

**Gabriela Gomes Pavan Gonçalves**

**PERCEPÇÃO HÁPTICA NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO: INFLUÊNCIA DO  
TEMPO DE EXPLORAÇÃO**

**Belo Horizonte**

**Universidade Federal de Minas Gerais**

**2009**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Gabriela Gomes Pavan Gonçalves**

**PERCEPÇÃO HÁPTICA NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO: INFLUÊNCIA DO  
TEMPO DE EXPLORAÇÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

**Área de Concentração:** Desempenho Funcional Humano

**Orientador:** Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

**Belo Horizonte**

**Universidade Federal de Minas Gerais**

**2009**

## **PREFÁCIO**

De acordo com as normas estabelecidas pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG, a estrutura deste trabalho é composta por três partes. A primeira parte é composta por uma introdução, com o objetivo de apresentar a revisão bibliográfica sobre o tema, a problematização e a justificativa do estudo, bem como pela descrição detalhada de toda a metodologia utilizada. A segunda parte é composta por um artigo em que os resultados e a discussão são apresentados, redigido de acordo com as normas adotadas pela *American Psychological Association*, 5ª edição, preconizadas pelo periódico para o qual este trabalho será posteriormente enviado para publicação (*Journal of Motor Behavior*). Por fim, na terceira parte do trabalho, são apresentadas as considerações finais relacionadas aos resultados encontrados.

*Para Pedro e Vinícius, meus  
amores eternos.*

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus queridos e amados pais, pelo apoio, incentivo e confiança, que nunca mediram esforços para me proporcionar todas as condições para que eu pudesse chegar até aqui.

Ao Pedro, pelo amor e carinho em todos os momentos, estando sempre ao meu lado ao longo desta jornada. Obrigada pelo companheirismo e por acreditar sempre em mim. Te amo muito!

Ao Vinícius, que é o verdadeiro motivo desta e de todas as minhas conquistas, obrigada por ser este filho maravilhoso, compreensivo e extremamente carinhoso. Te amo, mais que tudo no mundo!

Aos meus irmãos, que sempre torceram por mim. Nano, obrigada por ser esta pessoa atenciosa e prestativa, sempre me ajudando em tudo que eu precisei.

À Simone Souto e Sérgio Laia, sogros queridos, minha segunda e não menos importante família, pelo apoio e incentivo em todos os momentos da minha vida. Obrigada por fazerem parte de mais esta conquista.

Ao Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca, por ter acreditado em mim e me oferecido tantas oportunidades. Trabalhar ao seu lado, além de ser uma grande honra, é sempre um aprendizado constante e um grande crescimento.

À Profa. Marisa Cotta Mancini, pela grande contribuição ao longo de toda a minha formação e na realização deste trabalho. Seus ensinamentos vão além do conhecimento científico.

À Juliana Ocarino, mais do que uma amiga e parceira, se tornou uma irmã durante este período. Além de você ser um grande exemplo para mim, tenho certeza de que a nossa amizade e cumplicidade são para sempre.

Aos colegas e amigos de equipe, Thales, Paula Chagas, Vanessa e Viviane, por terem participado deste trabalho, com muita competência e dedicação.

Aos Profs. do Departamento de Fisioterapia, em especial à Profa. Rosana Ferreira Sampaio, que teve uma contribuição valiosa para a minha formação e crescimento pessoal, e às Profas. Daniela Vaz e Sheyla Furtado, mais do que mestres, amigas e grande incentivadoras.

Às amigas Paula Lanna e Cecília Aquino, que fazem parte da minha formação e que, mesmo à distância, torceram por mim e nunca mediram esforços em me ajudar. Vocês são eternas amigas!

À todos os meus amigos queridos, que sempre fizeram de tudo para tornar este caminho mais leve e divertido. Amo todos vocês!

Aos funcionários que, sempre com muita dedicação e paciência, me ofereceram todas as condições para realizar este trabalho, em especial ao Eliezer, Margareth e Rivamar.

Aos voluntários que participaram desta pesquisa, pela disponibilidade, sem os quais não seria possível a concretização deste trabalho.

## RESUMO

A extração de informação referente às propriedades dos objetos e segmentos, como comprimento e orientação, é denominada na literatura como percepção háptica. A percepção destas propriedades ocorre através da extração dos invariantes presentes nos padrões de deformação nos tecidos biológicos durante a exploração ativa, que consistem nos Momentos Principais de Inércia ou *Autovalores (Eigenvalues)*. Alterações na distribuição de massa de um sistema submetido a movimentos rotacionais revelam a capacidade de extração dos invariantes relevantes para a percepção háptica. Durante a realização de atividades esportivas e de locomoção, podem ocorrer mudanças nas propriedades inerciais da perna, que devem ser percebidas para que a ação seja ajustada apropriadamente. Além disso, o tempo de exploração pode ser determinante para que os indivíduos extraiam a informação perceptual relevante, diante destas situações. Os objetivos deste estudo foram investigar a capacidade de percepção de comprimento de um sistema formado pela perna, pé e haste, através da exploração dinâmica na articulação do joelho, por meio de manipulações da distribuição de massa deste sistema e avaliar a influência do tempo de exploração na percepção do comprimento deste sistema. Participaram do estudo 17 indivíduos saudáveis, de ambos os sexos. Os momentos principais de inércia do sistema perna-pé de cada participante foram alterados através de manipulações na distribuição de massa de 3 hastes de diferentes comprimentos, afixadas nos pés. Os participantes foram orientados a



explorar as hastes através de movimentos de flexo-extensão de joelho sem auxílio visual e marcar onde julgavam estar a ponta da haste, utilizando um sistema de roldanas. A percepção háptica de comprimento foi avaliada em duas condições: tempo de exploração livre e tempo de exploração restrito em oito segundos. Uma análise de variância multivariada foi realizada para verificar diferenças nas medidas de acurácia e consistência dos julgamentos perceptuais, entre as duas condições de tempo de exploração. Modelos de regressão hierárquica testaram a associação entre as variáveis inerciais ( $I_1$  e  $I_3$ ) e a variável dependente comprimento percebido. Uma vez que estes modelos identificaram diferenças entre indivíduos no comportamento utilizado para a percepção, a condição “tempo de exploração” foi adicionada nas análises como possível preditora desta diferença. Os modelos de regressão hierárquica demonstraram associação significativa entre o comprimento percebido e os invariantes inerciais ( $p < 0.0001$ ), nas duas condições de exploração, além de terem demonstrado a presença de variabilidade nos comportamentos individuais ( $p < 0.01$ ). As diferentes condições exploratórias não tiveram efeito significativo na diferença entre indivíduos nos julgamentos perceptuais. No entanto, os valores de acurácia dos julgamentos perceptuais foram significativamente melhores na condição com tempo livre de exploração ( $p = 0.0056$ ). Os resultados deste estudo demonstraram que os participantes perceberam o comprimento do sistema formado pela perna e pé através da exploração ativa dos momentos principais de inércia, reforçando o papel de invariante perceptual destes parâmetros. Além disso, o tempo de exploração parece ter uma influência no grau de acurácia dos

julgamentos perceptuais. Contudo, outros fatores não investigados no presente estudo podem exercer influência na percepção háptica, levando a diferenças no comportamento exploratório entre indivíduos.

Palavras-chave: percepção háptica, exploração dinâmica, articulação do joelho, momento principal de inércia.

## ABSTRACT

Haptic perception is related with the extraction of information of objects and body segment's properties such as length and orientation. The perception of these proprieties is possible through the extraction of the invariants of the deformation patterns that occurs in biological tissues during active exploration, and these invariants are the Principal Moments of Inertia or *Eigenvalues*. Alterations in mass distribution of a system submitted to rotational movements reveal the capability of invariants' extraction that is relevant for haptic perception. During sportive and locomotive activities, changes in leg inertial proprieties can occur, and they have to be perceived for the action adjustment. Hence, the exploration time can be determinant to the extraction of relevant perceptual information, in front of these situations. The aims of this study were to investigate the capability of length perception in knee joint through dynamic exploration, by means of mass distribution alterations of the leg-foot system and to asses the influence of exploration time on the length perception of this system. The sample of this study was composed of 17 healthy volunteers. The principal moments of inertia of the leg-foot system were modified with mass attached in rods that were fixed at the foot. The volunteers were instructed to explore the rods with knee flexion-extension movements without vision and to judge where they could reach with the rod's end, using a pulley system. Length perception was assessed in two different conditions: one with restricted exploration time and another one with free exploration time. Multivariate analysis of variance was used to investigate

differences in accuracy and consistency of length judgments between the two exploration conditions. Multi-level models tested the association between inertial variables ( $I_1$  and  $I_3$ ) and perceived length. Once these models identified differences in perceptual behavior inter-individuals, “time exploration” condition was added on the analyses as a possible predictor for this difference. The Multi-level models demonstrated significant association between perceived length and inertial invariants ( $p < 0.0001$ ), in both exploration conditions. These models also revealed significant variability in participant’s behavior for judgments perception ( $p < 0.01$ ). It was not possible to identify if the different exploration conditions were associated with the observed variability between subjects. However, according to the results, the accuracy of length’s reports was significantly better in the free exploration time condition ( $p = 0.0056$ ). The results of this study demonstrated that participants perceived the length of the system consisted of leg and foot thought dynamic exploration of the principal inertia moments, which reinforces their invariant role for perception. Hence, exploration time seems to influence the accuracy of perceptual judgments. However, other factors, which were not investigated in this study, can influence haptic perception, causing differences in exploratory behavior between subjects.

Key-words: haptic perception, dynamic exploration, knee joint, principal moment of inertia.

## SUMÁRIO

<b>Capítulo1 – INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 - Objetivo do estudo .....	7
1.2 - Hipóteses do estudo .....	8
<b>Capítulo 2 - MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>9</b>
2.1 – Amostra .....	9
2.2 – Instrumentação .....	9
2.3 – Procedimentos .....	10
2.4 - Redução dos dados .....	12
2.5 - Análise estatística .....	13
<b>Capítulo 3 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>19</b>
<b>Capítulo 4 - “HAPTIC LENGTH PERCEPTION IN THE LOWER LIMB: THE INFLUENCE OF EXPLORATION” .....</b>	<b>24</b>
<b>Capítulo 5 - CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>58</b>
<b>APÊNDICE – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO .....</b>	<b>60</b>
<b>ANEXO – CÁLCULOS DOS MOMENTOS PRINCIPAIS DE INÉRCIA</b>	<b>62</b>

## Capítulo 1 – INTRODUÇÃO

A realização efetiva de atividades como andar, atravessar um obstáculo ou alcançar um alvo necessita que propriedades dos segmentos corporais, tais como comprimento e orientação sejam percebidas pelo indivíduo <sup>1,2</sup>. A percepção destas propriedades é possível através do sistema perceptual háptico <sup>3,4</sup>. A percepção háptica envolve a extração de informação referente a propriedades dos objetos (i.e., informação exteroceptiva), à orientação de determinados segmentos corporais em relação a outros segmentos (i.e., informação proprioceptiva) e informação do próprio corpo e seus segmentos em relação ao ambiente ou a um objeto que está sendo manuseado (i.e., informação exproprioceptiva) <sup>1,2,5,6</sup>.

Diferentes tipos de exploração tátil podem ser utilizados na extração de informação háptica <sup>6</sup>. Em situações nas quais a exploração tátil ocorre sem a movimentação de um objeto, como por exemplo, quando um indivíduo explora o contorno de um objeto com a palma da mão, a informação háptica é resultante da estimulação da pele e de tecidos adjacentes, sem envolver movimentos articulares <sup>2,5</sup>. Outra forma de se extrair informações hápticas envolve a exploração dinâmica, através da movimentação dos segmentos corporais <sup>3,4</sup>. Segundo alguns autores, esta forma de exploração permite a percepção de propriedades como comprimento <sup>7-10</sup>, peso <sup>11-14</sup>, largura e altura <sup>15</sup>, bem como a percepção da orientação de objetos <sup>2,16,17</sup> e partes do corpo <sup>6,18-22</sup>. Este tipo de exploração háptica se diferencia de outras formas de exploração pela contribuição efetiva do esforço muscular <sup>4,5</sup>. Neste caso, informações desse último tipo de percepção háptica são extraídas através da deformação de músculos, tendões, ligamentos, cápsulas, fâscias e seus receptores <sup>1,3,4</sup>.

A percepção háptica através de exploração dinâmica, envolvendo movimentação dos segmentos corporais, tem sido o foco de diversos estudos que investigam a extração de informação do ambiente e do próprio corpo durante a realização de atividades manipulativas e de locomoção<sup>1,3,17,19</sup>. A percepção de uma determinada propriedade do ambiente ocorre devido à capacidade de extração de invariantes presentes no fluxo de energia ambiental<sup>23</sup>. Invariantes são variáveis que não sofrem transformação ou que apresentam regularidade em suas mudanças, mantendo relação direta com as propriedades as quais eles especificam<sup>23-25</sup>. Sendo assim, a exploração dinâmica, através de movimentação, provoca padrões de deformação nos tecidos biológicos que, de acordo com princípios e leis físicas<sup>25-27</sup>, proporcionam informações relevantes para a percepção<sup>1,4,28</sup>. Considerando a relação de especificidade entre a extração de um invariante e a percepção, diversos trabalhos buscam determinar os invariantes que são relevantes para o sistema perceptual háptico<sup>1,4</sup>.

Os movimentos entre segmentos corporais que acontecem durante diversas atividades são sempre rotacionais, ocorrendo sobre uma ou mais articulações. Desta forma, as deformações teciduais observadas durante estes movimentos estão intimamente relacionadas com a dinâmica rotacional dos segmentos corporais<sup>1,19,29</sup>. A resistência às alterações na velocidade ou aceleração de movimentos rotatórios sobre um determinado eixo é denominada na física como momento de inércia ( $I$ )<sup>30</sup>. Considerando movimentos realizados em três eixos (i.e., x,y,z), os momentos de inércia sobre cada eixo ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$ ), assim como os produtos de inércia ( $I_{xy}$ ,  $I_{xz}$ ,  $I_{yz}$ ), são representados matematicamente pelo tensor de inércia, uma matriz que quantifica as diferentes magnitudes de resistência rotacional em diferentes direções<sup>31</sup>. Essa resistência a movimentos rotatórios ou momento de inércia depende da

quantidade de massa e da distância entre o centro de massa do objeto e o ponto de rotação<sup>30</sup>. O tensor de inércia captura as variações de força e rotação que ocorrem durante a exploração dinâmica, e pode ser definido em relação a um sistema de coordenadas escolhido arbitrariamente. Diferentes sistemas de coordenadas sobre um eixo de rotação resultam em diferentes componentes do tensor (altera-se a ordem dos números na matriz), mas, quando ele é diagonalizado, surgem dois parâmetros que são invariantes, ou seja, que continuam a definir as propriedades dos objetos e segmentos corporais mesmo após a transformação do tensor. Estes parâmetros invariantes consistem nos Momentos Principais de Inércia ou *Autovalores* (*Eigenvalues*), os quais trazem informação sobre o comprimento, forma e peso de objetos e membros<sup>1,4,32</sup> e nos Eixos Principais de Inércia ou *Autovetores* (*Eigenvectors*), que se relacionam com a percepção de direções, tais como a orientação de objetos ou membros<sup>2,17,19</sup>.

