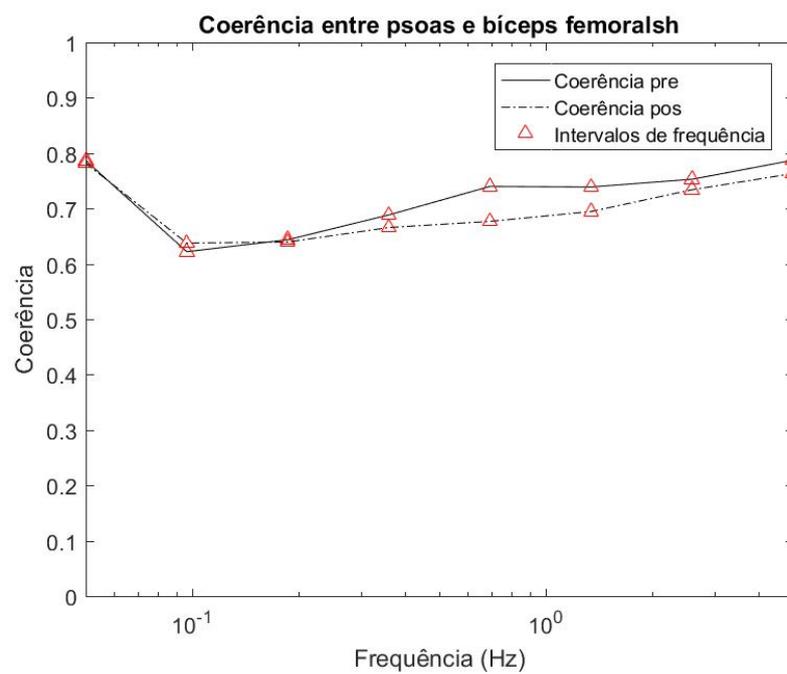


Figura A.21: Coerência psoas-cabeça curta do bíceps femoral

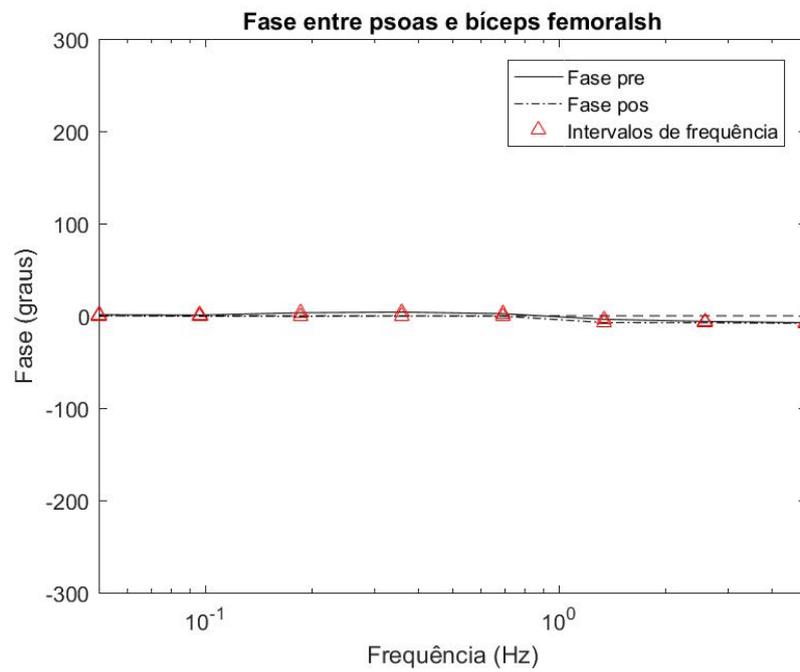


Figura A.22: Fase entre psoas e cabeça curta do bíceps femoral

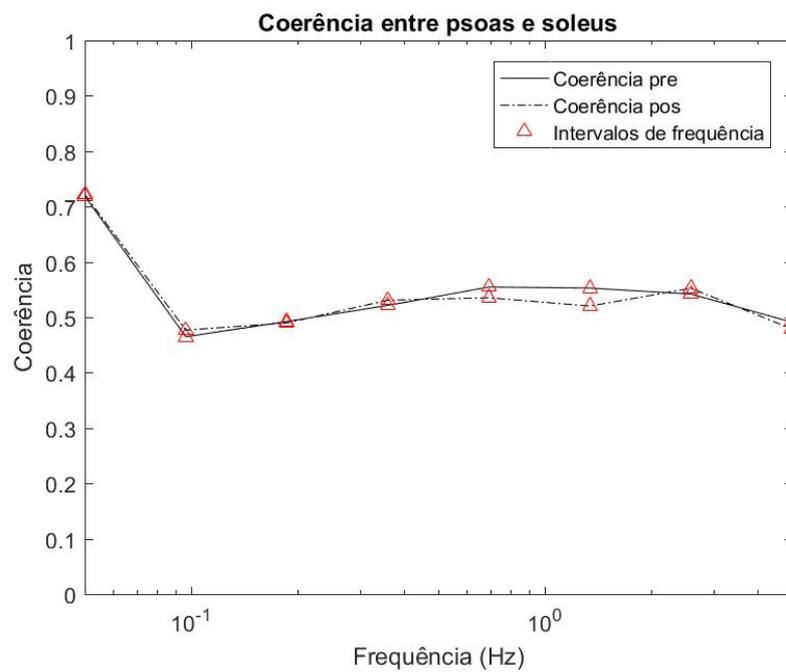


Figura A.23: Coerência psoas-soleus

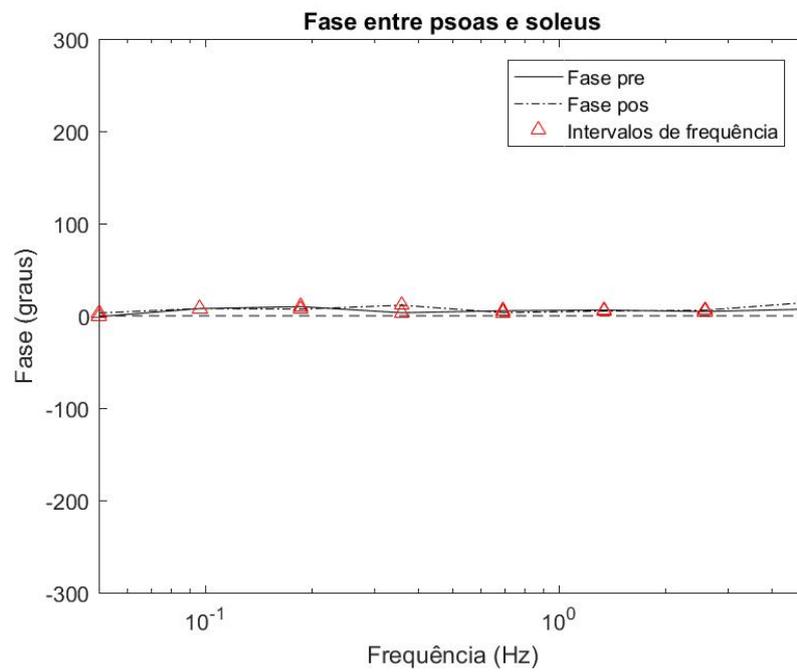


Figura A.24: Fase entre psoas e soleus

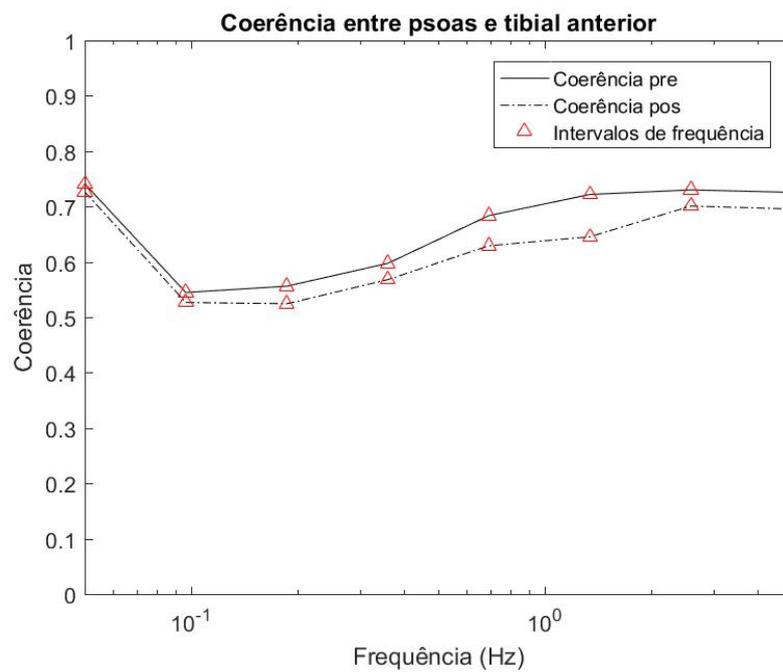


Figura A.25: Coerência psoas-tibial anterior

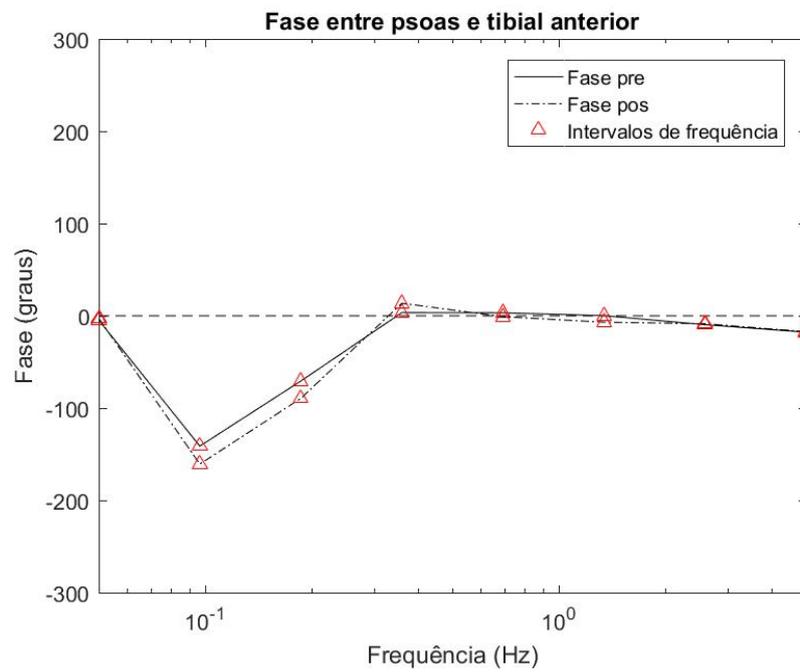


Figura A.26: Fase entre psoas e tibial anterior

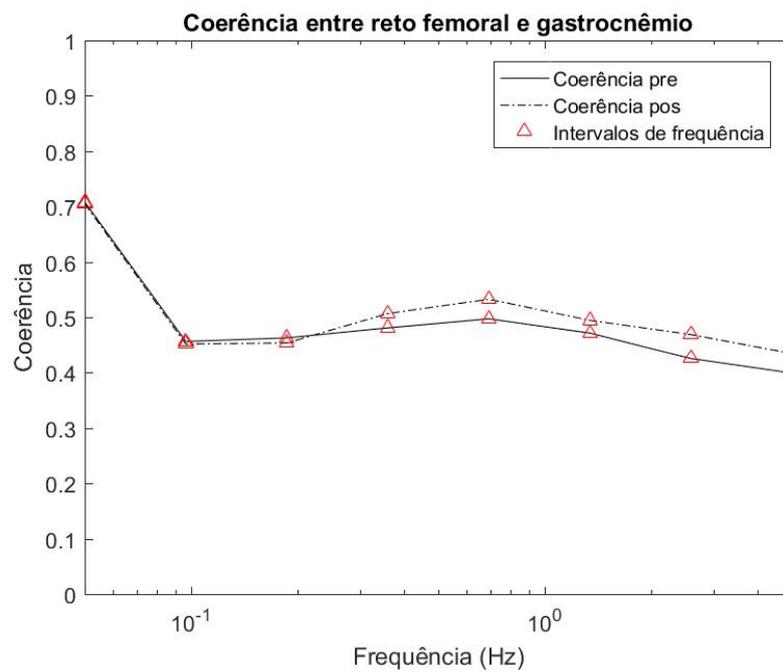


Figura A.27: Coerência reto femoral-gastrocnêmio

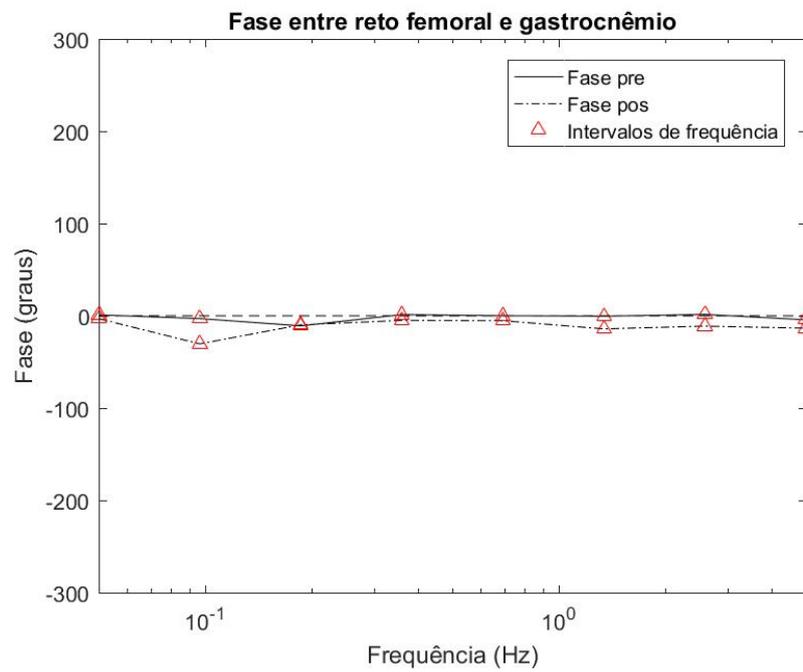


Figura A.28: Fase entre reto femoral e gastrocnêmio

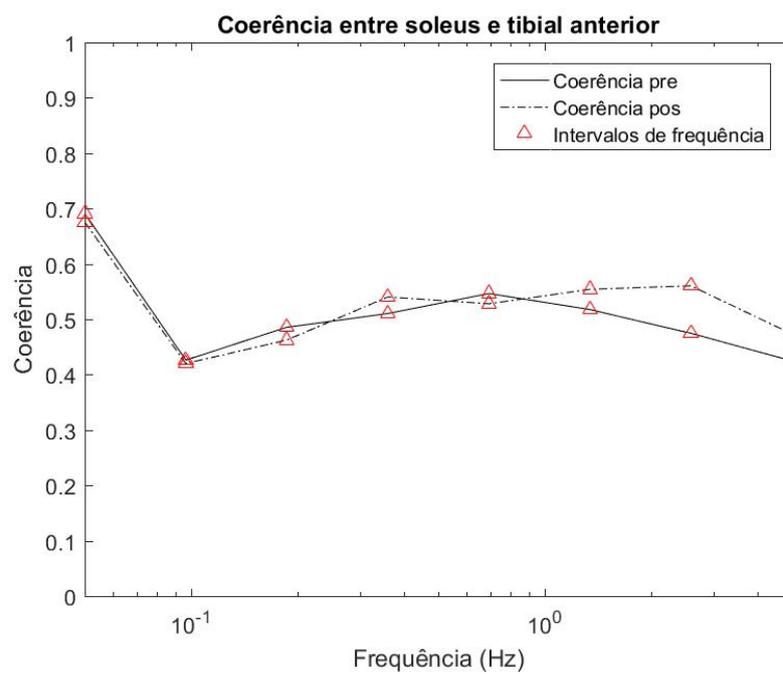


Figura A.29: Coerência soleus-tibial anterior

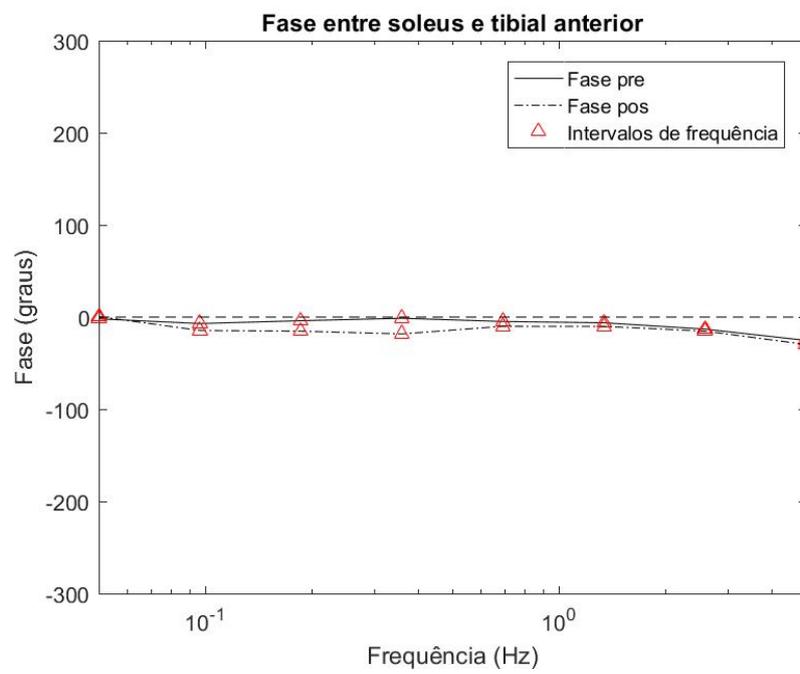


Figura A.30: Fase entre soleus e tibial anterior

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMTI. **AMTI Force and Motion**. Watertown, USA, 2016. Disponível em: <<http://www.amti.biz/index.aspx>>.
