

1 INTRODUÇÃO

O aparelho locomotor recebe continuamente informações do meio externo, que são captadas e interpretadas pelo sistema nervoso. Estas permitem a criação de uma resposta condizente ao estímulo percebido, favorecendo a adaptação do sujeito às condições do ambiente em que se encontra (GUYTON, 1992).

O interesse em se conhecer os fatores que podem contribuir para o sujeito formular uma resposta frente ao estímulo percebido vem sendo tema de diversas pesquisas científicas (LAGALLY *et al.*, 2002; PRICE *et al.*, 1983; STEVENS, 1956; STEVENS & MACK, 1959). Este fenômeno é estudado segundo correlações estabelecidas entre a percepção, fatores fisiológicos, fatores biomecânicos ou aqueles relacionados às sensações obtidas através do tato e da audição.

Dependendo da eficiência do aparelho locomotor na recepção e interpretação das informações externas, o controle sobre o movimento do corpo pode ser modificado. Desta forma, o conhecimento da percepção das cargas externas tornar-se-ia importante quando se considera seu papel como elemento desencadeador das estratégias de adaptação às demandas mecânicas geradas pelo meio (EILS *et al.*, 2004; NIGG, 1985; NURSE & NIGG, 2001; NURSE *et al.*, 2005; FIOŁKOWSKI *et al.*, 2005).

As estratégias de adaptação para o controle de cargas mecânicas na locomoção podem ser alteradas em acordo com fatores intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos estão relacionados às degenerações neurais na periferia do corpo, que não são passíveis de manipulação e comprometem o reconhecimento e a interpretação das sensações recebidas no meio externo, como no caso dos portadores de neuropatia diabética (SACCO e AMADIO, 2001). Já os fatores extrínsecos são gerados pela manipulação do uso de calçados com diferentes características de construção (solado macio ou duro; privação ou não do uso da palmilha, alteração da rugosidade da palmilha) ou pela alteração induzida da sensibilidade cutânea na região plantar com uso de gelo a fim de desencadear o bloqueio isquêmico; estratégias que podem estimular ou comprometer a captação dos estímulos externos pelo corpo (EILS *et al.*, 2002; EILS *et al.*, 2004; NURSE *et al.*, 2005). Ainda assim, não se sabe como as sensações percebidas do meio externo geram as alterações biomecânicas evidenciadas na locomoção.

Pouco se conhece sobre a percepção das cargas mecânicas, visto que, os estudos referentes ao tema são escassos e recentes (BRANDINA, 2004; HENNIG, VALIANT & LIU, 1996; LAKE & LAFORTUNE, 1998; MILANI, HENNIG &

LAFORTUNE, 1997), limitando o entendimento acerca dos mecanismos que regem este fenômeno. As poucas referências disponíveis na literatura especializada estudaram a questão, principalmente, a partir da associação das respostas dinâmicas (força de reação do solo e pressão plantar) e subjetivas na locomoção. Entretanto, não há trabalhos que associem o comportamento da percepção de carga ao das respostas eletromiográficas, principalmente, na corrida.

Verifica-se, portanto, a existência de protocolos experimentais criados ou para estudar alterações patológicas do sistema somatosensorial na região plantar, como em diabéticos neuropatas, ou para modificar a sensação das solas dos pés gerando superestimulação ou inibição da percepção nesta região. Na maioria destes estudos evidenciaram-se modificações nas respostas dinâmicas e eletromiográficas para o aparelho locomotor se adequar ao controle de carga. Entretanto, não há estudos que propõem um protocolo no qual estas diferentes condições são contempladas e comparadas entre si, assim como, não há na literatura o estudo das relações entre as respostas subjetivas, dinâmicas e eletromiográficas na locomoção (corrida e marcha) entre os grupos com e sem comprometimento das sensações somatosensoriais na região plantar.

Esperam-se correlações fracas entre a percepção e variáveis dinâmicas para os grupos de corredores e atletas de handebol ao correrem com o uso da palmilha, uma vez que, a velocidade do movimento será constante e as cargas mecânicas não serão manipuladas. Na condição de corrida sem o uso da palmilha, acredita-se na obtenção de maiores correlações entre as variáveis dinâmicas e subjetivas, haja vista que, a manipulação do uso da palmilha será utilizada como estratégia de manipulação do conforto na região plantar.

Para os grupos do protocolo da marcha, em decorrência das particularidades do aparelho locomotor de cada grupo selecionado, supõe-se que as correlações entre as variáveis dinâmicas e subjetivas sejam ainda mais fracas para os idosos e, principalmente, para os diabéticos neuropatas.