Considerando os movimentos rotacionais no sistema musculoesquelético, os *Autovalores* ( $I_1, I_2, I_3$ ) representam a resistência de objetos ou membros à rotação, ao redor de seus respectivos *Autovetores* ( $e_1, e_2, e_3$ ), considerando uma origem centrada em uma articulação<sup>1,4</sup>. Uma vez que a exploração de um objeto através de movimentação (exploração dinâmica) envolve a imposição de forças sobre o mesmo e sobre os segmentos do corpo, autovalores e autovetores, por serem parâmetros mecânicos que não mudam em um mesmo sistema, parecem ser os invariantes relevantes para a percepção de comprimento ou direção de objetos e segmentos corporais. Desta forma, os autovalores e autovetores podem ser utilizados como informação para a percepção de objetos ou membros cujas dimensões permanecem constantes durante o movimento<sup>1,2,4,17,19</sup>.



Existem evidências que demonstram que a capacidade de perceber o comprimento de um objeto cilíndrico através da exploração dinâmica se relaciona com os autovalores do objeto que está sendo manipulado <sup>1,4,9</sup>. Em geral, estes estudos envolvem situações experimentais nas quais o tensor de inércia é manipulado, como por exemplo, através de alterações na distribuição de massa do objeto. Solomon e Turvey (1988) demonstraram que a alteração dos momentos de inércia, através da adição de massa em diferentes posições de uma haste, produzia diferentes percepções de comprimento <sup>9</sup>. Quando uma massa é adicionada longe do eixo de rotação, o comprimento percebido é maior, devido a um aumento na resistência do objeto à rotação <sup>9</sup>. Desta forma, experimentos que provocam alterações na distribuição de massa em um sistema submetido a movimentos rotacionais, através de exploração dinâmica, são capazes de revelar a capacidade de extração dos invariantes relevantes para a percepção háptica <sup>1,4,9</sup>.

Perceber o comprimento da perna é necessário para que atividades como andar, correr, descer uma escada, que muitas vezes ocorrem com a atenção visual direcionada para outras atividades, sejam realizadas efetivamente <sup>33</sup>. Warren (1984), analisando a atividade de subir degraus, observou a existência de uma relação entre o comprimento da perna e a altura do degrau que gera uma melhor eficiência mecânica, em termos de gasto energético, durante a realização desta atividade <sup>34</sup>. Nesse estudo, indivíduos com um comprimento de perna menor indicavam como degraus que permitiam confortavelmente a subida aqueles degraus de menor altura quando comparados com indivíduos com um comprimento de perna maior. A escolha do degrau que possibilitava adequadamente a ação de subida foi baseada em uma razão constante entre a altura do degrau e o comprimento da perna de cada indivíduo <sup>34</sup>. Mark & Volege (1987) também demonstraram resultados semelhantes

quando analisaram a atividade de sentar <sup>35</sup>. Segundo estes autores, quando expressa como uma função do comprimento da perna, a altura máxima da cadeira selecionada pelos participantes, que possibilitava a ação de sentar, se manteve praticamente constante entre os indivíduos testados <sup>35</sup>. Apesar destes estudos terem investigado a relação entre a percepção visual e os limites críticos para a ação, a informação perceptual sobre o comprimento dos segmentos corporais foi um requerimento importante para a realização destas atividades <sup>34-37</sup>. Além disso, os resultados destes estudos reforçam a idéia de que, mesmo durante atividades corriqueiras, como sentar ou subir escadas, os indivíduos não só devem ser capazes de perceber o próprio corpo em relação ao ambiente, mas também que a percepção de propriedades corporais é essencial para que eles consigam determinar quais são suas possibilidades para a ação. Sendo assim, investigar a percepção háptica nos membros inferiores, como por exemplo, a percepção do comprimento da perna, pode contribuir para o entendimento de como algumas atividades são desempenhadas efetivamente quando a informação visual está ausente ou voltada para outros eventos do ambiente.

A percepção háptica de comprimento, através de exploração dinâmica, tem sido amplamente estudada em atividades manipulatórias com os membros superiores <sup>1,4,9</sup> e, mais recentemente, em situações onde um objeto foi explorado através de movimentos na articulação do tornozelo <sup>38,39</sup>. Nestes estudos, os movimentos exploratórios eram realizados nas articulações das extremidades e os indivíduos tinham que perceber apenas o comprimento dos objetos que estavam sendo manipulados. Por outro lado, movimentos manipulatórios e diversas atividades motoras envolvem movimentos rotacionais sobre múltiplas articulações, e não só no punho ou tornozelo. Desta forma, estudar a percepção de comprimento

através de movimentos exploratórios em uma articulação intermediária, como por exemplo, a articulação do joelho, implica na percepção de comprimento de um segmento corporal, e não só do objeto que está sendo manuseado. Neste caso, a percepção de comprimento envolve a exploração e a extração de informação de uma propriedade do próprio indivíduo, e não apenas de um objeto externo a ele.

Estudos que investigaram a relação entre a exploração e a percepção de propriedades de objetos revelaram uma relação entre a forma de exploração e o tipo de informação relevante a ser percebida <sup>40-43</sup>. Riley et al (2002), por exemplo, demonstraram que indivíduos realizavam diferentes movimentos manipulatórios dependendo se a propriedade a ser percebida era a altura ou a largura de um mesmo objeto <sup>42</sup>. Além da relação existente entre a maneira como a exploração acontece e a propriedade a ser percebida, existem evidências de que uma maior experiência e uma quantidade maior de exposição à informação podem estar relacionadas com um melhor grau de exatidão dos julgamentos perceptuais <sup>44,45</sup>. Sendo assim, em situações nas quais ocorre uma restrição da exploração, a percepção de uma determinada propriedade pode ser comprometida. Por outro lado, em diversas atividades funcionais, indivíduos parecem se adaptar rapidamente às mudanças nas propriedades inerciais dos segmentos corporais (i.e., uso de diferentes tipos de sapatos) ou de utensílios e ferramentas utilizadas (i.e., uso de diferentes raquetes de tênis ou tacos de golfe) <sup>46-49</sup>. No entanto, a relação entre a quantidade de exploração e a percepção háptica ainda não foi adequadamente investigada.

Diante de algumas atividades esportivas ou de locomoção, a utilização de diferentes calçados ou acessórios (saltos, botas, esquis, patins) pode levar a súbitas modificações nos momentos principais de inércia da perna. Neste caso,

modificações nas propriedades inerciais impostas sobre a articulação do joelho devem ser percebidas e a ação deve ser ajustada apropriadamente para que tais atividades sejam realizadas efetivamente <sup>50-53</sup>. Dessa forma, a percepção de comprimento dos membros inferiores é essencial para a adaptabilidade de indivíduos a contextos variados. Além disso, considerando a relação que existe entre exploração e informação <sup>42</sup>, a quantidade de exploração pode ter um caráter determinante para que os indivíduos consigam extrair e ajustar a informação perceptual relevante, para que movimentos ou atividades que geram alterações inesperadas nas propriedades inerciais de um segmento sejam desempenhados corretamente. Desta forma, este estudo teve como objetivos principais investigar a capacidade de percepção de comprimento através da exploração dinâmica na articulação do joelho, por meio de manipulações da distribuição de massa do sistema perna-pé e avaliar a influência da quantidade de exploração na percepção do comprimento deste sistema.

## 1.1 Hipóteses do estudo

Hipótese alternativa 1: Os autovalores do sistema formado pela perna, pé, imobilizador do tornozelo e haste, alterados através das manipulações da distribuição de massa do sistema, serão preditores dos julgamentos do comprimento percebido pelos indivíduos.

Hipótese alternativa 2: A consistência e a acurácia dos julgamentos do comprimento percebido serão diferentes entre diferentes condições de exploração.

## Capítulo 2 - MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 - Amostra

A amostra deste experimento foi composta por 17 indivíduos, sendo 10 do sexo feminino e 7 do sexo masculino, com idades variando entre 19 e 33  $\bar{\text{a}}$ nos ( $\bar{X}$ : 25 anos). O número de participantes foi determinado através de um cálculo amostral realizado a partir dos dados obtidos em um estudo piloto com oito voluntários. Esse cálculo foi realizado para a variável comprimento percebido, considerando cada uma das comparações entre as manipulações de distribuição de massa, para que fosse alcançado um poder estatístico de 90%<sup>54</sup>. O número de participantes escolhido ( $n=17$ ) foi o maior número determinado, considerando todas as comparações separadamente. Os indivíduos foram recrutados voluntariamente, através de cartazes afixados na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Os critérios de inclusão para participação no estudo foram a ausência de lesões musculoesqueléticas e de sintomas em qualquer articulação do membro inferior. Os procedimentos deste estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética da UFMG (parecer ETIC nº 0145/07), sendo que todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, concordando em participar do estudo (Apêndice).

### 2.2 - Instrumentação

Uma órtese imobilizadora para a articulação do tornozelo foi confeccionada em polipropileno para impedir qualquer movimento dessa articulação durante os testes. Desta forma, todo movimento exploratório ocorreu na articulação do joelho. Hastes de alumínio (raio= 0.006 m), com três comprimentos diferentes (0.6, 0.8 e

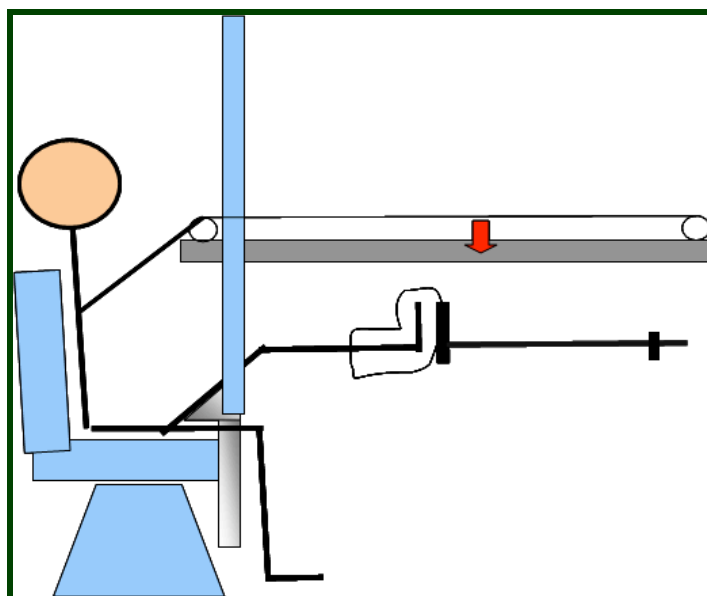
1.0 m) foram afixadas em um adaptador na sola do imobilizador do tornozelo e presas com parafusos. A distribuição de massa de cada haste foi manipulada através da colocação de um cilindro de aço inox de 0.14 Kg ao longo da haste, em posições correspondentes a 50%, 70% ou 90% de seu comprimento total.

### 2.3 - Procedimentos

Inicialmente, foram realizadas medidas de massa corporal e do comprimento dos segmentos perna e pé de todos os participantes, de acordo com as descrições da tabela antropométrica de Dempster<sup>30</sup>. O comprimento da perna foi definido como a distância entre o epicôndilo medial do fêmur e o maléolo medial. O comprimento do pé foi definido como a distância entre o maléolo lateral e a cabeça do segundo metatarso. Foram realizadas também as medidas dos diâmetros proximais e distais dos segmentos da perna e do pé, através de um paquímetro. Tanto as medidas de comprimento, quanto as de diâmetro foram utilizadas para os cálculos dos momentos de inércia dos segmentos de cada indivíduo, em todas as condições do experimento.

Os participantes foram posicionados sentados em uma cadeira, com a coxa do membro a ser testado apoiada em uma cunha, que manteve este segmento inclinado em 30 graus em relação à horizontal (FIG. 1). Este posicionamento foi necessário para que, durante a exploração, a ponta da haste não encostasse no chão, o que poderia permitir ao participante utilizar de alguma informação auditiva durante o experimento. Uma cortina foi colocada à frente dos participantes, impedindo-os de ver as hastas. O participante foi orientado a mover o joelho utilizando os movimentos de flexão e extensão, para explorar as propriedades do segmento formado por sua perna, pelo imobilizador do tornozelo e pelo objeto fixo

nesse imobilizador. Julgamentos do comprimento percebido durante a movimentação das hastes foram feitos por meio de um sistema de roldanas com um marcador deslizante posicionado ao lado do participante, com informação métrica visível apenas para os pesquisadores (FIG 1). Antes de cada tentativa, o marcador foi movido para sua posição inicial, correspondente ao eixo articular do joelho. O participante foi solicitado a mover o marcador para a posição na qual ele julgou estar a ponta final da haste utilizada.



**FIGURA 1:** Representação esquemática do posicionamento do indivíduo durante a avaliação da percepção háptica.

A influência da quantidade de exploração na percepção háptica foi operacionalizada neste estudo através do tempo de exploração. Desta forma, a percepção háptica de comprimento foi avaliada em uma condição com o tempo de exploração livre e em uma condição com o tempo de exploração restrito em apenas oito segundos, com um intervalo de uma semana entre elas. O tempo de oito segundos foi estabelecido através de um estudo piloto, que determinou ser este o tempo mínimo gasto por alguns indivíduos para explorar e julgar o comprimento do



sistema de acordo com as diferentes manipulações de distribuição de massa. A ordem das coletas foi aleatorizada e balanceada entre os participantes, sendo que nove indivíduos começaram pela exploração com tempo livre e oito pela exploração com tempo restrito. Na condição com o tempo livre, os participantes levaram em média 23 segundos (Desvio Padrão = 5,85 segundos) para explorar e julgar o comprimento em cada repetição, sendo que em geral, a exploração através da movimentação de joelho e o posicionamento do marcador ocorreram simultaneamente. Na condição com o tempo restrito de exploração, foi utilizado um cronômetro e um sinal sonoro foi dado aos participantes ao final do período de oito segundos. Os participantes foram então solicitados a posicionar o marcador (ou ajustá-lo, uma vez que foi permitida a exploração e o julgamento de maneira simultânea). Considerando as três hastes, três posicionamentos de massa e três repetições em cada condição, cada participante realizou um total de 27 tentativas, em cada ocasião. A ordem de apresentação das hastes e massas foi totalmente aleatorizada entre os indivíduos. Um período de descanso entre as tentativas foi permitido, caso solicitado pelo participante. Nenhum feedback foi dado durante o experimento e não foi permitido que os participantes vissem as hastes utilizadas.

#### 2.4 - Redução dos Dados

Os momentos de inércia de cada segmento corporal (perna e pé) foram calculados para cada um dos participantes, utilizando-se equações que assumem um modelo geométrico de cone para estes segmentos<sup>55,56</sup>. Para estes cálculos, foram necessárias as medidas dos diâmetros proximal e distal dos segmentos da perna e do pé. Os momentos de inércia de cada haste, para cada uma das

condições de posicionamento de massa, bem como os momentos de inércia do imobilizador do tornozelo e do adaptador também foram calculados, de acordo com as equações apresentadas por Fitzpatrick et al <sup>32</sup>. Para o presente estudo, no entanto, foi realizada uma redefinição do sistema de coordenadas em relação ao definido por estes autores. O eixo z foi determinado como sendo vertical, o eixo y acompanhando o eixo longitudinal da perna e o eixo x na direção látero-lateral. Um programa foi desenvolvido no software Matlab® (The MathWorks, Inc.) para a realização dos cálculos. O Teorema dos Eixos Paralelos foi utilizado para todos os cálculos, para que os momentos de inércia de cada segmento e de cada componente sobre seus respectivos centros de massa fossem transformados em momentos de inércia em relação ao eixo articular do joelho <sup>30</sup>. Os momentos de inércia de cada componente foram somados aos momentos de inércia dos segmentos da perna e do pé. O tensor de inércia de todo o sistema (perna, pé, imobilizador do tornozelo e adaptador) foi diagonalizado, fornecendo os *autovalores* ( $I_1$ ,  $I_2$  e  $I_3$ ) em cada condição. A demonstração de todos os cálculos realizados encontra-se no Anexo I.