- C-MOTION, I. **Visual3D**. Germantown, USA, 2016. Disponível em: <<http://www2.c-motion.com/>>.
- CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application. **Gait and Posture**, v. 21, p. 410–424, 2005.
- CREATH, R. et al. A unified view of quiet and perturbed stance: Simultaneous co-existing excitable modes. **Neuroscience Letters**, v. 377, p. 75–80, 2005.
- DELP, S. et al. **OpenSim**. 2016. Disponível em: <<http://opensim.stanford.edu/>>.
- DELP, S. L. et al. Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 54, n. 11, 2007.
- DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisao sobre posturografia baseada em plataforma de forca para avaliacao do equilibrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, p. 183–192, 2010.
- GÜNTHER, M.; WAGNER, H. Dynamics of quiet human stance: computer simulations of a triple inverted pendulum model. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 19, p. 819–834, 2015.
- KANEKAR, N.; ARUIM, A. S. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, p. 400–405, 2015.
- LEE, S.; SON, J. **Lee-Son’s Toolbox: a Toolbox that Converts VICON Mocap Data into OpenSim Inputs**. 2017. Disponível em: <<https://simtk.org/projects/lee-son>>.
- LERNER, Z. F. et al. How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces. **Journal of Biomechanics**, v. 48, p. 644–650, 2015.
- LORAM, I. D.; MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. **The Journal of Physiology**, v. 564, p. 295–311, 2005.

- MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, v. 38, p. 35–56, 1992.
- MITRA, P. P.; BOKIL, H. **Observed Brain Dynamics**. [S.l.]: Oxford University Press, 2008.
- MORASSO, P. G.; SCHIEPPATI, M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 83, p. 1622–1626, 1999.
- NASHNER, L. M. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. **Experimental Brain Research**, v. 30, p. 13–24, 1977.
- ONG, C. F.; HICKS, J. L.; DELP, S. L. Simulation-based design for wearable robotic systems: An optimization framework for enhancing a standing long jump. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 63, p. 894–903, 2014.