Das associações entre valores subjetivos e eletromiográficos a hipótese é de haver correlações fortes e significativas para todos os grupos de análise, com a ressalva do grupo de diabéticos neuropatas apresentarem correlações um pouco mais fracas em relação aos demais grupos. Esta suposição é baseada no fato de os músculos possuírem receptores mecânicos importantes, que possam influenciar nas respostas atribuídas às sensações de cargas mecânicas percebidas do meio externo.

2 OBJETIVOS GERAIS E ESPECÍFICOS

Diante das discussões expostas anteriormente e sobretudo da importância do tema para o entendimento dos mecanismos que regem o movimento humano, este estudo terá como objetivo central verificar as correlações obtidas entre a percepção e parâmetros dinâmicos e eletromiográficos da locomoção.

Com vistas a melhor compreender os fatores que modulam a percepção e com o intuito de analisar a correlação entre eles, constituem objetivos específicos do projeto:

- a) Verificar as correlações entre os valores dinâmicos, eletromiográficos e subjetivos na corrida de atletas (corredores e jogadores de handebol) em função do uso da palmilha (calçado com palmilha x calçado sem palmilha).
- b) Verificar as correlações entre os valores dinâmicos, eletromiográficos e subjetivos na marcha de diabéticos neuropatas, de idosos saudáveis e de adultos.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A apresentação de conceitos que auxiliarão a discussão da relação entre as cargas mecânicas e a percepção encontra-se neste tópico. Inicialmente, discute-se a importância do sistema sensorial para captação de estímulos que informam o sistema nervoso acerca das cargas mecânicas, destacando-se as características e funções dos mecanorreceptores. No tópico seguinte, verificam-se as características das diversas escalas destinadas a mensuração da percepção. Posteriormente, abordam-se as características do método usado para determinação da sensibilidade cutânea na região plantar - monofios de Semmens-Weinstein. Como último tópico deste capítulo, serão apresentados resultados de pesquisas anteriores que mostram a relação entre a percepção e as cargas mecânicas na locomoção, bem como, os ajustes mecânicos registrados na locomoção mediante a manipulação das sensações percebidas na região plantar.

3.1 O sistema sensorial – a estrutura e as funções dos mecanorreceptores

O aparelho locomotor recebe continuamente uma grande diversidade e quantidade de informações sensoriais captadas por células especializadas localizadas na pele, nos músculos, nos tendões e nas articulações (GUYTON, 1992). As informações captadas por estas células receptoras são transformadas em

impulsos nervosos e transmitidas ao sistema nervoso. No sistema nervoso, as informações são integradas e comparadas às experiências vivenciadas, permitindo a percepção e a organização de uma resposta adequada ao estímulo recebido (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996; KANDEL, SCHWARTZ & JESSELL, 1995).

As células receptoras são especializadas em captar apenas um tipo específico de estímulo podendo ele ser mecânico, térmico, químico ou luminoso, sendo as células que cumprem tais funções denominadas respectivamente mecanorreceptores, termorreceptores, quimiorreceptores ou fotorreceptores. Já os estímulos que podem gerar danos ao aparelho locomotor são captados pelos nociceptores, estruturas capazes de identificar estímulos de alta frequência (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996).

Em acordo com a estrutura dos mecanorreceptores localizados na pele, articulações e músculos é que o aparelho locomotor formula respostas diferenciadas para reagir aos estímulos mecânicos percebidos no meio ambiente. Ainda que, a construção destas respostas não seja passível de mensuração, é importante conhecer a estrutura e função dos receptores mecânicos do aparelho locomotor, dada a importância destas informações de *inputs* para elaboração dos ajustes mecânicos no movimento (MILANI, 2001).

As terminações nervosas livres, o corpúsculo de Pacini, o corpúsculo de Meissner, o fuso muscular, o órgão tendinoso de Golgi, o corpúsculo de Ruffini e o disco de Merkel são mecanorreceptores especializados em captar as deformações mecânicas impostas aos tecidos e diferem quanto à sua estrutura, localização, função e adaptação ao estímulo captado (KANDEL, SCHWARTZ & JESSELL, 1995).

As terminações nervosas livres são encontradas em qualquer região da pele, nos tecidos articulares e nos órgãos. São constituídas por filamentos nervosos finos de aproximadamente 1-2 μm de diâmetro, que não são revestidos por bainha de mielina, tornando a velocidade de condução do potencial de ação destes filamentos reduzida em relação a uma fibra mielinizada. Estas estruturas são as mais encontradas no aparelho locomotor e têm como função transmitir sensações grosseiras de compressão e estiramento nos tecidos em que estão inseridas, ao passo que a discriminação sobre pequenas alterações dos estímulos que captam são percebidas por sensores mais especializados, como por exemplo, o corpúsculo de Pacini (ENOKA, 2000; SOLOMONOW & KROGSGAARD, 2001).