## 2.5 - Análise Estatística

Análises de Variância (ANOVAs) com dois níveis de medidas repetidas (haste e posicionamento de massa) foram realizadas para verificar diferença entre médias dos *autovalores*  $I_1$  e  $I_3$ . Estas análises permitiram testar se as manipulações da distribuição de massa foram suficientes para alterar os momentos principais de inércia ( $I_1$  e  $I_3$ ) de todo o sistema. Após uma diferença significativa ser estabelecida, contrastes pré-planejados foram usados para identificar os pares de médias entre as

quais foi encontrada a diferença, em cada uma das ANOVAs. O nível de significância foi estabelecido em  $\alpha=0.05$ . Correções de Bonferroni foram utilizadas para ajustar o valor de  $\alpha$  ao número de contrastes realizados. Este procedimento modificou o nível de significância para 0.005.

Para verificar como o comprimento do sistema foi percebido nas duas condições de tempo de exploração, foram realizados inicialmente os cálculos das medidas de consistência (ou confiabilidade) e de acurácia dos julgamentos de comprimento para cada indivíduo<sup>57</sup>. A consistência do comprimento percebido entre as repetições, em uma determinada haste, foi calculada (em porcentagem) como sendo a média dos desvios do comprimento percebido em cada repetição em relação à média do comprimento percebido nas três repetições de cada manipulação da distribuição de massa, de acordo com a seguinte equação:

$$Consistência = \frac{\sum_{i=1}^{N_o} \sum_{j=1}^{N_{rep}} \frac{|Cp_{ij} - \overline{Cp_i}|}{Cp_i}}{N_o \times N_{rep}} \times 100, \quad \text{Equação (1)}$$

onde  $Cp_{ij}$  é o comprimento percebido da haste  $i$  na repetição  $j$ ,  $Cp_i$  é a média do comprimento percebido da haste  $i$ ,  $N_o$  é o número de hastes e posicionamentos de massa utilizados no estudo e  $N_{rep}$  é o número de repetições. Esta medida revela se os indivíduos foram consistentes em seus julgamentos do comprimento nas três repetições de cada condição em que a distribuição de massa foi manipulada.

A medida de acurácia foi determinada como sendo uma porcentagem da média da diferença entre o comprimento percebido em cada repetição e o comprimento físico real (Cr) do sistema (correspondente ao comprimento equivalente da haste somado ao comprimento da perna), em cada manipulação da distribuição de massa. Considerando que o sistema formado pelas hastes e massas

pode ser descrito como um pêndulo composto, oscilado através de movimentos de flexão e extensão de joelho, o comprimento equivalente deste sistema foi calculado, de acordo com a Lei de Huygens, dividindo-se o momento de inércia ( $ml^2$ ) pelo momento estático ( $ml$ ), em relação ao eixo x definido pelo sistema de coordenadas utilizado neste estudo, ou seja, sobre o eixo do movimento de flexo-extensão da articulação do joelho <sup>27</sup>. Desta forma, a medida de acurácia permite identificar o quão próximo do comprimento equivalente das hastes (que variam de acordo com a manipulação da distribuição de massa) foram os julgamentos de comprimento realizados pelos indivíduos. O cálculo da medida de acurácia foi obtido através da equação:

$$Acurácia = \frac{\sum_{i=1}^{N_o} \sum_{j=1}^{N_{rep}} \frac{\sqrt{(Cp_{ij} - Cr_i)^2}}{Cr_i}}{N_o \times N_{rep}} \times 100, \quad \text{Equação (2)}$$

onde  $Cp_{ij}$  é o comprimento percebido da haste  $i$  na repetição  $j$ ,  $Cr_i$  é o comprimento físico real do sistema considerando a haste  $i$ ,  $N_o$  é o número de hastes e posicionamentos de massa utilizados no estudo e  $N_{rep}$  é o número de repetições.

Uma vez calculados os valores de consistência e de acurácia em cada condição de tempo de exploração, uma análise de variância multivariada (MANOVA) foi realizada para verificar se estas variáveis foram diferentes entre os dois tipos de exploração (tempo livre e tempo restrito). ANOVAs isoladas foram realizadas para identificar onde as diferenças foram significativas. Para esta análise, foi estabelecido um  $\alpha = 0.05$ .

Modelos de regressão hierárquica (*Random-Effect Models*) foram utilizados para verificar se as variáveis  $I_1$  e  $I_3$  foram preditores significativos da variável dependente comprimento percebido. Uma vez que os modelos de regressões

tradicionais assumem a independência das observações <sup>58</sup>, optou-se pela utilização desta análise em função das medidas repetidas realizadas no presente estudo, que violariam este pressuposto <sup>58-60</sup>. Além disso, este modelo permite investigar a existência de diferenças significativas entre os interceptos e as inclinações (*slopes*) das retas de regressão de cada um dos participantes, podendo indicar variabilidade no comportamento individual <sup>58-60</sup>. Para esta análise, foi feita a transformação logarítmica das variáveis. Esta transformação possibilita que a relação curvilínea entre a medida do comprimento (variável métrica) e os momentos principais de inércia (variáveis inerciais) seja feita de forma linear e que se obtenha uma estimativa do expoente desta relação linearmente <sup>4,42</sup>.

Para testar o efeito isolado das variáveis inerciais ( $I_1$  ou  $I_3$ ) como preditores do comprimento percebido, através dos modelos de regressão hierárquica, foram utilizados os dados obtidos nas duas condições de tempo de exploração. Foi estabelecido que o nível I de todos os modelos corresponderia às mensurações individuais do comprimento percebido e que o nível II corresponderia à média dos indivíduos.

Nível 1:

$$\text{LogCp}_{ij} = \beta_{0j} + \beta_{1j}(\text{LogI})_{ij} + e_{0ij} \quad \text{Equação (3)}$$

onde  $\text{LogCp}_{ij}$  é o valor do comprimento percebido na condição  $i$  do participante  $j$ ;  $\beta_{0j}$  é o intercepto do participante  $j$ ;  $\beta_{1j}$  é o coeficiente da slope da variável  $\text{LogI}_i$  ( $I_1$  ou  $I_3$ ) do participante  $j$ ;  $e_{0ij}$  é o desvio do comprimento percebido na condição  $i$  do participante  $j$  de sua reta predita pela equação (variabilidade intra-indivíduo).

Nível 2:

$$\beta_{0j} = \beta_0 + \mu_{0j} \quad \text{Equação (4)}$$

$$\beta_{1j} = \beta_1 + \mu_{1j} \quad \text{Equação (5)}$$

onde  $\beta_0$  e  $\beta_1$  são respectivamente os interceptos e coeficientes das slopes de  $\text{Log}l_i$  ( $l_1$  ou  $l_3$ ) médios;  $\mu_{0j}$  e  $\mu_{1j}$  são os desvios do intercepto e do coeficiente da slope de  $\text{Log}l_i$  ( $l_1$  ou  $l_3$ ), respectivamente, em relação à média da amostra (variabilidade entre-indivíduos) para o participante  $j$ .

Os modelos de regressão hierárquica estimam os interceptos e os coeficientes das slopes das variáveis inerciais ( $l_1$  ou  $l_3$ ) para cada indivíduo. No caso do presente estudo, os efeitos fixos (*fixed-effects*) do modelo correspondem aos coeficientes médios das slopes de  $l_1$  ou  $l_3$  e indicam se estas variáveis são preditoras significativas do comprimento percebido<sup>61</sup>. Os efeitos aleatórios (*random-effects*) correspondem às variâncias nos níveis I (intra-indivíduos) e II (entre-indivíduos) do modelo, sendo que diferenças significativas nestes efeitos no nível II indicam diferenças significativas entre os interceptos e/ou os coeficientes das slopes estimados para cada participante<sup>61</sup>. Neste caso, a variável “tempo de exploração” (transformada em uma variável dicotômica – 0 para tempo livre; 1 para tempo restrito) foi adicionada ao modelo como preditora dos interceptos e/ou slopes, na tentativa de investigar se o tempo disponível para perceber o comprimento poderia explicar possíveis diferenças entre-indivíduos.

Por fim, foi criado um modelo que incorporou  $l_1$  e  $l_3$  simultaneamente, para testar se as duas variáveis inerciais em conjunto são melhores preditoras do comprimento percebido do que quando analisadas separadamente.

Para a realização da ANOVA e da MANOVA foi utilizado o programa SuperAnova®, versão 1.11 (Abacus Concepts, Inc). Os modelos de regressão hierárquica foram realizados utilizando o programa SAS®, versão 9.2 (SAS Institute, Inc.)

### Capítulo 3 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. CARELLO, C. e TURVEY, M. T. **Rotacional invariants and dynamic touch.** In: M. A. Heller (Ed.). **Touch, representation and blindness.** New York Oxford University Press:2000. cap., p.27-66.
2. PAGANO, C. C., CARELLO, C. e TURVEY, M. T. Exteroception and exproprioception by dynamic touch are different functions of the inertia tensor. **Perception and Psychophysics**, v.58, n.8, p.1191-1202, Nov. 1996.
3. CARELLO, C. e TURVEY, M. T. Physics and psychology of the muscle sense. **Current Directions in Psychological Science**, v.13, n.1, p.25-28. 2004.
4. TURVEY, M. T. Dynamic touch. **American Psychology**, v.51, n.11, p.1134-1152, Nov. 1996.
5. GIBSON, J. J. **The senses considered as perceptual systems.** Boston: Houghton Mifflin:1966.
6. PAGANO, C. C. e TURVEY, M. T. The inertia tensor as a basis for the perception of limb orientation. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.21, n.5, p.1070-1087, Oct. 1995.
7. CARELLO, C., FITZPATRICK, P., FLASCHER, I. e TURVEY, M. T. Inertial eigenvalues, rod density, and rod diameter in length perception by dynamic touch. **Perception and Psychophysics**, v.60, n.1, p.89-100, Jan. 1998.
8. CARELLO, C., FITZPATRICK, P. e TURVEY, M. T. Haptic probing: perceiving the length of a probe and the distance of a surface probed. **Perception and Psychophysics**, v.51, n.6, p.580-598, Jun. 1992.
9. SOLOMON, H. Y. e TURVEY, M. T. Haptically perceiving the distances reachable with hand-held objects. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.14, n.3, p.404-427, Aug. 1988.
10. SOLOMON, H. Y., TURVEY, M. T. e BURTON, G. Perceiving extents of rods by wielding: haptic diagonalization and decomposition of the inertia tensor. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.15, n.1, p.58-68, Feb. 1989.
11. AMAZEEN, E. L. Perceptual independence of size and weight by dynamic touch. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.25, n.1, p.102-119, Feb. 1999.
12. AMAZEEN, E. L. e TURVEY, M. T. Weight perception and the haptic size-weight illusion are functions of the inertia tensor. **Journal of Experimental**



- Psychology: Human Perception and Performance**, v.22, n.1, p.213-232, Feb. 1996.
13. STROOP, M., TURVEY, M. T., FITZPATRICK, P. e CARELLO, C. Inertia tensor and weight-percept models of length perception by static holding. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.26, n.3, p.1133-1147, Jun. 2000.
  14. TURVEY, M. T., SHOCKLEY, K. e CARELLO, C. Affordance, proper function, and the physical basis of perceived heaviness. **Cognition**, v.73, n.2, p.B17-26, Dec 7. 1999.
  15. TURVEY, M. T., BURTON, G., AMAZEEN, E. L., BUTWILL, M. e CARELLO, C. Perceiving the width and height of a hand-held object by dynamic touch. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.24, n.1, p.35-48, Feb. 1998.
  16. PAGANO, C. C., KINSELLA-SHAW, J. M., CASSIDY, P. E. e TURVEY, M. T. Role of the inertia tensor in haptically perceiving where an object is grasped. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.20, n.2, p.276-285, Apr. 1994.
  17. TURVEY, M. T., BURTON, G., PAGANO, C. C., SOLOMON, H. Y. e RUNESON, S. Role of the inertia tensor in perceiving object orientation by dynamic touch. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.18, n.3, p.714-727, Aug. 1992.
  18. BERNARDIN, D., ISABLEU, B., FOURCADE, P. e BARDY, B. G. Differential exploitation of the inertia tensor in multi-joint arm reaching. **Experimental Brain Research**, v.167, n.4, p.487-495, Dec. 2005.
  19. PAGANO, C. C., GARRETT, S. R. e TURVEY, M. T. Is limb proprioception a function of the limb's inertia eigenvectors? **Ecological Psychology**, v.8, n.1, p.43-69. 1996.
  20. PAGANO, C. C. e TURVEY, M. T. Eigenvectors of the inertia tensor and perceiving the orientation of a hand-held object by dynamic touch. **Perception and Psychophysics**, v.52, n.6, p.617-624, Dec. 1992.
  21. RILEY, M. A., SHAW, T. H. e PAGANO, C. C. Role of the inertial eigenvectors in proprioception near the limits of arm adduction range of motion. **Human Movement Science**, v.24, n.2, p.171-183, Apr. 2005.
  22. PAGANO, C. C. e TURVEY, M. T. Eigenvectors of the Inertia Tensor and Perceiving the orientations of Limbs and Objects. **Journal of Applied Biomechanics**, v.14, p.331-359. 1998.
  23. GIBSON, J. J. **The ecological approach to visual perception**. Boston: Houghton Mifflin:1986.

24. TURVEY, M. T. e CARELLO, C. Cognition: the view from ecological realism. **Cognition**, v.10, n.1-3, p.313-321, Aug-Dec. 1981.
25. TURVEY, M. T., SHAW, R. E., REED, E. S. e MACE, W. M. Ecological laws of perceiving and acting: in reply to Fodor and Pylyshyn (1981). **Cognition**, v.9, n.3, p.237-304, Jun. 1981.
26. DENTON, M. J., DEARDEN, P. K. e SOWERBY, S. J. Physical law not natural selection as the major determinant of biological complexity in the subcellular realm: new support for the pre-Darwinian conception of evolution by natural law. **Biosystems**, v.71, n.3, p.297-303, Oct. 2003.
27. KUGLER, P. N. e TURVEY, M. T. **Information, Natural Law, and the self-assembly of Rhythmic Movement**: Lawrence Erlbaum Associates:1987.
28. SOLOMON, H. Y. Movement-produced invariants in haptic explorations: An example of a self-organizing, information-driven, intentional system. **Human Movement Science**, v.7, p.201-223. 1988.
29. SOLOMON, H. Y., TURVEY, M. T. e BURTON, G. Gravitational and muscular variables in perceiving rod extent by wielding. **Ecological Psychology**, v.1, n.3, p.265-300. 1989.
30. WINTER, D. A. **Anthropometry**. In: (Ed.). **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New York: Wiley and Sons, Inc:1990. cap., p.51-74.
31. TURVEY, M. T. From Borelli (1680) and Bell (1826) to the Dynamics of Action and Perception. **Journal of Sport & Exercise Psychology**, v.16, p.S128-S157. 1994.
32. FITZPATRICK, P., CARELLO, C. e TURVEY, M. T. Eigenvalues of the inertia tensor and exteroception by the "muscular sense". **Neuroscience**, v.60, n.2, p.551-568, May. 1994.
33. BERG, W. P. e MARK, L. S. Information for step length adjustment in running. **Human Movement Science**, v.24, p.496-531. 2005.
34. WARREN, W. H., JR. Perceiving affordances: visual guidance of stair climbing. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.10, n.5, p.683-703, Oct. 1984.
35. MARK, L. S. e VOGELE, D. A biodynamic basis for perceived categories of action: a study of sitting and stair climbing. **Journal of Motor Behavior**, v.19, n.3, p.367-384, Sep. 1987.
36. MARK, L. S. Eyeheight-scaled information about affordances: a study of sitting and stair climbing. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.13, n.3, p.361-370, Aug. 1987.