- PRIESTLEY, M. B. **Spectral Analysis and Time Series**. [S.l.]: AP, 1981. Volume 2.
- PRINOLD, J. A. I. et al. A patient-specific foot model for the estimate of ankle joint forces in patients with juvenile idiopathic arthritis. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 44, p. 247–257, 2016.
- R Core Team. **R: A Language and Environment for Statistical Computing**. Vienna, Austria, 2016. Disponível em: <<https://www.R-project.org/>>.
- RAJAGOPAL, A. et al. Full body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 63, p. 68–79, 2015.
- RUNGE, C. F. et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait and Posture**, v. 10, p. 161–170, 1999.
- SAFFER, M.; KIEMEL, T.; JEKA, J. Coherence analysis of muscle activity during quiet stance. **Experimental Brain Research**, v. 185, p. 215–226, 2008.
- SANTAGUIDA, P. L.; MCGILL, S. M. The psoas major muscle: A three-dimensional geometric study. **Journal of Biomechanics**, v. 28, p. 339–345, 1995.
- SETH, A. et al. Opensim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. **Procedia IUTAM**, v. 2, p. 212–232, 2011.
- TYLKOWSKI, C. M.; SIMON, S. R.; MANSOUR, J. M. Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip. In: . United States: [s.n.], 1982. p. 89–125.
- UCHIDA, T. K. et al. Simulating ideal assistive devices to reduce the metabolic cost of running. **PLoS ONE**, v. 11, p. 1–19, 2016.
- VICON. **Vicon**. Oxford, UK, 2016. Disponível em: <<https://www.vicon.com/>>.
- VIEIRA, M. F. et al. Effects of four days hiking on postural control. **PLoS ONE**, v. 10, p. 1–19, 2015.
- VISOL, I. **Kwon-3D**. Gwangmyeong, Korea, 2016. Disponível em: <www.kwon3d.com>.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. [S.l.]: Wiley, 2009.
-

WINTER, D. A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, p. 1211–1221, 1998.

ZHANG, Y.; KIEMEL, T.; JEKA, J. The influence of sensory information on two-component coordination during quiet stance. **Gait and Posture**, v. 26, p. 263–271, 2007.