O corpúsculo de Pacini está localizado na endoderme e em algumas estruturas articulares. É um receptor grande, de cerca de um milímetro de diâmetro e dois milímetros de comprimento, formado por um terminal nervoso de fibra não mielinizada, que é encapsulado por várias camadas concêntricas de tecido conectivo preenchidas por fluido viscoso. Quando estímulos compressivos são aplicados sobre ou removidos desta estrutura ocorre uma deformação na cápsula e na mesma região do terminal nervoso do corpúsculo de Pacini, desencadeando um potencial de ação ao longo da fibra nervosa que é transmitido ao sistema nervoso. Nas articulações, este mesmo mecanismo de percepção do estímulo é gerado quando a articulação for acelerada ou desacelerada. Portanto, na região da endoderme o corpúsculo de Pacini é responsável por informar o sistema nervoso sobre a aplicação e remoção das forças incididas sobre o aparelho locomotor e nas articulações esta estrutura informa o sistema nervoso sobre o início e o término do movimento articular e sobre as deformações articulares (GUYTON, 1977, 1992).

O corpúsculo de Pacini se adapta rapidamente às deformações dinâmicas ocorridas nos tecidos e não é capaz de captar estímulos constantes ou aqueles que não modificam seu estado de equilíbrio, isto se deve à sua característica viscoelástica. A aplicação de um estímulo sobre o corpúsculo de Pacini modificará a distribuição do fluido presente entre suas camadas de tecido conjuntivo gerando um potencial de ação, entretanto, em questão de poucos milésimos ou centésimos de segundos o fluido do interior do corpúsculo se redistribui retornando ao seu estado de equilíbrio, no qual a geração de potencial de ação cessará (GUYTON, 1977, 1992). Em virtude desta característica, o corpúsculo de Pacini responde a estímulos de alta frequência e, bem como, o corpúsculo de Meissner, o fuso muscular e o órgão tendinoso de Golgi, caracteriza-se como um mecanorreceptor de adaptação rápida (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996; LEHMKUHL & SMITH, 1987).

O corpúsculo de Meissner responde a estímulos de compressão de alta frequência quando estes são aplicados ou removidos da pele. Ele está localizado na porção profunda da epiderme, sob regiões que não contêm pêlos, tendo seu eixo longitudinal orientado perpendicularmente à superfície da pele. Possui uma cápsula mais estreita no ápice e mais larga na base que envolve uma complexa rede de filamentos nervosos terminais conectados a uma única fibra nervosa (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996; ROTHWELL, 1994).

O fuso muscular, outro receptor de adaptação rápida, é constituído por um conjunto de fibras musculares especializadas dispostas em paralelo com as fibras

extrafusais do músculo. Estas fibras denominadas intrafusais são envolvidas por uma cápsula de tecido conectivo preenchida por um fluido gelatinoso, sendo sua região central mais larga em relação às extremidades, formando uma estrutura fusiforme. Elas têm de 4 a 10 mm de comprimento, são menores do que as fibras extrafusais, não são contráteis na sua porção central, já que possuem poucas miofibrilas, mas são contráteis nas suas extremidades e se inserem às fibras extrafusais ou ao tendão muscular. Existem dois tipos de fibras intrafusais: as fibras nucleares do tipo bolsa e as fibras nucleares em cadeia. As fibras nucleares do tipo bolsa são mais espessas em todo seu comprimento e possuem núcleos agrupados na sua região central, ao passo que, as fibras nucleares em cadeia são menores, presentes em menor quantidade e há uma única cadeia de núcleos em sua porção central (KANDEL, SCHWARTZ & JESSELL, 1995; LEHMKUHL & SMITH, 1987).

Entrelaçadas às fibras intrafusais, na região central da cápsula de tecido conectivo, encontram-se as fibras sensoriais mielinizadas que transmitem impulsos nervosos rápidos por serem envoltas por uma camada de gordura denominada mielina. Estas informam o sistema nervoso sobre as alterações no comprimento das fibras contidas no fuso muscular. Assim, quando o músculo faz contração excêntrica tanto as fibras extrafusais quanto às fibras intrafusais se deformam aumentando o seu comprimento. Tal estímulo ativa as fibras sensoriais que aumentam a frequência de impulsos nervosos emitidos ao sistema nervoso. Na fase seguinte do movimento, quando o músculo deixa de se contrair excentricamente e passa a se contrair concentricamente, a deformação das fibras extra e intrafusais diminui, reduzindo o grau de estiramento das fibras sensoriais e a frequência de impulsos nervosos emitidos ao sistema nervoso. Portanto, o fuso muscular tem a função de informar o sistema nervoso sobre a posição relativa dos membros que varia de acordo com a contração muscular e a conseqüente alteração do ângulo articular (ENOKA, 2000; KANDEL, SCHWARTZ & JESSELL, 1995; LEHMKUHL & SMITH, 1987).