37. WARREN, W. H., JR. e WHANG, S. Visual guidance of walking through apertures: body-scaled information for affordances. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.13, n.3, p.371-383, Aug. 1987.
38. HAJNAL, A., FONSECA, S., HARRISON, S., KINSELLA-SHAW, J. e CARELLO, C. Comparison of dynamic (effortful) touch by hand and foot. **Journal of Motor Behavior**, v.39, n.2, p.82-88, Mar. 2007.
39. HAJNAL, A., FONSECA, S., KINSELLA-SHAW, J. M., *et al.* Haptic selective attention by foot and by hand. **Neuroscience Letters**, v.419, n.1, p.5-9, May 23. 2007.
40. KLATZKY, R. L., LEDERMAN, S. e REED, C. There's More to Touch Than Meets the Eye: The Salience of Object Attributes for Haptics With and Without Vision. **Journal of Experimental Psychology. General**, v.116, n.4, p.356-369. 1987.
41. LEDERMAN, S. J. e KLATZKY, R. L. Hand movements: a window into haptic object recognition. **Cognitive Psychology**, v.19, n.3, p.342-368, Jul. 1987.
42. RILEY, M. A., WAGMAN, J. B., SANTANA, M. V., CARELLO, C. e TURVEY, M. T. Perceptual behavior: recurrence analysis of a haptic exploratory procedure. **Perception**, v.31, n.4, p.481-510. 2002.
43. SHIMIZU, T. e NORIMATSU, H. Detection of invariants by haptic touch across age groups: rod length perception. **Percept Mot Skills**, v.100, n.2, p.543-553, Apr. 2005.
44. CHANG, C. H., WADE, M. G., STOFFREGEN, T. A. e HO, H. Y. Length perception by dynamic touch: the effects of aging and experience. **J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci**, v.63, n.3, p.P165-170, May. 2008.
45. HOVE, P., RILEY, M. A. e SHOCKLEY, K. Perceiving affordances of hockey sticks by dynamic touch. **Ecological Psychology**, v.18, n.3, p.163-189. 2006.
46. CARELLO, C., THUOT, S., ANDERSON, K. L. e TURVEY, M. T. Perceiving the sweet spot. **Perception**, v.28, n.3, p.307-320. 1999.
47. CARELLO, C., THUOT, S. e TURVEY, M. T. Aging and the perception of a racket's sweet spot. **Human Movement Science**, v.19, p.1-20. 2000.
48. WAGMAN, J. B. e CARELLO, C. Haptically creating affordances: the user-tool interface. **J Exp Psychol Appl**, v.9, n.3, p.175-186, Sep. 2003.
49. WAGMAN, J. B. e CARELLO, C. Affordances and inertial Constraints on Tool Use. **Ecological Psychology**, v.13, n.3, p.173-195. 2001.
50. JACOBS, D. M. e MICHAELS, C. F. Direct Learning. **Ecological Psychology**, v.19, n.4, p.321-349. 2007.

51. WAGMAN, J. B., SHOCKLEY, K., RILEY, M. A. e TURVEY, M. T. Attunement, calibration, and exploration in fast haptic perceptual learning. **Journal of Motor Behavior**, v.33, n.4, p.323-327, Dec. 2001.
52. WITHAGEN, R. e MICHAELS, C. F. The role of feedback information for calibration and attunement in perceiving length by dynamic touch. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.31, n.6, p.1379-1390, Dec. 2005.
53. REGIA-CORTE, T. e WAGMAN, J. B. Perception of affordances for standing on an inclined surface depends on height of center of mass. **Experimental Brain Research**, v.191, n.1, p.25-35, Oct. 2008.
54. PORTNEY, L. G. e WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical research: Applications to Practice**. New Jersey: Prentice-Hall:2000.
55. HATZE, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. **Journal of Biomechanics** v.13, n.10, p.833-843. 1980.
56. KINGMA, I., TOUSSAINT, H. M., DE LOOZE, M. P. e VAN DIEEN, J. H. Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. **Journal of Biomechanics** v.29, n.5, p.693-704, May. 1996.
57. NORMAN, J. F., TODD, J. T., PEROTTI, V. J. e TITTLE, J. S. The visual perception of three-dimensional length. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.22, n.1, p.173-186, Feb. 1996.
58. HOFMANN, D. A. An Overview of the Logic and Rationale of Hierarchical Linear Models. **Journal of Management** v.23, n.6, p.723-744. 1997.
59. GOLDSTEIN, H. **Multilevel Statistical Models**. London: Griffin:1999. 192 p.
60. QUENÉ, H. e VAN DEN BERG, H. On multi-level modeling of data from repeated measures designs: a tutorial. **Speech Communication**, v.43, n.103-121, p.103. 2004.
61. SINGER, J. D. e WILLET, J. B. **Applied Longitudinal Data Analysis**. New York: Oxford University Press, Inc:2003.

**Capítulo 4 - ARTIGO****Lower Limb Haptic Length Perception: The Influence of Exploration**

Gabriela G. P. Gonçalves, Sergio T. Fonseca, Juliana M. Ocarino,

Thales R. Souza and Marisa C. Mancini

Running Head: Haptic Perception in the Knee Joint

**Correspondence address:**

Gabriela G. P. Gonçalves

Gentios, 92/601 30380-490

Belo Horizonte, MG, Brazil

Email: [gabigpg@gmail.com](mailto:gabigpg@gmail.com)

Phone number: 003132968854

## ABSTRACT

Haptic perception of leg length is essential to accomplish functional activities. The use of different shoes or accessories changes the inertial properties of the limbs. Exploration is needed to perceive these changes, which can be crucial for the proper control of action. The capability to haptically perceive leg length changes and the influence of exploration time in length perception were evaluated in seventeen volunteers. Leg's moment of inertia was manipulated by attaching masses along rods fixed to the foot. Length perception was assessed in free and restricted exploration time conditions. Multi-level regression models identified that perceived length was a function of principal moment of inertia. The perceived length accuracy was better in free exploration time condition. Results confirm the importance of exploratory behavior for the perception of invariants.

**Key Words:** haptic perception, exploration, knee joint, principal moment of inertia

## Introduction

The capability to perceive the length of body segments (i.e., leg length) is essential for the effective execution of activities, such as walking, running and climbing, when the visual attention is directed to other situations (Berg & Mark, 2005). Examples, in which the perception of body parts is necessary, are abundant in the literature. Warren (1984), analyzing stair climbing, observed a constant which described the relationship between the individuals' leg length and their freely chosen riser height (Warren, 1984). The author has found that the boundary between stairs that were perceived as to afford climbing and those that were not, occurred at a lower riser height for participants with short legs than for those with long legs. Interestingly, this boundary occurred at the same ratio of riser height to leg length for the study's participants (Warren, 1984). Mark & Volege (1987) have also demonstrated similar results when they analyzed the activity of sitting. When the chair height that afforded sitting was calculated as a function of leg length, this ratio was kept almost constant among the participants (L. S. Mark & Vogeles, 1987). Although these studies have investigated the relation between visual perception and critical boundaries for action, the information about body segments length was an important factor for the accomplishment of these actions (L. S. Mark, 1987; L. S. Mark & Vogeles, 1987; Warren, 1984; Warren & Whang, 1987).

The perception of properties of objects and limb segments like length and orientation is known as haptic perception (Carello & Turvey, 2000, 2004). The extraction of haptic information is related to the type of tactile exploration used by the individual (Gibson, 1966). One manner to extract haptic information involves the dynamic exploration of the properties of body segments or of objects attached to them. This kind of exploration is accomplished through motions of body segments, with an effective contribution of muscular effort (Turvey, 1996). In this case, the

different types of haptic information, for example, perception of length, weight and orientation of objects and body parts, are extracted by means of the deformation of muscles, tendons, ligaments, capsules, fascias and, consequently, receptors embedded in these tissues (Carello & Turvey, 2000, 2004; Turvey, 1996).

Haptic perception by means of rotational joint movements, known as dynamic touch or muscle based perception (Carello & Turvey, 2000, 2004), has been the focus of many studies that investigate the extraction of environmental and body information during activities, such as hand manipulation or locomotion (Carello & Turvey, 2000; Pagano, Garrett, & Turvey, 1996; Pagano & Turvey, 1992; Turvey, 1998; Turvey, Burton, Pagano, Solomon, & Runeson, 1992). Many authors have proposed that, during this type of exploration through joint motions, the biological tissues deform according to physical laws (Carello & Turvey, 2000; Turvey, Shaw, Reed, & Mace, 1981). This lawful pattern of deformation provides relevant information for perception of the properties of limb segments and objects (Turvey & Fonseca, 2008). In this context, studies have been conducted with the aim of determining which invariants (i.e., variables that do not suffer transformations or that have regularities during transformations) are related to tissue deformation during exploration of objects or limb segments through joint motions (Carello & Turvey, 2000; Turvey, 1996).

Rotational motions occur between body segments during many activities. These motions are described by the area of physics known as rotational dynamics (Carello & Turvey, 2000; Pagano, Garrett et al., 1996; Solomon, Turvey, & Burton, 1989b). The resistance to changes in speed or accelerations of rotational movements about a given axis of rotation is called in physics as moment of inertia ( $I$ ) (Winter, 1990). Considering that joint movements occur about three axes (x,y,z), the moments of inertia about each axis ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$ ), and the products of inertia ( $I_{xy}$ ,



Ixz, Iyz), may be represented mathematically by the inertia tensor, a matrix that quantifies the different magnitudes of rotational resistance, in different directions. The inertia tensor captures the forces and rotations changes that occur during dynamic exploration. The diagonalization of the inertia tensor results in two parameters that continue to define the objects' and segments' properties even after the tensor transformation (i.e. invariants). These invariants are the Principal Moments of Inertia or *Eigenvalues*, which inform about objects' and segments' length, and the Principal Axes of Inertia or *Eigenvectors*, which are related to the perception of directions, such as objects' and segments' orientations. Once the exploration of objects' properties involves the production of joint torques, eigenvalues and eigenvectors, seem to be the relevant mechanical invariants for the perception of objects and body segments' lengths or directions. Thus, eigenvalues and eigenvectors can be used as information for the perception of objects or limbs, whose dimensions remain constant during movement (Carello & Turvey, 2000; Pagano, Carello, & Turvey, 1996; Pagano, Garrett et al., 1996; Pagano & Turvey, 1992; Turvey, 1996; Turvey et al., 1992).

It has been shown that length of a cylindrical object is related to its principal moment of inertia (Carello & Turvey, 2000; Turvey, 1996). Solomon and Turvey (1988) have demonstrated that changes in moment of inertia, produced by attaching masses to a rod at various positions, resulted in different length perceptions (Solomon & Turvey, 1988). In this case, perceived length increases the further the mass is located from the axis of rotation in the joint (increased resistance to rotation). Experiments that manipulate mass distribution in a system submitted to rotational movements are capable of revealing the invariants extraction ability that are relevant for haptic perception (Carello & Turvey, 2000; Solomon & Turvey, 1988; Turvey, 1996).

The studies that investigate haptic length perception have focus in exploratory movements that involves only joints of the extremities, such as the wrist (Carello & Turvey, 2000; Solomon & Turvey, 1988; Turvey, 1996) and the ankle (Hajnal, Fonseca, Harrison, Kinsella-Shaw, & Carello, 2007; Hajnal, Fonseca, Kinsella-Shaw et al., 2007). In these studies, individuals were required to perceive the length of objects that were wielded. Wielding, as many others motor activities, are complex actions involving multidimensional rotations about multiple joints. However, during wielding situations, only the properties of objects were required to be perceived. In most functional actions, the perception of not only objects properties, but also limb properties is necessary. As opposed to wielding with hand or foot, haptic length perception, by means of exploratory movements in mid-limb joints, such as the knee joint, implies also in the perception of segment's properties, not only in the perception of an object property.

The investigation of the influence of exploratory actions in the perception of objects' properties has revealed the existence of a relation between the mode of exploration and the kind of information to be perceived. Riley et al (2002), for example, demonstrated that participants made different manipulative movements depending if the propriety to be perceived was the height or the width of a given object (Riley, Wagman, Santana, Carello, & Turvey, 2002). In addition to the relationship between the pattern of exploration and the propriety to be perceived, there are some evidences demonstrating that the experience or a greater exposition to information can be related to better perceptual judgments' accuracy (ref). In this way, where a restriction in exploration occurs, the perception of some property can be compromised. When practicing a sport, or during locomotion, sudden changes in leg's inertial properties (principal moments of inertia) can occur. For example, the use of different shoes or accessories (high heel shoes, boots, ski equipments, skates) modifies the inertial properties of the leg around the knee joint. These

changes must be perceived and the action has to be promptly adjusted, so that any functional activity can be effectively performed. Considering the relationship between exploration mode and information, the amount of exploration can be crucial for perceptual information extraction. Fast perceptual adjustments allow movements or activities that are influenced by unexpected changes in limb segment's inertial properties to be correctly carried out. Once haptic information extraction depends on active exploration, it can be hypothesized that if an individual has reduced exploration of an object, the perception of its relevant properties may decline. However, the relationship between exploration and haptic perceptual accuracy has not been appropriately investigated. Therefore, the objectives of this study were to investigate the ability of individuals to perceive length changes of the leg-foot system by means of manipulations of mass distribution around the knee joint and to examine the influence of the amount of exploration on the subjects' length perception capability.

## **Method**

### *Participants*

Seventeen healthy subjects, 7 males and 10 females, with mean age of 25 years (SD=3.55 years), mean body weight of 61 kg (SD= 12.63 kg) and mean height of 168 cm (SD=12.90cm) participated in this study. The subjects were recruited by means of announcements posted at the University. The inclusion criteria were the absence of musculoskeletal injuries and/or symptoms in any joint of the lower limb. The University's Institutional Ethics Review Committee approved the procedures of this study and all participants signed an informed consent.

### *Instruments*

To evaluate knee joint haptic perception, an ankle immobilizer device made of propylene was confectioned and wore during the tests (Figure 1). Aluminum rods (radius = 0.006 m), of three different lengths (0.6, 0.8 e 1.0 m) were attached to the bottom of the ankle immobilizer. The mass distribution of each rod was manipulated by attaching stainless steel cylinders (0.14 Kg) at positions corresponding to 50%, 70%, or 90% of the total length of each rod. Therefore, the system involved in the haptic exploration included the shank, foot, ankle immobilizer and rods.

-----  
*Insert Figure 1 about here*  
-----

A pulley system with an adjustable visual marker was used to asses the judgments about perceived length during haptic perception exploration. The metric information of this system was available only to the experimenter (Figure 2).

-----  
*Insert Figure 2 about here*  
-----

### *Procedures*

Initially, the subjects were weighted and the shank and foot lengths were measured according to Dempster's anthropometric anatomic references (Winter, 1990). The proximal and

distal diameters of shank and foot segments were also measured with a pachymeter. These measures were used to calculate the segments' moments of inertia of each subject in all experimental conditions.

The subjects were positioned in a chair with the thigh of the non-dominant limb supported on a cushioned leg rest, which maintained this segment 30 degrees inclined in relation to the horizontal (Figure 2). This set up prevented that during knee movements the tip of the rods touched the ground. A curtain was placed in front of the subjects, preventing them to see the rods. The participant was instructed to perform only extension and flexion movements on the knee joint, in order to explore the properties of the system and to perceive its length. The participants were asked to move the adjustable visual marker to the position where they judged to be the end of the rod. Before each trial, the marker was moved to its initial position, which corresponds to the knee joint axis.