Outro mecanorreceptor de adaptação rápida é órgão tendinoso de Golgi, formado por uma cápsula localizada entre um conjunto de fibras musculares e o tendão muscular. Esta cápsula contém uma grande quantidade de fibras de colágeno dispostas em série com as fibras musculares. Inseridas nas fibras de colágeno encontram-se fibras terminais amielinizadas, que se convergem em uma única fibra mielinizada de grande diâmetro por onde os impulsos nervosos são transmitidos ao sistema nervoso. Quando o músculo é contraído, as fibras de colágeno presentes na cápsula do órgão tendinoso de Golgi se deformam,

comprimindo os terminais nervosos dispostos entre as fibras, que aumentam a frequência de disparo dos impulsos nervosos emitidos ao sistema nervoso. Com o relaxamento das fibras de colágeno e a redução na compressão das fibras sensoriais a frequência de disparo dos impulsos nervosos diminui. Assim, o órgão tendinoso de Golgi tem a função de informar o sistema nervoso sobre o grau de tensão do tendão muscular, que varia de acordo com a força contrátil do músculo (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996; LEHMKUHL & SMITH, 1987). Nas articulações, estes receptores localizam-se nos ligamentos e discos fibrosos e os sinais transmitidos ao sistema nervoso, o informam sobre as alterações no ângulo articular (SOLOMONOW & KROGSGAARD, 2001).

Além dos mecanorreceptores que se adaptam rapidamente aos estímulos, existem receptores que captam somente os estímulos aplicados ao aparelho locomotor por um período maior. Estes são classificados de mecanorreceptores de adaptação lenta e são representados pelo corpúsculo de Ruffini e disco de Merkel (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996; ROTHWELL, 1994).

O corpúsculo de Ruffini localiza-se na endoderme e nos ligamentos, nas cápsulas e nos discos fibrosos das articulações. É composto por vários terminais nervosos amielinizados, formados com base em uma única fibra nervosa mielinizada, associados a fibras de colágeno e envolvidos por uma cápsula. As deformações impostas na pele e na articulação por um longo período de tempo sensibilizam este receptor que informa o sistema nervoso sobre a presença de forças de compressão contínuas, caracterizando-o como um receptor de adaptação lenta. Nas articulações, esta estrutura também é capaz de informar o sistema nervoso sobre a pressão intra-articular, o posicionamento articular e a velocidade de execução do movimento (ROTHWELL, 1994; SOLOMONOW & KROGSGAARD, 2001).

O disco de Merkel encontra-se na porção superficial da epiderme. As células que o compõe estão dispersas entre as células da epiderme, se distinguindo das mesmas por não possuir queratina. Este conjunto de células é inervado por uma fibra nervosa mielinizada, que emerge de um conjunto de fibras mais profundas. Esta estrutura capta somente estímulos de compressão vertical aplicados sobre a pele. Ele é um receptor de adaptação lenta, que detecta e informa o sistema nervoso sobre a aplicação de forças contínuas nas regiões em que está presente (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996; ROTHWELL, 1994).

Com as descrições acerca dos mecanorreceptores nota-se que, o aparelho locomotor possui estruturas especializadas capazes de captar as mais diversas alterações dos estímulos mecânicos aplicados ao corpo. Estas alterações permitem ao sistema nervoso realizar ajustes no movimento, principalmente, quando este percebe a aplicação de cargas mecânicas expressivas, capazes de aumentar a probabilidade de ocorrência de lesões (MILANI, 2001).

NURSE e NIGG (2001) analisaram as alterações dinâmicas (centro de pressão e distribuição de pressão plantar) e eletromiográficas ocorridas durante o andar ao reduzirem as sensações plantares percebidas pelos sujeitos, através do resfriamento da pele em três áreas distintas da superfície plantar (antepé, retropé e toda superfície plantar). Os autores verificaram que os sujeitos se adaptaram as diferentes condições do experimento, transferindo a aplicação das cargas mecânicas das regiões que possuíam sensibilidade reduzida, em função do resfriamento, para as regiões de maior sensibilidade. Ainda que, a capacidade de adaptação dos sujeitos às diferentes condições do meio fora observada, as respostas subjetivas sobre a ocorrência das alterações evidenciadas no centro de pressão e na distribuição de pressão plantar não foram registradas. Tais registros seriam importantes para permitir a associação entre os comportamentos das variáveis biomecânicas e da percepção durante a execução do movimento, o que, segundo MILANI (2001), pode favorecer a aquisição de informações importantes acerca da influência dos estímulos captados pelos mecanorreceptores nos ajustes realizados pelo sistema nervoso.

Verifica-se, portanto, que o aparelho locomotor possui células receptoras capazes de informar o sistema nervoso sobre a intensidade das cargas externas, permitindo que os sujeitos formulem uma resposta frente à sua percepção. Propõe-se na seqüência uma análise das diferentes estratégias metodológicas empregadas na determinação experimental da percepção, discussão que fornecerá subsídios para delimitar os procedimentos experimentais utilizados neste estudo.

3.2 As escalas de percepção e a determinação das variáveis subjetivas

Com o propósito de relacionar parâmetros mecânicos à percepção, vários autores (HENNIG, VALIANT & LIU, 1996; LAKE & LAFORTUNE, 1998; McCAW, HEIL & HAMILL, 2000; MILANI, HENNIG & LAFORTUNE, 1997; MÜNDERMANN, NIGG, STEFANYSHYN & HUMBLE, 2002; MÜNDERMANN, STEFANYSHYN & NIGG, 2001; ROBBINS & GOUW, 1991) compararam as variáveis cinéticas e

cinemáticas do movimento humano aos níveis de escalas de percepção. Ainda que, o desenvolvimento das escalas de percepção, bem como, sua aplicação seja relativamente antiga (BORG, 1982, 2000; CARTON & RHODES, 1985; HAMPSON *et al.*, 2001; STEVENS, 1956; STEVENS & MACK, 1959), a utilização destas em estudos biomecânicos é bastante recente.

Com a preocupação de estimar a percepção e correlacioná-la aos valores objetivos de esforço vários tipos de escalas foram aprimoradas e utilizadas para quantificar ou categorizar as sensações dos indivíduos. Como em qualquer procedimento metodológico, as escalas de percepção possuem limitações. Estas são decorrentes da variabilidade de respostas obtidas entre os sujeitos ao selecionarem o valor ou a expressão verbal mais adequado ao estímulo percebido.

O uso de uma escala de percepção propicia a avaliação subjetiva do estímulo sob influência das experiências vivenciadas pelo sujeito e da expectativa sobre a intensidade do estímulo que será aplicado (MILANI, 2001). A percepção sobre determinado estímulo torna-se, portanto, uma variável difícil de ser mensurada, já que sujeitos vivenciam diferentes estímulos em suas vidas e a partir destas informações, da expectativa sobre o estímulo e das condições do meio ambiente no momento do experimento, formulam uma resposta bastante pessoal para quantificar suas sensações, que provavelmente não serão equivalentes a de outros sujeitos (LAKE & LAFORTUNE, 1998; MILANI, HENNIG & LAFORTUNE, 1997).

A variabilidade das respostas entre os sujeitos torna-se fator limitante nas escalas de percepção, uma vez que não há um valor equivalente que possa servir como referência para todos os sujeitos (BORG, 1982; LAKE & LAFORTUNE, 1998). Entretanto, na tentativa de reduzir o efeito desta limitação nas medições que visam correlacionar a percepção ao esforço ou à intensidade de determinado estímulo é que se verifica a evolução das escalas de percepção desenvolvidas até o momento.

A evolução e validação das escalas de percepção para utilização em pesquisas científicas são feitas por meio de ajustes matemáticos. Estes ajustes indicam a relação linear obtida entre as variáveis estudadas e são numericamente representados pelo coeficiente de correlação (BORG, 2000; CARTON & RHODES, 1985; HOEL, 1981; LEVIN, 1978; THOMAS & NELSON, 2002).

As escalas de progressão, originalmente desenvolvidas por físicos e psicólogos, são as mais antigas escalas de percepção aplicadas em estudos experimentais. Basicamente elas visam a construção de relações entre a resposta do sujeito mediante a percepção de diferentes estímulos que variam em função do

estímulo referência. O estímulo referência, conhecido e determinado pelo experimentador, é aplicado para obter um valor relativo que facilita as comparações e quantificações dos demais estímulos oferecidos. Estas escalas são construídas segundo dois métodos, proporção e estimativa das magnitudes (BORG, 2000; STEVENS, 1956).