The influence of the amount of exploration was operationally defined in this study as the time of exploration allowed. Therefore, length perception was assessed in two different conditions: one with restricted exploration time and another one with free exploration time. In the first condition, the time of exploration was restricted to eight seconds. This time was established in a pilot study, which observed that this was the minimum time that naïve participants needed to explore and to judge the system's length in each mass distribution or rod length conditions. The order of the exploration time was randomized and nine subjects started with the free exploration time and eight subjects started with the restricted exploration time. In the free exploration condition, the participants took a mean time of 23 seconds to explore and to judge the perceived length. In the restricted exploration time condition, an auditory signal at the end of eight seconds informed to the subjects to stop exploration and to adjust the pulley according to

their perceived length. The two exploration conditions were one week apart from each other. Each of the three rods with three mass positions was presented three times, yielding 27 trials per exploration time condition. The presentation order of the rods and mass positions were randomized. If solicited by the participant, a rest period between the trials was allowed. There was not any feedback during the experiment and the participant was not allowed to see the rods before or after the experiment conditions.

### *Data Reduction*

The moments of inertia of shank and foot were calculated based on equations which assume a geometric cone model for these segments (Hatze, 1980; Kingma, Toussaint, De Looze, & Van Dieen, 1996). The moments of inertia of the rods and masses, in each condition, and the moment of inertia of the propylene ankle immobilizer were also calculated, according to the equations presented by Fitzpatrick et al (Fitzpatrick, Carello, & Turvey, 1994). In the present study, the  $z$  axis was defined as the vertical, the  $y$  axis as the one coincident with the shank longitudinal axis and the  $x$  axis was defined in the latero-lateral direction. The Parallel Axis Theorem was used in all the calculations, in order to transform the moments of inertia of the segments, rods, and the ankle immobilizer about their center of mass in moments of inertia about the knee joint axis (Winter, 1990). The moments of inertia of the rods and the ankle immobilizer were summed to the shank and foot moments of inertia. The inertia tensor of the system was diagonalized, providing the *eigenvalues* ( $I_1$ ,  $I_2$  and  $I_3$ ), for each mass distribution manipulation.

### Data Analyses

Repeated measure analyses of variance (ANOVAs) with two within-subject effects (rods and mass position) were used to test for differences in the dependent variables *eigenvalues*  $I_1$  and  $I_3$ . These analyses allowed testing the effect of manipulation in the principal moments of inertia ( $I_1$  and  $I_3$ ) of the system. After establishing a significant difference, nine pre-planned contrasts were used to locate the pairs between the difference was found, for each ANOVA. The level of significance for the ANOVAs was set at 0.05. Bonferroni corrections were performed to adjust the  $\alpha$  level to the number of contrasts. This procedure changed the  $\alpha$  level for the contrast analyses to 0.0055.

In order to verify how the system's length was perceived in the two exploration time conditions, the consistency (or reliability) and the accuracy of the length judgments were calculated for each participant (Norman, Todd, Perotti, & Tittle, 1996). The consistency of the perceived length of the three trials of a given rod was calculated as a percentage of the average deviation of each trial from the mean perceived length of each mass distribution manipulation, according to the equation:

$$Consistency = \frac{\sum_{i=1}^{N_o} \sum_{j=1}^{N_{rep}} \frac{|Lp_{ij} - \overline{Lp}_i|}{\overline{Lp}_i}}{N_o \times N_{rep}} \times 100, \quad \text{Equation (1)}$$

where  $Lp_{ij}$  is the perceived length for rod  $i$  on the  $j$ th trial,  $\overline{Lp}_i$  is the mean perceived length for rod  $i$ ,  $N_o$  is the number of rod and mass positions used in the study and  $N_{rep}$  is the number of repetitions. The consistency measure reveals whether participants were consistent within their length judgments over the three repetitions of each mass distribution manipulation.

The accuracy measure was determined as a percentage of the mean difference between perceived length of each trial and the actual length (rod's equivalent length plus leg length), for

each mass distribution manipulation. Considering that the system formed by rods and mass can be described as a compound pendulum, oscillating around the knee joint, the system equivalent length was calculated, according to Huygens's law, by dividing the system's moment of inertia ( $ml^2$ ) by its static moment ( $ml$ ), in relation to the x axis defined by the coordinates used in this study (Kugler & Turvey, 1987). The accuracy measure allows identifying how close the participant's length judgments were to the rods equivalent length (that vary according to mass distribution manipulation). The accuracy was calculated as:

$$Accuracy = \frac{\sum_{i=1}^{N_o} \sum_{j=1}^{N_{rep}} \sqrt{(Lp_{ij} - La_i)^2}}{N_o \times N_{rep}} \times 100, \quad \text{Equation (2)}$$

where  $Lp_{ij}$  is the perceived length for rod  $i$  on the  $j$ th trial,  $La_i$  is the actual length for rod  $i$ ,  $N_o$  is the number of rod and mass positions used in the study and  $N_{rep}$  is the number of repetitions.

Multivariate analysis of variance (MANOVA) was used to verify difference in consistency and accuracy values between time exploration conditions. ANOVAs were used to identify whether the differences were significant within each dependent variable. Pre-planned contrasts were used to locate the pairs between the difference was found. The level of significance was set at 0.05.

Multi-level models (or Random-Effect Models) were used to test whether the  $I_1$  and  $I_3$  variables were significant predictors for the dependent variable Perceived Length. Because traditional regression models assume independence between measures (Hofmann, 1997), this analysis was chosen because of the repeated measures design oh this study, which violates this assumption (Goldstein, 1999; Hofmann, 1997; Quené & van den Berg, 2004). In addition, this model permits to identify the presence of significant differences between intercepts and slopes estimated from each participant, demonstrating individual variability (Goldstein, 1999;



Hofmann, 1997; Quené & van den Berg, 2004). For this analysis, the logarithmic transformation of the variables was conducted, in order to accommodate the curvilinear relation between the length measure (a metric variable) and the principal moments of inertia (inertial variables), allowing to obtain an exponent estimative for the linear relation between the variables (Riley et al., 2002; Turvey, 1996).

To test whether the inertial variables ( $I_1$  or  $I_3$ ) were predictors for perceived length using the multi-level modeling, the analysis was made using data obtained from the two exploration time conditions. It was established for all models that level 1 corresponded to individual measurements of length perception and level 2 corresponded to the participants mean length perception.

Level 1:

$$\text{Log}Lp_{ij} = \beta_{0j} + \beta_{1j}(\text{Log}I_i)_{ij} + e_{0ij} \quad \text{Equation (3)}$$

where  $\text{Log}Lp_{ij}$  is the perceived length on the  $i$ th condition of the  $j$ th participant;  $\beta_{0j}$  is the intercept for the  $j$ th participant;  $\beta_{1j}$  is the slope coefficient for the variable  $\text{Log}I_i$  ( $I_1$  ou  $I_3$ ) for the  $j$ th participant; and  $e_{0ij}$  is the residual variance of the  $i$ th condition of the  $j$ th participant from his or her predicted trajectory (within-subject variability).

Level 2:

$$\beta_{0j} = \beta_0 + \mu_{0j} \quad \text{Equation (4)}$$

$$\beta_{1j} = \beta_1 + \mu_{1j} \quad \text{Equation (5)}$$

where  $\beta_0$ ,  $\beta_1$  are the mean intercept and the slope coefficient for  $\text{Log}I_i$  ( $I_1$  or  $I_3$ ), respectively;  $\mu_{0j}$ ,  $\mu_{1j}$  are the residual variance across all the individuals (between-subject variability) of the intercept and the slope coefficient for  $\text{Log}I_i$  ( $I_1$  ou  $I_3$ ), respectively, for the  $j$ th participant.

The models estimated the intercepts and slope coefficients for the inertial variables ( $I_1$  or  $I_3$ ) for each participant. In our study, the model's fixed effects are the mean slope coefficients for  $I_1$  or  $I_3$  and they indicate whether these variables are significant predictors of the perceived length at the group level. The model's random effects are the level 1 (within-subject) variance and the level 2 (between-subject) variance. Significance in the between-subject variance indicates significant differences between intercepts and/or slopes estimated for each participant. In this case, the "exploration time" (transformed in a dichotomy variable – 0 for the free exploration time; 1 for the restrict exploration time) was added in the model as a predictor for the intercepts and/or slopes, to test whether the time to explore and to judge the length could explain these differences.

Finally, a model that included both  $I_1$  e  $I_3$  simultaneously was created to test whether these inertial variables together are better predictors for perceived length than when they are analyzed independently.

## Results

### *Mass distribution manipulation effect*

The ANOVA performed on *eigenvalue* ( $I_1$ ) demonstrated significant effects for rods ( $F=5063.945$ ;  $p=0.0001$ ), mass position ( $F=14553.662$ ;  $p=0.0001$ ) and in the rods X mass position interaction ( $F=312239.671$ ;  $p=0.0001$ ). The contrasts analysis showed that the manipulations produced significant different principal moments of inertia among the test conditions. The ANOVA results for  $I_3$  demonstrated significant effects for main effects rods ( $F=8.212$ ;  $p=0.0013$ ) and mass position ( $F=5.362$ ;  $p=0.0098$ ). The rods X mass position interaction was not significant ( $F=0.692$ ;  $p=0.6$ ). Contrasts analysis showed that only some of the

manipulations significantly modified the magnitude of  $I_3$ . Table 1 shows the *eigenvalues*  $I_1$  and  $I_3$  values, for each rod and mass position used in this study.

-----  
*Insert Table 1 about here*  
-----

### *Exploration Time effect*

The MANOVA performed on the consistency and accuracy values indicated a significant effect of type of analysis ( $F=30.757$ ;  $p=0.0001$ ) and exploration time ( $F=7.983$ ;  $p=0.0122$ ). The interaction type of analysis X exploration condition was not significant ( $F=3.261$ ;  $p=0.0898$ ). The contrasts analysis showed a significant difference between the accuracy measures when the time exploration conditions were compared ( $F=10.201$ ;  $p=0.0056$ ). Mean accuracy values were 17.38% and 22.71% for the free exploration time and restrict exploration time, respectively. In this measure, the low values indicate a better accuracy. This result means that participant's reports were closer to the system's actual length in the free exploration condition than in the restrict exploration. Thus, the subjects distinguished the rod lengths, according to the mass distribution manipulation, in a more accurate fashion in the free exploration time condition. The consistency was not different between exploration time conditions ( $F=0.410$ ;  $p=0.5311$ ). Mean consistency values were 9.72% and 10.79% for the free exploration time and restrict exploration time, respectively. The comparison between consistency and accuracy measures was significant for both exploration time conditions ( $F=21.068$ ;  $p=0.0003$  – free time;  $F=51.033$ ;  $p=0.0001$  – restrict time). This difference indicates that systematic error, revealed by accuracy measure, was

larger than random fluctuation, revealed by consistency measure (Norman et al., 1996). The presence of systemic error demonstrates that the participant's judgments were influenced more by the object's mass distributions than by the system's actual length.

*Association between inertial variables and perceived length*

The two first multi-level models demonstrated that both  $I_1$  ( $p < 0.0001$ ) and  $I_3$  ( $p < 0.0001$ ) were significant predictors for perceived length, considering the data obtained from the two exploration time conditions. In addition, these models revealed significant differences in intercept ( $p = 0.0002$  in the model with  $I_1$  and  $p = 0.0053$  in the model with  $I_3$ ) and slope coefficient variances ( $p = 0.0075$  in the model with  $I_1$  and  $p = 0.0077$  in the model with  $I_3$ ), indicating significant between-subject difference in slope and intercepts (see Table 2).

-----  
*Insert Table 2 about here*  
-----

The models that incorporated the "exploration time" as a predictor for the difference found in intercepts and slope coefficients estimated for each participant (between-subject difference), did not demonstrate a significant effect ( $p = 0.4483$  in the model with  $I_1$  and  $p = 0.80$  in the model with  $I_3$ ). When the exploration time was introduced onto the models it did not reduce the intercept and slope coefficient variances and there was not a gain in the models fit when compared with the models that consider  $I_1$  or  $I_3$  separately (see Table 3).

-----  
*Insert Table 3 about here*  
-----

The model that included the two inertia variables simultaneously, revealed significant effects for  $I_1$  ( $p < 0.0001$ ) and  $I_3$  ( $p < 0.0001$ ) as predictors for perceived length (table 4) and significant differences between intercepts and slopes. The model fit was compared with the models that considered each eigenvalue separately and there was a significant gain on the ability of the model to predict the perceived length variable when considering  $I_1$  and  $I_3$  simultaneously ( $p < 0.001$ ).

-----  
*Insert Table 4 about here*  
-----

## **Discussion**

The results of the present study demonstrated that the manipulation of rod's mass distribution was sufficient to change the system's moments of inertia. Knee joint haptic perception was a function of the invariant principal moments of inertia ( $I_1$  and  $I_3$ ) in both exploration time conditions, although there was a significant difference in intercept and slope coefficients among subjects. Thus, the participants' behavior in the length task was quite variable. The exploration time conditions did not have a significant effect in this between-subject variability. However, according to the results, the participants were more accurate in their length's reports in the free exploration time condition.

The extraction of haptic information by means of the principal moments of inertia has been largely studied in manipulative activities with the upper limbs (Carello, Kinsella-Shaw, Amazeen, & Turvey, 2006; Carello & Turvey, 2000; Pagano, Carello et al., 1996; Riley, Shaw, & Pagano, 2005; Solomon & Turvey, 1988; Turvey, 1996). The results of this study demonstrated that, when using exploratory movements of the knee joint, individuals are also capable of perceiving rods' length without the contribution of vision and that this perception was a function of the system's inertial invariants. If the individuals were basing their length's judgment in the system real length, they could not distinguish the length of a same rod within the three different mass positions, what clearly did not occur in this study. Conversely, the principal inertial moments ( $I_1$  and  $I_3$ ) were identified as significant predictors of perceived length by the multi-level model. Hence, the difference observed between the measures of perceptual judgment's accuracy and consistency reinforces the fact that participants were more influenced by the mass distribution manipulation than by the system actual length.

The relationship between the inertial invariants extraction and haptic perception in knee joint, observed in the present study, is in agreement with some studies that investigated this capability in lower limbs (Hajnal, Fonseca, Harrison et al., 2007; Hajnal, Fonseca, Kinsella-Shaw et al., 2007). Hajnal et al (2007), comparing rod's length perception through dynamic exploration in ankle or in wrist, demonstrated that length perception by foot and hand was similar in terms of accuracy and in terms of inertial moment's dependency. Thus, the results of the present study demonstrate that, similarly to what has been observed for the hand and for the foot, length perception of a system formed by leg and foot, with exploratory behavior in a middle limb joint, is related with the extraction of the inertial invariants that are relevant for haptic

perception (Carello, Silva, Kinsella-Shaw, & Turvey, 2008; Carello & Turvey, 2000; Hajnal, Fonseca, Harrison et al., 2007; Hajnal, Fonseca, Kinsella-Shaw et al., 2007).

The accuracy comparison between the different exploration time conditions demonstrated that, when participants had more time to explore the system, they made more accurate perceptual judgments. With more time to explore the leg/rod system, the participants' reports were closer to the system's actual length, according to the mass distribution manipulation. Although the relationship between exploration time and haptic perception has not been directly investigated in the literature, research suggests that exploratory movements yield richer information about the status of objects and body parts in relation to environmental properties than little or no exploration (Burton & Turvey, 1990; Carello, Fitzpatrick, Domaniewick, Chan, & Turvey, 1992). Some authors have reported that the individuals' perceptions of rods actual length are more accurate when the exploration is performed dynamically than when the object is statically held (Burton & Turvey, 1990; Carello et al., 1992). Mark and colleagues (1990) have also demonstrated the importance of exploration for perception. In their study, the participants' body dimensions were altered by fitting them with platform shoes, which caused an increase in equivalent leg length. Participants made accurate judgments of appropriate chair heights for sitting only when they were allowed to make exploratory stepping and swaying movements (L.S. Mark, Baillet, Craver, Douglas, & Fox, 1990). Without these exploratory movements, participants could not perceive chair height accurately as they underestimated chair heights by erring in the direction of their normal leg lengths. These findings and the results of the present study suggest that, when unexpected changes in limb segment's inertial properties occur, exploration time may be determinant for a more accurate extraction of information that is relevant for perception and action.

The role of the principal inertial moments as invariants captured through dynamic exploration has been investigated in many studies (Amazeen & Turvey, 1996; Bernardin, Isableu, Fourcade, & Bardy, 2005; Carello & Turvey, 2000; Pagano, Fitzpatrick, & Turvey, 1993; Pagano, Garrett et al., 1996; Turvey, 1996). According to the results obtained in the multi-level model, the manipulation of the eigenvalues  $I_1$  and  $I_3$  changed participants' perceived length. This is in agreement with studies that investigated the effect of several potential mechanical invariants which could be specific to object's and segment's length (mass, center of mass, work, equivalent length) and confirms the role of principal moments of inertia as invariants for haptic perception (Gueguen, Coyle, Craig, Bootsma, & Mouchnino, 2004; Kingma, Beek, & van Dieen, 2002; Kingma, van de Langenberg, & Beek, 2004; Solomon & Turvey, 1988; Solomon, Turvey, & Burton, 1989a). Hence, the multi-level model revealed that the two inertial variables ( $I_1$  and  $I_3$ ), when considered together, are better predictors of perceived length than when they are analyzed independently. According to Fitzpatrick et al (1994) and Carello et al (1998), the contribution of  $I_3$  for length perception depends on the extent of variation in that component; if the variation is large, the contribution of  $I_3$  can be detected; if the variation is limited, the contribution of  $I_3$  may not be detected (Carello, Fitzpatrick, Flascher, & Turvey, 1998; Fitzpatrick et al., 1994). In the present study, the mass addition has caused minimal alterations in  $I_3$  (see table 1). However, the multi-level model revealed a significant contribution of this component for perception. The lack of agreement between these results and the ones reported by other authors can be explained by the different regression models used in the studies. The multi-level model is more appropriate than the standard simple or multiple regression models because it incorporates the dependency between measures, producing more accurate estimates of standard error regression coefficients (Hofmann, 1997; Quené & van den Berg, 2004). The difference in



the model's prediction ability, when considering each inertial variable in isolation or when considering  $I_1$  and  $I_3$  together, suggests that, if it is given a chance for exploration, individuals extract and use all relevant information for perception, in a more global fashion. Although length perception is primarily related to  $I_1$ , perception of body segment's magnitude by means of dynamic exploration is a function of the inertia tensor as a whole, which characterizes the rotational dynamics of the segment.

The multi-level analyses revealed another interesting result. The significant differences observed in intercept and slope coefficient variances demonstrated by these analyses indicated the existence of between-subjects variability in the behavior for length perception. The possibility that different exploration conditions could explain this between-individual variability was investigated. However, when the exploration time was introduced in the models, it did not reduce the coefficient variances; neither altered the models' prediction, which indicates that the different exploration time conditions were not capable of explaining the inter-individuals variability. This suggests that other factors, which were not investigated in this study, could explain individual differences in length perception through dynamic exploration around the knee joint. Once the eigenvalues are mechanical parameters and related to the deformation patterns in biological tissues during the segments' movement (Pagano, Carello et al., 1996), it can be speculated that characteristics of the individual's musculoskeletal system may influence haptic perception (Turvey & Fonseca, 2008). Some studies suggest that movement perception is more precise when information about the tension (strain) distribution is more globally extracted than when it is locally defined (Soechting, 1982). In this context, although joint movement during dynamic exploration is, in some situations, more local (movement in one joint), the alteration in the tension status of the tissues surrounding that joint has to be transmitted to other regions, and

thus, creating patterns of tissue deformation distribution (Carello et al., 2008; Soechting, 1982). Once haptic perception depends on the tension of muscles and connective tissues when they undergo deformations, individuals' differences in properties of musculoskeletal system, such as muscle strength and/or stiffness, may be related to differences in haptic perceptual behavior (Carello et al., 2008). In support of this supposition, some experiments have demonstrated that professional gymnasts can be more attuned to somesthetic information than sedentary individuals in motor activities, such as postural control (Vuillerme et al., 2001) or in perceptual estimates of self-body orientation (Bringoux, Marin, Nougier, Barraud, & Raphel, 2000). In addition, there is evidence that greater muscle strength is related to better proprioception (active perception of body segment orientation) both in unimpaired populations (Goodman & Marks, 1998) and in populations of individuals with ligament injury (Fonseca et al., 2005). However, the influence of factors related to properties of musculoskeletal system in haptic perception is speculative and in need of scientific scrutiny.

One limitation of the present study was the fact that the dynamic exploration was restricted only to flexion-extension movements at the knee joint, because rotational movements could let the participants to see the rods during the experiment. Functionally, rotational movements occur around this joint during many daily activities. It is possible that, if the exploration movements were unrestricted, the accuracy and consistency values could have been better. However, even with only flexion-extension exploratory movements, the means accuracy and consistency values obtained in the present study (20% for accuracy and 10.2% for consistency – mean values from the different exploration time conditions) were comparable to other studies investigating length perception either in wrist (22.6% for accuracy and 6.5% for consistency) (Carello, Thuot, Anderson, & Turvey, 1999) or with ankle/foot (27% for accuracy

and 10% for consistency) (Hajnal, Fonseca, Harrison et al., 2007), in which exploration movements were unrestricted.

Haptically perceiving body segments inertial properties is crucial for the adaptation of individuals to different contexts. As for the hand or ankle joint, the knee joint is also capable to be used to explore and properly perceive the inertial properties of the lower extremity, which reinforces its role in the nonvisual control of movements, postures and locomotion. In addition, the present study demonstrates that haptic leg length perception can be understood as a global perceptual process (related to rotational dynamics of the whole segment). The use of information about both  $I_1$  and  $I_3$ , despite the fact that only  $I_1$  was significantly manipulated, demonstrates that perception of limbs and objects' properties is integral. In order to make individuals more attuned and sensitive to all inertial invariants that allow for perception of segments' properties, exploratory behavior is necessary. Although eight seconds was sufficient for individuals to perceive properly the system's length, the perception of limb inertial properties was affected by exploration time. Thus, exploratory actions are a requirement for perception. Complementary, an increased attunement to perceptual information may be related to more coordinated and efficient movements.

## **Conclusion**

The results of the present study demonstrated that individuals perceived the leg/rod system length based on the inertial invariants revealed by dynamic exploration. In addition, subjects were more accurate in their perceptual judgments when they had unrestricted time to explore the system properties. Differences were observed among individuals' behavior in length perception, which could not be explained by exploration time.

## References

- Amazeen, E. L., & Turvey, M. T. (1996). Weight perception and the haptic size-weight illusion are functions of the inertia tensor. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22(1), 213-232.
- Berg, W. P., & Mark, L. S. (2005). Information for step length adjustment in running. *Human Movement Science*, 24, 496-531.
- Bernardin, D., Isableu, B., Fourcade, P., & Bardy, B. G. (2005). Differential exploitation of the inertia tensor in multi-joint arm reaching. *Experimental Brain Research*, 167(4), 487-495.
- Bringoux, L., Marin, L., Nougier, V., Barraud, P. A., & Raphel, C. (2000). Effects of gymnastics expertise on the perception of body orientation in the pitch dimension. *Journal of Vestibular Research : equilibrium & orientation*, 10(6), 251-258.
- Burton, G., & Turvey, M. T. (1990). Perceiving the Lengths of Rods That are Held But Not Wiielded. *Ecological Psychology*, 2(4), 295-324.
- Carello, C., Fitzpatrick, P., Domaniewick, T., Chan, T. C., & Turvey, M. T. (1992). Effortful Touch With Minimal Movement. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18(1), 290-302.
- Carello, C., Fitzpatrick, P., Flascher, I., & Turvey, M. T. (1998). Inertial eigenvalues, rod density, and rod diameter in length perception by dynamic touch. *Perception and Psychophysics*, 60(1), 89-100.
- Carello, C., Kinsella-Shaw, J., Amazeen, E. L., & Turvey, M. T. (2006). Peripheral neuropathy and object length perception by effortful (dynamic) touch: a case study. *Neuroscience Letters*, 405(3), 159-163.
- Carello, C., Silva, P. L., Kinsella-Shaw, J. M., & Turvey, M. T. (2008). Muscle-based perception: theory, research and implications for rehabilitation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12(5), 339-350.
- Carello, C., Thuot, S., Anderson, K. L., & Turvey, M. T. (1999). Perceiving the sweet spot. *Perception*, 28(3), 307-320.
- Carello, C., & Turvey, M. T. (2000). Rotacional invariants and dynamic touch. In M. A. Heller (Ed.), *Touch, representation and blindness* (pp. 27-66). New York Oxford University Press.
- Carello, C., & Turvey, M. T. (2004). Physics and psychology of the muscle sense. *Current Directions in Psychological Science*, 13(1), 25-28.

- Fitzpatrick, P., Carello, C., & Turvey, M. T. (1994). Eigenvalues of the inertia tensor and exteroception by the "muscular sense". *Neuroscience*, *60*(2), 551-568.
- Fonseca, S. T., Ocarino, J. M., Silva, P. L., Guimaraes, R. B., Oliveira, M. C., & Lage, C. A. (2005). Proprioception in individuals with ACL-deficient knee and good muscular and functional performance. *Research in Sports Medicine*, *13*(1), 47-61.
- Gibson, J. J. (1966). *The senses considered as perceptual systems*. Boston: Houghton Mifflin.
- Goldstein, H. (1999). *Multilevel Statistical Models* (2nd ed.). London: Griffin.
- Goodman, M., & Marks, R. (1998). The association between knee proprioception and isotonic quadriceps femoris strength. *Physiotherapy Canada* *50*, 53-57.
- Gueguen, N., Coyle, T., Craig, C., Bootsma, R., & Mouchnino, L. (2004). Is perception of upper body orientation based on the inertia tensor? Normogravity versus microgravity conditions. *Exp Brain Res*, *156*(4), 471-477.
- Hajnal, A., Fonseca, S., Harrison, S., Kinsella-Shaw, J., & Carello, C. (2007). Comparison of dynamic (effortful) touch by hand and foot. *Journal of Motor Behavior*, *39*(2), 82-88.
- Hajnal, A., Fonseca, S., Kinsella-Shaw, J. M., Silva, P., Carello, C., & Turvey, M. T. (2007). Haptic selective attention by foot and by hand. *Neuroscience Letters*, *419*(1), 5-9.
- Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics* *13*(10), 833-843.
- Hofmann, D. A. (1997). An Overview of the Logic and Rationale of Hierarchical Linear Models. *Journal of Management* *23*(6), 723-744.
- Kingma, I., Beek, P. J., & van Dieen, J. H. (2002). The Inertia Tensor Versus Static Moment and Mass in Perceiving Length and Heaviness of Hand-Wield Rods. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *28*(1), 180-191.
- Kingma, I., Toussaint, H. M., De Looze, M. P., & Van Dieen, J. H. (1996). Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of Biomechanics* *29*(5), 693-704.
- Kingma, I., van de Langenberg, R., & Beek, P. J. (2004). Which mechanical invariants are associated with the perception of length and heaviness of nonvisible handheld rod? Testing the inertia tensor hypothesis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *30*(2), 346-354.
- Kugler, P. N., & Turvey, M. T. (1987). *Information, Natural Law, and the self-assembly of Rhythmic Movement*. Lawrence Erlbaum Associates.

- Mark, L. S. (1987). Eyeheight-scaled information about affordances: a study of sitting and stair climbing. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 13(3), 361-370.
- Mark, L. S., Baillet, J. A., Craver, K. D., Douglas, S. D., & Fox, T. (1990). What an actor must do in order to perceive the affordance for sitting. *Ecological Psychology*, 2, 325-366.
- Mark, L. S., & Vogele, D. (1987). A biodynamic basis for perceived categories of action: a study of sitting and stair climbing. *Journal of Motor Behavior*, 19(3), 367-384.
- Norman, J. F., Todd, J. T., Perotti, V. J., & Tittle, J. S. (1996). The visual perception of three-dimensional length. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22(1), 173-186.
- Pagano, C. C., Carello, C., & Turvey, M. T. (1996). Exteroception and exproprioception by dynamic touch are different functions of the inertia tensor. *Perception and Psychophysics*, 58(8), 1191-1202.
- Pagano, C. C., Fitzpatrick, P., & Turvey, M. T. (1993). Tensorial basis to the constancy of perceived object extent over variations of dynamic touch. *Perception and Psychophysics*, 54(1), 43-54.
- Pagano, C. C., Garrett, S. R., & Turvey, M. T. (1996). Is limb proprioception a function of the limb's inertia eigenvectors? *Ecological Psychology*, 8(1), 43-69.
- Pagano, C. C., & Turvey, M. T. (1992). Eigenvectors of the inertia tensor and perceiving the orientation of a hand-held object by dynamic touch. *Perception and Psychophysics*, 52(6), 617-624.
- Quené, H., & van den Berg, H. (2004). On multi-level modeling of data from repeated measures designs: a tutorial. *Speech Communication*, 43(103-121), 103.
- Riley, M. A., Shaw, T. H., & Pagano, C. C. (2005). Role of the inertial eigenvectors in proprioception near the limits of arm adduction range of motion. *Human Movement Science*, 24(2), 171-183.
- Riley, M. A., Wagman, J. B., Santana, M. V., Carello, C., & Turvey, M. T. (2002). Perceptual behavior: recurrence analysis of a haptic exploratory procedure. *Perception*, 31(4), 481-510.
- Soeching, J. F. (1982). Does position sense at the elbow reflect a sense of elbow joint angle or one of limb orientation? *Brain Research*, 248, 392-395.
- Solomon, H. Y., & Turvey, M. T. (1988). Haptically perceiving the distances reachable with hand-held objects. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 14(3), 404-427.

- Solomon, H. Y., Turvey, M. T., & Burton, G. (1989a). Gravitational and muscular variables in perceiving rod extent by wielding. *Ecological Psychology*, *1*(3), 265-300.
- Solomon, H. Y., Turvey, M. T., & Burton, G. (1989b). Perceiving extents of rods by wielding: haptic diagonalization and decomposition of the inertia tensor. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *15*(1), 58-68.
- Turvey, M. T. (1996). Dynamic touch. *American Psychology*, *51*(11), 1134-1152.
- Turvey, M. T. (1998). Dynamics of effortful touch and interlimb coordination. *Journal of Biomechanics*, *31*(10), 873-882.
- Turvey, M. T., Burton, G., Pagano, C. C., Solomon, H. Y., & Runeson, S. (1992). Role of the inertia tensor in perceiving object orientation by dynamic touch. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *18*(3), 714-727.
- Turvey, M. T., & Fonseca, S. T. (2008). Nature of Motor Control: Perspectives and Issues. In D. Sternad (Ed.), *Progress in Motor Control: A multidisciplinary perspective* (pp. 93-123). New York: Springer Verlag.
- Turvey, M. T., Shaw, R. E., Reed, E. S., & Mace, W. M. (1981). Ecological laws of perceiving and acting: in reply to Fodor and Pylyshyn (1981). *Cognition*, *9*(3), 237-304.
- Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J. M., Weise, I., et al. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*, *303*(2), 83-86.
- Warren, W. H., Jr. (1984). Perceiving affordances: visual guidance of stair climbing. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *10*(5), 683-703.
- Warren, W. H., Jr., & Whang, S. (1987). Visual guidance of walking through apertures: body-scaled information for affordances. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *13*(3), 371-383.
- Winter, D. A. (1990). Anthropometry. In *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2nd ed., pp. 51-74). New York: Wiley and Sons, Inc.