O método de proporção possibilita que se construa uma escala, a partir das sensações descritas pelo sujeito. O pesquisador, a cada tentativa do experimento oferece ao indivíduo um estímulo referência e posteriormente aplica um estímulo de diferente magnitude. O sujeito deverá estimar se o estímulo apresentado é maior ou menor do que o estímulo referência, atribuindo-lhe um valor fracionado ou múltiplo. A repetição sucessiva das tentativas, variando-se a magnitude dos estímulos aplicados permite a construção de uma escala de percepção (BORG, 1982).

Quando a escala é baseada no método de estimativa das magnitudes, uma escala já formada por números que representam a unidade de medida do estímulo é apresentada aos sujeitos e eles simplesmente devem relacionar o estímulo percebido ao valor numérico da escala. As propriedades métricas desta escala devem ser mantidas, de forma que o valor referência esteja representado no centro da escala e os valores mínimo e máximo estejam eqüidistantes a ele (STEVENS, 1956).

LAKE e LAFORTUNE (1998) baseados numa escala de progressão de estimação da magnitude estudaram a correlação entre a percepção e a intensidade da carga mecânica. Tal escala foi representada por valores numéricos que variaram de um a vinte e seis, estando o valor referência estabelecido no valor dez. A construção desta modificando o posicionamento do valor referência compromete as relações métricas da escala, conforme preconiza STEVENS (1956), podendo desfavorecer sua utilização em estudos que objetivam obter correlações entre a percepção e alguma outra variável de interesse.

Outra escala de proporção descrita na literatura é a escala de análogos visuais (VAS, Visual Analog Scale) utilizada principalmente para categorizar a dor. Esta é formada por uma linha que pode variar de dez a quinze centímetros de comprimento e associada às suas extremidades há expressões verbais que denotam sensações extremas sobre o estímulo estudado (PRICE *et al.*, 1983).

| | Classificação da Percepção do Indivíduo | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|----|------------------|--------------------|
| Sensação de bem-estar | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Mal-estar | Bem-estar → |
| Prejudica os pés | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Prejudica | Não prejudica → |
| Adaptação do calçado com os pés | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Não se adapta | Adapta-se → |
| Toque | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Desagradável | Agradável → |
| Liberdade de movimento (cabedal flexível) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Sem liberdade | Com liberdade → |
| Harmonia funcional com as medidas do pé (apertado) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Muito apertado | Excelente calce → |
| Segurança durante o andar | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Inseguro | Seguro → |
| Sensação de seco | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Umedece o pé | Mantém o pé seco → |

FIGURA 1- Escala de percepção de conforto (Adaptada de MÜNDERMANN, STEFANYSHYN & NIGG, 2001)

A escala VAS tem sido utilizada em estudos relacionados à biomecânica que visam verificar o conforto do calçado (MÜNDERMANN *et al.*, 2002; MÜNDERMANN, STEFANYSHYN & NIGG, 2001). Um exemplo da aplicação desta escala é apresentado na FIGURA 1. Ainda que esta possa permitir a correlação entre as variáveis subjetivas e dinâmicas, visto que, suas propriedades métricas estão preservadas, os participantes não possuem uma informação precisa sobre os valores numéricos da escala. A ausência desta informação, segundo BORG (2000), pode dificultar a indicação de um intervalo que represente adequadamente a sensação percebida pelo indivíduo, condição que pode afetar a categorização do estímulo.

Para comparar a percepção e os valores objetivos, Borg desenvolveu escalas de percepção do esforço nas quais valores numéricos e expressões verbais são apresentados aos indivíduos. A escala sobre o índice de esforço percebido de Borg (*ratings of perceived exertion* - RPE) foi construída e desenvolvida para minimizar as diferenças de resultados intersujeitos, adicionando expressões verbais, que

expressam sensações conhecidas pelos sujeitos, aos valores numéricos de hierarquização do esforço (BORG, 1982, 2000; CARTON & RHODES, 1985).

O ponto de partida para aquisição da escala RPE de Borg foi a construção de uma escala de categoria de 7 pontos, na qual o número um estava associado a expressão “muito, muito leve”, o número sete à expressão “muito, muito intenso” e os números intermediários a outras expressões verbais que denotavam uma ordem crescente na intensidade do estímulo (HAMPSON *et al.*, 2001).

A escala de categoria de 7 pontos foi modificada ao serem adicionados uma quantidade maior de pontos e expressões verbais, que propiciaram o aumento da linearidade entre os fatores perceptivos e os fisiológicos, criando-se através destas alterações a escala de categoria de 21 pontos (HAMPSON *et al.*, 2001).