Table 1

*Means (Standard Deviations) for  $I_1$  and  $I_3$  calculated for the system (shank, foot, orthotic device and its adaptor), for each mass distribution manipulation, for each rod*

<b>Rod (m)</b>	<b>Mass position (% of the rod length)</b>	<b><math>I_1</math> (Kg*m<sup>2</sup>)</b>	<b><math>I_3</math> (Kg*m<sup>2</sup>)</b>
<b>0.6</b>	50	0.6909 (0.1653)	0.0105 (0.0041)
	70	0.7211 (0.1665)	0.0107 (0.0035)
	90	0.7553 (0.1677)	0.0108 (0.0035)
<b>0.8</b>	50	0.7447 (0.1690)	0.0107 (0.0035)
	70	0.7903 (0.1706)	0.0109 (0.0035)
	90	0.8431 (0.1722)	0.0111 (0.0036)
<b>1.0</b>	50	0.8069 (0.1727)	0.0109 (0.0035)
	70	0.8707 (0.1747)	0.0111 (0.0036)
	90	0.9456 (0.1767)	0.0113 (0.0036)



Table 2

*Results of the Multi-level Models performed to test the effect of the eigenvalues ( $I_1$  or  $I_3$ ) as predictor for perceived length. These analyses were made using data obtained from the two exploration time conditions.*

<b>Model 1: <math>I_1</math></b>			
<b>Fixed Effects</b>	<b>Coefficient (SE)</b>	<b>T-ratio</b>	<b>p-value</b>
$\beta_1$	1.26 (0.09)	13.56	<0.0001
<b>Random Effects</b>	<b>Variance</b>		<b>p-value</b>
$\sigma_0$	0.01		0.0002
$\sigma_1$	0.16		0.0075
<b>Model 2: <math>I_3</math></b>			
<b>Fixed Effects</b>	<b>Coefficient (SE)</b>	<b>T-ratio</b>	<b>p-value</b>
$\beta_1$	5.19 (0.42)	12.18	<0.0001
<b>Random Effects</b>	<b>Variance</b>		<b>p-value</b>
$\sigma_0$	16.99		0.0053
$\sigma_1$	3.62		0.0077

*Note.*  $\beta_1$ = mean  $\text{Log}I_i$  ( $I_1$  ou  $I_3$ ),  $\sigma_0$ = intercept variance,  $\sigma_1$ = coefficient of the slope for  $\text{Log}I_i$  ( $I_1$  ou  $I_3$ ) variance.

Table 3

*Results of the Multi-Level Models with the addition of the “time exploration” variable as a predictor for the between-subjects differences in the intercepts and slopes found in Models 1 and 2.*

<b>Model 3: <math>I_1</math> and exploration time</b>			
<b>Fixed Effects</b>	<b>Coefficient (SE)</b>	<b>T-ratio</b>	<b>p-value</b>
$\beta_1$	1.19 (0.12)	9.70	<0.0001
$\beta_2$	0.12 (0.16)	0.76	0.4483
<b>Random Effects</b>	<b>Variance</b>		<b>p-value</b>
$\sigma_0$	0.01*		0.0002
$\sigma_1$	0.16*		0.0076
<b>Model 4: <math>I_3</math> and exploration time</b>			
<b>Fixed Effects</b>	<b>Coefficient (SE)</b>	<b>T-ratio</b>	<b>p-value</b>
$\beta_1$	5.18 (0.43)	12.06	<0.0001
$\beta_2$	0.02 (0.10)	0.24	0.80
<b>Random Effects</b>	<b>Variance</b>		<b>p-value</b>
$\sigma_0$	16.98*		0.0053
$\sigma_1$	3.61*		0.0077

*Note.*  $\beta_1$ = mean  $\text{Log}I_i$  ( $I_1$  ou  $I_3$ ),  $\beta_2$ = association coefficient between  $\text{Log}I_i$  ( $I_1$  or  $I_3$ ) and exploration time,  $\sigma_0$  = intercept variance,  $\sigma_1$  = coefficient of the slope for  $\text{Log}I_i$  ( $I_1$  or  $I_3$ ) variance.

\*absence of a significant reduction of the intercept and coefficient of the slope variance when compared with models 1 and 2

Table 4

*Results of the Multi-Level Models performed to test the simultaneous effect of the eigenvalues ( $I_1$  e  $I_3$ ) as predictors for perceived length. These analyses were made using data obtained from the two exploration time conditions.*

<b>Model 5: <math>I_1</math> e <math>I_3</math></b>			
<b>Fixed Effects</b>	<b>Coefficient (SE)</b>	<b>T-ratio</b>	<b>p-value</b>
$\beta_1$	1.52 (0.10)	15.26	<0.0001
$\beta_2$	-0.85 (0.11)	-7.30	<0.0001
<b>Random Effects</b>	<b>Variance</b>		<b>p-value</b>
$\sigma_1$	0.01		0.0122
$\sigma_2$	0.001		0.0026

*Note.*  $\beta_1$ = mean  $\text{Log}I_1$ ,  $\beta_2$ = mean  $\text{Log}I_3$ ,  $\sigma_1$  = coefficient of the slope for  $\text{Log}I_1$  variance,  $\sigma_2$  =

coefficient of the slope for  $\text{Log}I_3$  variance.

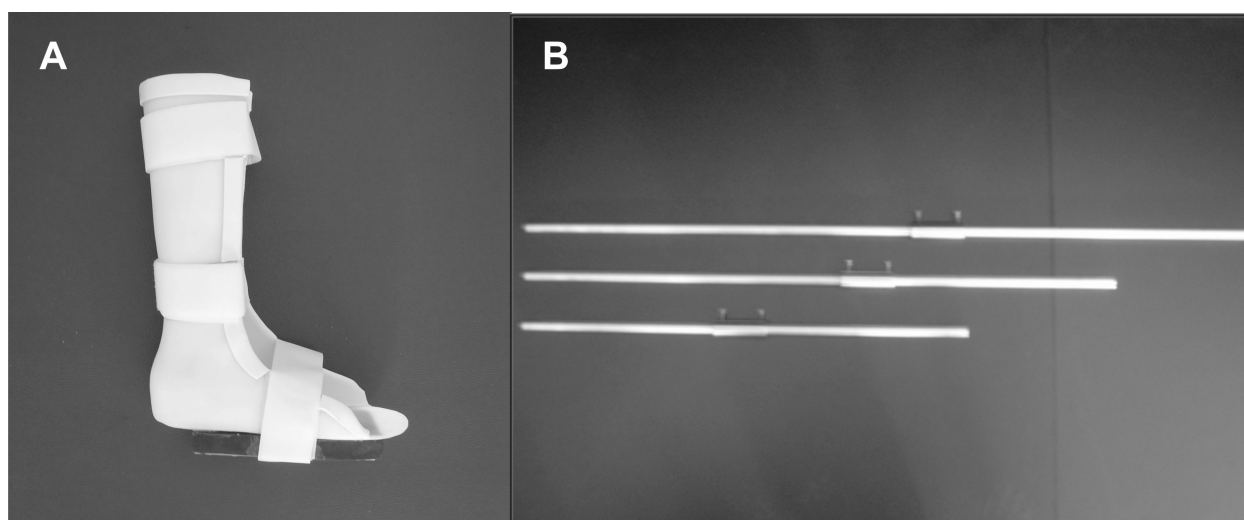
## Figure captions

Figure 1 – A. The polypropylene device used to immobilize the ankle joint during the tests, B. The rods and stainless cylinders used to manipulate the mass distribution of the system.

Figure 2 – The apparatus used in the experiment.

Figures

Figure 1





## Capítulo 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo demonstrou que as manipulações da distribuição de massa do sistema formado pela perna e pé foram suficientes para modificar os momentos de inércia deste sistema. A percepção háptica na articulação do joelho foi significativamente relacionada com a extração dos invariantes inerciais nas duas condições de exploração, apesar de terem sido observadas diferenças significativas nos interceptos e slopes entre indivíduos, indicando a presença de variabilidade no comportamento utilizado pelos indivíduos para os julgamentos perceptuais. De acordo com os Modelos de Regressão Hierárquica, as diferentes condições exploratórias não tiveram um efeito significativo na variabilidade observada entre os indivíduos. No entanto, os resultados demonstraram que o grau de acurácia dos julgamentos perceptuais foi maior na condição em que os indivíduos tinham tempo livre para realizar seus julgamentos.

Os resultados deste trabalho demonstraram que, de maneira semelhante ao que vem sendo reportado na literatura para atividades manipulativas envolvendo os membros superiores, os indivíduos são capazes de perceber o comprimento de hastes sem o auxílio visual, ao realizar movimentos exploratórios utilizando a articulação do joelho. O fato de que os momentos principais de inércia ( $I_1$  e  $I_3$ ) tiveram uma associação significativa com o comprimento percebido, bem como a diferença observada entre as medidas de acurácia e consistência dos julgamentos perceptuais, reforçam a idéia de que os participantes foram mais influenciados pela distribuição de massa do que pelo comprimento real do sistema. Desta forma, pode-se afirmar que a

capacidade de perceber o comprimento de um sistema formado pela perna e pé se relaciona com a extração dos invariantes inerciais relevantes para a percepção háptica.

A relação entre o tempo de exploração e a percepção háptica não havia sido diretamente investigada na literatura, apesar da importância do caráter ativo da exploração para a extração de informação ser enfatizada por diversos estudos. Os resultados do presente estudo sugerem que, pelo menos em situações que causam alterações súbitas e inesperadas nas propriedades inerciais dos segmentos corporais, o tempo de exploração pode ser determinante para a detecção mais precisa e acurada da informação relevante para a percepção e para a ação.

Os resultados deste estudo demonstraram a presença de variabilidade significativa entre indivíduos no comportamento utilizado para os julgamentos perceptuais, o que sugere que a capacidade de perceber diversas propriedades de objetos e segmentos corporais possa sofrer a influência de outros fatores que não foram investigados neste estudo. Uma vez que músculos, tendões, fâscias e receptores formam a base estrutural que suporta o sistema perceptual háptico, e os invariantes hápticos são extraídos através dos padrões de deformação tecidual durante o movimento, é possível que características do sistema musculoesquelético se relacionem com a percepção háptica. No entanto, esta conclusão necessita ser empiricamente testada em futuros estudos que busquem determinar quais e como estes fatores se relacionam com a percepção háptica.



## APÊNDICE – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do Estudo:** Influência do tempo de exploração na percepção háptica

**Investigador Principal:** Gabriela Gomes Pavan Gonçalves

**Orientador:** Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca.

O objetivo deste estudo é avaliar se a percepção do comprimento de objetos (percepção háptica) varia de acordo com o tempo de exploração. Este estudo vai fornecer dados para se entender como a atividade exploratória influencia na capacidade do indivíduo em perceber propriedades de objetos e do corpo.

**Procedimento:** Você deverá comparecer ao Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano da Universidade Federal de Minas Gerais duas vezes, com um intervalo de uma semana entre elas. O teste para a avaliação da sua capacidade de perceber o comprimento de um objeto sem o auxílio da visão será realizado em cada uma dessas vezes, no laboratório. Inicialmente, você ficará sentado em uma cadeira e irá calçar uma bota. Nesta bota serão colocadas hastes de alumínio de diferentes comprimentos, então você será solicitado a oscilar a sua perna para frente e para trás e mover um marcador, que estará ao seu lado, para a posição na qual você julga estar a ponta final da haste. Uma cortina será colocada na sua frente para te impedir de ver as hastes.

**Riscos e desconfortos:** Não existe risco quanto a sua participação no estudo, com exceção de uma possível sensação de cansaço muscular na perna que será testada.

**Confidencialidade:** Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

**Recusa ou desistência da participação:** Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo a qualquer hora que desejar.

Você pode solicitar mais informações sobre o estudo a qualquer momento (antes ou durante a pesquisa), através do investigador principal do projeto, pelos telefones 3296-8854 ou 8779-8854. Após a leitura completa deste documento, se você aceitar participar, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo.

### **TERMO DE CONSENTIMENTO**

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas. Eu concordo em participar do estudo.

---

Assinatura do Voluntário

---

Data

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG  
Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 –Unidade Administrativa II – 2º. Andar –Sala 2005 –Cep  
31270-901 Belo Horizonte – MG  
Telefone: (31) 3499-4592 – Fax: (31) 3499-4516  
Email: coep@prpq.ufmg.br

---

Gabriela Gomes Pavan Gonçalves

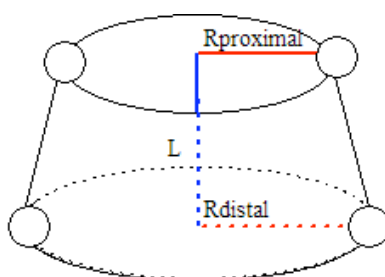
---

Sérgio Teixeira da Fonseca

## ANEXO

Equações para cálculo dos momentos de inércia dos segmentos perna e pé (Hatze, 1980; Kingma et al,1996 )

A figura abaixo representa a definição geométrica de cone assumida para os segmentos perna e pé:



Os momentos de inércia ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$ ) que quantificam a inércia rotacional do segmento perna em relação aos três eixos ortogonais ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) localizados na articulação do joelho foram calculados de acordo com as seguintes equações:

$$I_{xx} = [(a_1 a_2 m^2 / \delta L) + b_1 b_2 m L^2] + m(y^2 + z^2) \quad (1)$$

$$I_{yy} = 2a_1 a_2 m^2 / \delta L + m(x^2 + z^2) \quad (2)$$

$$I_{zz} = [(a_1 a_2 m^2 / \delta L) + b_1 b_2 m L^2] + m(x^2 + y^2) \quad (3)$$

onde  $m$  é a massa do segmento;  $L$  é o comprimento do segmento e  $L_{cm}$  é a distância do centro de massa do segmento em relação ao seu eixo articular. As variáveis  $m$  e  $L_{cm}$  foram calculadas de acordo com a tabela antropométrica de Demspter (Winter, 1990). As demais variáveis presentes nas equações foram definidas como (Hatze, 1980; Kingma et al,1996 ):

$$w = R_{distal} / R_{proximal} \quad (4)$$

$$\sigma = 1 + w + w^2 \quad (5)$$

$$\delta = 3m/L(R_{proximal}^2 + R_{distal}R_{proximal} + R_{distal}^2)\pi \quad (6)$$

$$a_1 = 90/20\pi \quad (7)$$

$$a_2 = (1 + w^2 + w^3 + w^4) / \sigma^2 \quad (8)$$

$$b_1 = 3/80 \quad (9)$$

$$b_2 = (1 + 4w + 10w^2 + 4w^3 + w^4) / \sigma^2 \quad (10)$$

O primeiro termo das equações (1, 2 e 3) quantifica o momento de inércia sobre os respectivos centros de massa. O segundo termo, de acordo com o Teorema dos Eixos Paralelos, reflete a resistência adicional quando o ponto de rotação está sobre o eixo articular do joelho. De acordo com o sistema de coordenadas definido no estudo, para o segmento perna  $x=0$ ;  $y=L_{cm}$  do segmento perna e  $z=0$ . Para o segmento pé,  $x=0$ ;  $y=$  comprimento do imobilizador do tornozelo (0.33m) somado à distância do imobilizador ao eixo articular do joelho e  $z=L_{cm}$  do segmento pé.

#### Equações para cálculo dos momentos de inércia do imobilizador do tornozelo

(Fitzpatrick et al, 1994)

Inicialmente, para a realização destes cálculos, o imobilizador do tornozelo utilizado no estudo foi dividido em duas partes. A parte em contato com a perna do indivíduo foi chamada de “imobilizador perna” e a parte em contato com o segmento pé foi chamada de “imobilizador pé”. Os momentos e produtos de inércia de cada parte foram posteriormente somados.

#### I. Cálculo dos momentos de inércia ( $I_{xx}$ , $I_{yy}$ , $I_{zz}$ ) do “imobilizador perna”:

$$I_{xx} = mL^2/12 + m(y^2 + z^2) \quad (11)$$

$$I_{yy} = (I_{yy \text{ sólido}} - I_{yy \text{ oco}}) + m(x^2 + z^2) \quad (12)$$

$$I_{zz} = mL^2/12 + m(x^2 + y^2) \quad (13)$$

onde  $m$  é a massa do imobilizador perna (considerada como sendo 2/3 da massa total do imobilizador do tornozelo) e  $L$  é o comprimento do imobilizador perna

Para o cálculo do momento de inércia  $I_{yy}$ , foram seguidos os seguintes passos:

1. Cálculo do volume do imobilizador considerando-o como um objeto sólido:

$$V_{\text{sólido}} = L(\pi)r_1^2$$

onde  $L$  = comprimento do “imobilizador perna” e  $r_1$  = raio externo

2. Cálculo do volume da parte oca do imobilizador:

$$V_{\text{oco}} = L(\pi)r_2^2$$

onde  $L$  = comprimento do “imobilizador perna” e  $r_2$  = raio interno (Diâmetro<sub>imobilizador</sub> -  $r_1/2$ )

3. Cálculo do volume total do “imobilizador perna”:

$$V_{\text{total}} = V_{\text{sólido}} - V_{\text{oco}}$$

4. Cálculo da densidade do “imobilizador perna”:

$$D_{\text{total}} = m/V_{\text{total}}$$

5. Cálculo da massa do “imobilizador perna” considerando-o como um objeto sólido:

$$M_{\text{sólido}} = D_{\text{total}} V_{\text{sólido}}$$

6. Cálculo da massa da parte oca do “imobilizador perna”:

$$M_{\text{oco}} = D_{\text{total}} V_{\text{oco}}$$

7. Cálculo de  $I_{yy}$  considerando o “imobilizador perna” como um objeto sólido:

$$I_{yy \text{ sólido}} = (M_{\text{sólido}} r_1^2)/2$$

8. Cálculo de  $I_{yy}$  da parte oca do “imobilizador perna”:

$$I_{yy \text{ oco}} = (M_{\text{oco}} r_2^2)/2$$

9. Cálculo de  $I_{yy}$  total do “imobilizador perna”:

$$I_{yy} = (I_{yy \text{ sólido}} - I_{yy \text{ oco}}) + m(x^2 + z^2) \quad (12)$$

Para a utilização do Teorema dos Eixos Paralelos, foi definido que  $x=0$ ;  $y$ = distância do imobilizador ao eixo articular do joelho e  $z=0$

- II. Cálculo dos momentos de inércia ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$ ) do “imobilizador pé”:

$$I_{xx} = mL^2/12 + m(y^2 + z^2) \quad (14)$$

$$I_{yy} = mL^2/12 + m(x^2 + z^2) \quad (15)$$

$$I_{zz} = (I_{zz \text{ sólido}} - I_{zz \text{ oco}}) + m(y^2 + z^2) \quad (16)$$

onde  $m$  é a massa do imobilizador pé (equivalente à 1/3 da massa total do imobilizador do tornozelo, somada à massa do material de EVA utilizado para prender o adaptador do imobilizador) e  $L$  é o comprimento do imobilizador pé.

Para o cálculo do momento de inércia  $I_{zz}$ , foram seguidos os seguintes passos:

1. Cálculo do volume do “imobilizador pé” considerando-o como um objeto sólido:

$$V_{\text{sólido}} = L(\pi)r_1^2$$

onde  $L$  = comprimento do “imobilizador pé” e  $r_1$  = raio externo

2. Cálculo do volume da parte oca do “imobilizador pé”:

$$V_{\text{oco}} = L(\pi)r_2^2$$

onde  $L$  = comprimento do “imobilizador pé” e  $r_2$  = raio interno (Diâmetro<sub>órtese</sub> -  $r_1/2$ ).

3. Cálculo do volume total do “imobilizador pé”:

$$V_{\text{total}} = V_{\text{sólido}} - V_{\text{oco}}$$

4. Cálculo da densidade do “imobilizador pé”:

$$D_{\text{total}} = m/V_{\text{total}}$$

5. Cálculo da massa do “imobilizador pé” considerando-o como um objeto sólido:

$$M_{\text{sólido}} = D_{\text{total}} V_{\text{sólido}}$$

6. Cálculo da massa da parte oca do “imobilizador pé”:

$$M_{\text{oco}} = D_{\text{total}} V_{\text{oco}}$$

7. Cálculo de  $I_{zz}$  considerando o “imobilizador pé” como um objeto sólido:

$$I_{zz \text{ sólido}} = (M_{\text{sólido}} r_1^2)/2$$

8. Cálculo de  $I_{zz}$  da parte oca do “imobilizador pé”:

$$I_{zz \text{ oco}} = (M_{\text{oco}} r_2^2)/2$$

9. Cálculo de  $I_{zz}$  total do “imobilizador pé”:

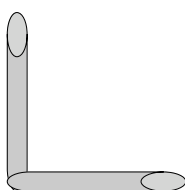
$$I_{zz} = (I_{zz \text{ sólido}} - I_{zz \text{ oco}}) + m(x^2 + z^2) \quad (16)$$

Para a utilização do Teorema dos Eixos Paralelos, foi definido que  $x = 0$ ;  $y =$  comprimento do imobilizador somado à distância do imobilizador ao eixo articular do

joelho e  $z$  = desvio do “imobilizador pé” em relação à projeção longitudinal do eixo articular do joelho

Equações para cálculo dos momentos de inércia do adaptador (Fitzpatrick et al, 1994)

A figura abaixo representa o adaptador de alumínio utilizado para a fixação das hastes no imobilizador do tornozelo. Para a realização dos cálculos, o adaptador foi dividido em duas partes, sendo que a parte vertical (cano vertical) era sólida e a parte horizontal (cano horizontal) era oca. Os momentos e produtos de inércia de cada parte foram posteriormente somados.



I. Cálculo dos momentos de inércia ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$ ) do cano vertical:

$$I_{xx} = mL^2/12 + m(y^2 + z^2) \quad (17)$$

$$I_{yy} = mr^2/2 + m(x^2 + z^2) \quad (18)$$

$$I_{zz} = mL^2/12 + m(x^2 + y^2) \quad (19)$$

onde  $m$  é a massa do cano vertical;  $L$  é o comprimento do cano vertical e  $r$  é o raio do cano vertical

Para a utilização do Teorema dos Eixos Paralelos, foi definido que  $x = 0$ ;  $y$  = distância do cano ao eixo articular do joelho e  $z$  = desvio do “imobilizador pé” em relação à projeção longitudinal do eixo articular do joelho

II. Cálculo dos momentos de inércia ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$ ) do cano horizontal:

$$I_{xx} = mL^2/12 + m(y^2 + z^2) \quad (20)$$

$$I_{yy} = (I_{yy \text{ sólido}} - I_{yy \text{ oco}}) + m(x^2 + z^2) \quad (21)$$

$$I_{zz} = mL^2/12 + m(x^2 + y^2) \quad (22)$$

onde  $m$  é a massa do cano horizontal e  $L$  é o comprimento do cano horizontal

Para o cálculo do momento de inércia  $I_{yy}$ , foram seguidos os seguintes passos:

1. Cálculo do volume do cano horizontal considerando-o como um objeto sólido:

$$V_{\text{sólido}} = L(\pi)r_1^2$$

onde  $L$  = comprimento do cano horizontal e  $r_1$  = raio externo

2. Cálculo do volume da parte oca do cano horizontal:

$$V_{\text{oco}} = L(\pi)r_2^2$$

onde  $L$  = comprimento do cano horizontal e  $r_2$  = raio interno

3. Cálculo do volume total do cano horizontal:

$$V_{\text{total}} = V_{\text{sólido}} - V_{\text{oco}}$$

4. Cálculo da densidade do cano horizontal:

$$D_{\text{total}} = m/V_{\text{total}}$$

5. Cálculo da massa do cano horizontal considerando-o como um objeto sólido:

$$M_{\text{sólido}} = D_{\text{total}} V_{\text{sólido}}$$

6. Cálculo da massa da parte oca do cano horizontal:

$$M_{\text{oco}} = D_{\text{total}} V_{\text{oco}}$$

7. Cálculo de  $I_{yy}$  considerando o cano horizontal como um objeto sólido:

$$I_{yy \text{ sólido}} = (M_{\text{sólido}} r_1^2)/2$$

8. Cálculo de  $I_{yy}$  da parte oca do cano horizontal:

$$I_{yy \text{ oco}} = (M_{\text{oco}} r_2^2)/2$$

9. Cálculo de  $I_{yy}$  total do cano horizontal:

$$I_{yy} = (I_{yy \text{ sólido}} - I_{yy \text{ oco}}) + m(x^2 + z^2) \quad (21)$$

Para a utilização do Teorema dos Eixos Paralelos, foi definido que  $x=0$ ;  $y$  = distância do adaptador ao eixo articular do joelho e  $z$  = desvio do adaptador em relação à projeção longitudinal do eixo articular do joelho



Cálculo dos momentos e produtos de inércia das hastes (Fitzpatrick et al, 1994)

Estes cálculos foram realizados separadamente para cada haste, em cada condição de posicionamento de massa, de acordo com as equações:

$$I_{xx} = mL^2/12 + m(y^2 + z^2) \quad (23)$$

$$I_{yy} = mr^2/2 + m(x^2 + z^2) \quad (24)$$

$$I_{zz} = mL^2/12 + m(x^2 + y^2) \quad (25)$$

onde  $m$  é a massa de cada haste;  $L$  é o comprimento de cada haste e  $r$  é o raio das hastes

Para a utilização do Teorema dos Eixos Paralelos, foi definido que  $x=0$ ;  $y$ = distância da haste ao eixo articular do joelho e  $z$ = desvio da ponta inicial da haste em relação à projeção longitudinal do eixo articular do joelho

Cálculo dos momentos de inércia do cilindro de aço inox (Stroop et al, 2000)

$$I_{xx} = [m/12 (3r_1^2 + 3r_2^2 + L)] + m(y^2 + z^2) \quad (26)$$

$$I_{yy} = [m/2 (r_1^2 + r_2^2)] + m(x^2 + z^2) \quad (27)$$

$$I_{zz} = [m/12 (3r_1^2 + 3r_2^2 + L)] + m(x^2 + z^2) \quad (28)$$

onde  $m$  é a massa do cilindro;  $r_1$  e  $r_2$  são os raios interno e externo do cilindro, respectivamente e  $L$  é o comprimento do cilindro.

Para a utilização do Teorema dos Eixos Paralelos, foi definido que  $x=0$ ;  $y$ = posição do cilindro na haste somada à distância da haste ao eixo articular do joelho e  $z$ = desvio da ponta inicial da haste em relação à projeção longitudinal do eixo articular do joelho

Cálculo dos produtos de inércia dos segmentos e de cada componente (Fitzpatrick et al, 1994)

Os produtos de inércia ( $I_{xy}$ ,  $I_{xz}$ ,  $I_{yz}$ ) quantificam a inércia rotacional dos segmentos e objetos em direções perpendiculares aos eixos de rotação. Os cálculos dos produtos de inércia de cada segmento corporal e de cada componente (imobilizador do tornozelo, adaptador, hastes e cilindro) foram realizados de acordo com as seguintes equações, considerando as definições de x, y e z descritas para os cálculos anteriores:

$$I_{xy} = -mxy \quad (29)$$

$$I_{xz} = -mxz \quad (30)$$

$$I_{yz} = -myz \quad (31)$$

Soma dos momentos e produtos de inércia de todo o sistema (perna, pé, imobilizador do tornozelo, adaptador, hastes e cilindro)

Momentos de inércia

$$I_{xx} \text{ sistema} = I_{xx} \text{ perna} + I_{xx} \text{ pé} + I_{xx} \text{ imobilizador} + I_{xx} \text{ adaptador} + I_{xx} \text{ haste} + I_{xx} \text{ cilindro}$$

$$I_{yy} \text{ sistema} = I_{yy} \text{ perna} + I_{yy} \text{ pé} + I_{yy} \text{ imobilizador} + I_{yy} \text{ adaptador} + I_{yy} \text{ haste} + I_{yy} \text{ cilindro}$$

$$I_{zz} \text{ sistema} = I_{zz} \text{ perna} + I_{zz} \text{ pé} + I_{zz} \text{ imobilizador} + I_{zz} \text{ adaptador} + I_{zz} \text{ haste} + I_{zz} \text{ cilindro}$$

Produtos de inércia

$$I_{xy} \text{ sistema} = I_{xy} \text{ perna} + I_{xy} \text{ pé} + I_{xy} \text{ imobilizador} + I_{xy} \text{ adaptador} + I_{xy} \text{ haste} + I_{xy} \text{ cilindro}$$

$$I_{xz} \text{ sistema} = I_{xz} \text{ perna} + I_{xz} \text{ pé} + I_{xz} \text{ imobilizador} + I_{xz} \text{ adaptador} + I_{xz} \text{ haste} + I_{xz} \text{ cilindro}$$

$$I_{yz} \text{ sistema} = I_{yz} \text{ perna} + I_{yz} \text{ pé} + I_{yz} \text{ imobilizador} + I_{yz} \text{ adaptador} + I_{yz} \text{ haste} + I_{yz} \text{ cilindro}$$

Cálculo dos Autovalores ( $I_1, I_2, I_3$ ) (Partner-Enander et al, 1996)

Para a obtenção dos Momentos Principais de Inércia (autovalores), foi criada uma matriz 3x3, que representa o tensor de inércia do sistema, em cada condição de manipulação da distribuição de massa.

$$\begin{pmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{xy} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{xz} & I_{yz} & I_{zz} \end{pmatrix}$$

A diagonalização de cada matriz, que retorna os invariantes do sistema ( $I_1, I_2, I_3$ ), foi realizada utilizando-se a função *eig* do software Matlab (Partner-Enander et al, 1996), em cada condição de manipulação da distribuição de massa.

$$\text{Autovalores}_i = \text{eig}(\text{Matriz}_i)$$

onde  $i$  representa cada uma das condições de manipulação da distribuição do sistema. Desta forma, foram obtidas nove matrizes como a representada abaixo, com os valores dos Momentos Principais de Inércia dispostos na diagonal:

$$\begin{pmatrix} I_1 & & \\ & I_2 & \\ & & I_3 \end{pmatrix}$$

## Referências

HATZE, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. **Journal of Biomechanics** v.13, n.10, p.833-843. 1980.

KINGMA, I., TOUSSAINT, H. M., DE LOOZE, M. P. e VAN DIEEN, J. H. Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. **Journal of Biomechanics** v.29, n.5, p.693-704, May. 1996.

FITZPATRICK, P., CARELLO, C. e TURVEY, M. T. Eigenvalues of the inertia tensor and exteroception by the "muscular sense". **Neuroscience**, v.60, n.2, p.551-568, May. 1994.

STROOP, M., TURVEY, M. T., FITZPATRICK, P. e CARELLO, C. Inertia tensor and weight-percept models of length perception by static holding. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.26, n.3, p.1133-1147, Jun. 2000.

PARTNER-ENANDER, E., SJOBERG, A., MELIN, B., ISAKSSON, P. **The Matlab Hand book**. Ano: 1996, Editora: Addison-Wesley, Harlow, UK.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)