A evolução e o desenvolvimento de uma escala cada vez mais precisa e com relações cada vez mais lineares entre a percepção e o estímulo possibilitou novas transformações em relação à escala anterior, operacionalizada através da escala de 15 pontos de Borg, na qual as expressões verbais eram apresentadas por intervalos eqüidistantes em relação à expressão que exprimia uma sensação intermediária de esforço, no caso “um pouco intenso” (BORG, 2000; CARTON & RHODES, 1985).

| | |
|----|----------------------|
| 6 | Sem nenhum esforço |
| 7 | |
| 8 | Extremamente leve |
| 9 | Muito leve |
| 10 | |
| 11 | Leve |
| 12 | |
| 13 | Um pouco intenso |
| 14 | |
| 15 | Intenso (pesado) |
| 16 | |
| 17 | Muito intenso |
| 18 | |
| 19 | Extremamente intenso |
| 20 | Máximo esforço |

FIGURA 2- Escala RPE de Borg (adaptada de BORG, 2000).

Finalmente, a escala RPE de Borg (FIGURA 2) foi construída por ajustes feitos na escala de 15 pontos, otimizando a relação entre as expressões verbais e o

valor numérico representativo correspondente, não havendo uma distribuição equidistante das expressões verbais como na escala anterior, mas sim um posicionamento mais preciso destas expressões resultando numa maior linearidade entre esforço fisiológico e a percepção (BORG, 2000; CARTON & RHODES, 1985).

HENNIG, VALIANT e LIU (1996) correlacionaram variáveis dinâmicas aos valores de percepção obtidos através da escala de categoria de 15 pontos adaptada da escala proposta por Borg. Esta possuía valores numéricos que variaram de um a quinze e que estavam associados a expressões verbais como demonstra a FIGURA 3. As possíveis interferências associadas às modificações verificadas nesta escala decorreram da utilização de valores numéricos que denotavam a aplicação de cargas mecânicas de baixa magnitude associadas às expressões verbais que classificavam o estímulo como sendo de grande magnitude. Tais alterações podem dificultar a visualização de uma informação clara e precisa ao apresentar a escala ao sujeito durante a execução do movimento estabelecido para o experimento (BORG, 2000). Esta mesma escala foi utilizada no estudo de McCAW, HEIL e HAMILL (2000), ao correlacionarem a percepção e as variáveis dinâmicas do andar, quando dezenove sujeitos caminharam sobre a plataforma de força em velocidade de 2,5 m/s utilizando calçados distintos em relação às características do solado.

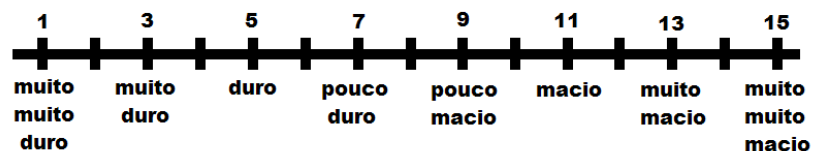


FIGURA 3 - Escala de categoria de 15 pontos para percepção do cushioning (Adaptada de HENNIG, VALIANT & LIU, 1996).

ROBBINS e GOUW (1991) analisaram a correlação entre cargas mecânicas e a percepção de desconforto na região plantar através da utilização de uma escala de percepção que possuía valores numéricos representados por expressões verbais e se assemelhava a escala RPE de Borg (FIGURA 4). A limitação mais significativa desta escala pode estar associada ao fato de haver somente duas expressões verbais que representaram os valores numéricos da escala e por estas expressões serem muito semelhantes (BORG, 1982, 2000).

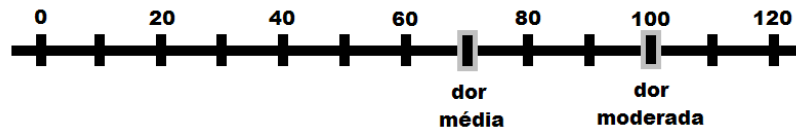


FIGURA 4- Escala de percepção do desconforto (Adaptada de ROBBINS & GOUW, 1991).

MILANI, HENNIG e LAFORTUNE (1997) também utilizaram escala de categoria de 15 pontos de Borg com modificações para correlacionar a percepção de impacto, pressão e pronação aos dados dinâmicos e cinemáticos da corrida. Conforme ilustrado na FIGURA 5, a representação de valores numéricos da escala utilizada variava de um a quinze, estando os valores extremos associados às expressões verbais “baixo impacto, baixa pressão e baixa pronação” e “alto impacto, alta pressão e alta pronação”. De acordo com BORG (1982, 2000), a representação de expressões verbais extremas dificulta ainda mais a comparação das respostas entre os sujeitos, principalmente das respostas intermediárias, tornando esta uma limitação deste estudo.

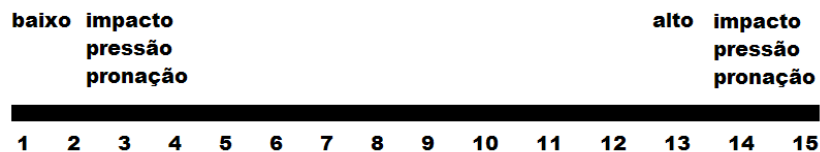


FIGURA 5- Escala de categoria de 15 pontos para percepção do impacto, da pressão e da pronação (Adaptada de MILANI, HENNIG & LAFORTUNE, 1997).

| | Classificação da Percepção do Indivíduo | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|----|------------------|--------------------|
| Sensação de bem-estar | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Mal-estar | Bem-estar → |
| Prejudica os pés | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Prejudica | Não prejudica → |
| Adaptação do calçado com os pés | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Não se adapta | Adapta-se → |
| Toque | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Desagradável | Agradável → |
| Liberdade de movimento (cabedal flexível) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Sem liberdade | Com liberdade → |
| Harmonia funcional com as medidas do pé (apertado) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Muito apertado | Excelente calce → |
| Segurança durante o andar | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Inseguro | Seguro → |
| Sensação de seco | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | ← Umedece o pé | Mantém o pé seco → |

FIGURA 6- Escala desenvolvida pela ABNT para determinação dos níveis de percepção do calce (NBR 14840, 2002).

A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) desenvolveu uma escala de percepção (NBR 14840) que se assemelha às escalas utilizadas nos estudos de ROBBINS e GOUW (1991) e MILANI, HENNIG e LAFORTUNE (1997). Esta contém expressões verbais que caracterizam somente as sensações extremas (FIGURA 6), fato que pode dificultar as comparações intersujeitos. Outra provável interferência nas respostas obtidas dos sujeitos diz respeito à quantidade de informações solicitadas aos indivíduos no procedimento experimental. Sobre esta última consideração, BORG (2000) destaca que o excesso de informações em procedimentos experimentais que utilizam escalas de percepção pode interferir significativamente nos resultados obtidos.

Os estudos biomecânicos que objetivaram verificar as correlações entre as variáveis mecânicas e a percepção utilizaram, em sua maioria, a escala RPE de Borg modificada (HENNIG, VALIANT & LIU, 1996; McCAW, HEIL & HAMILL, 2000; MILANI, HENNIG & LAFORTUNE, 1997; ROBBINS & GOUW, 1991). Apesar das limitações inerentes quanto à avaliação de parâmetros subjetivos, a escala RPE de Borg apresenta valores de correlações da ordem de 0,90 entre a percepção e as variáveis fisiológicas testadas através dela (BORG, 2000).

Além das respostas subjetivas obtidas com as escalas de percepção, podem-se associar informações subjetivas com o grau de sensibilidade cutânea. Para tanto,

utilizam-se os monofilamentos de Semmens-Weinstein, método bastante explorado na área médica para a determinação do limiar de sensibilidade nas regiões periféricas do corpo de indivíduos com neuropatia periférica. Com base na proposta do presente projeto de conhecer a percepção de cargas mecânicas na locomoção, a determinação do limiar de sensibilidade cutânea na região plantar parece ser um dado de grande relevância, principalmente, para caracterização dos grupos de voluntários a serem estudados. Desta forma, a descrição deste instrumento de análise será explorada a seguir.

3.3 Os monofilamentos de Semmens-Weinstein e a determinação do limiar de sensibilidade cutânea na região plantar

O método de avaliação denominado de monofilamentos de Semmens-Weinstein (FIGURA 7) é formado por filamentos de diferentes espessuras e sem ponta cortante, que ao serem aplicados um a um contra a superfície da pele geram uma força de pressão que pode ou não ser identificada pelo sujeito que recebe tal estímulo.

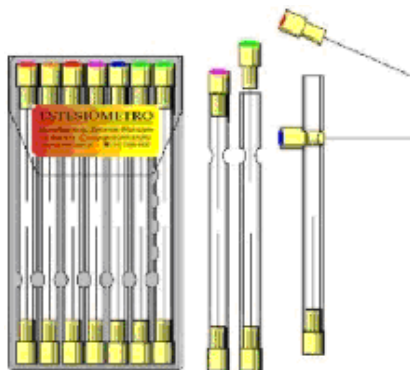


FIGURA 7 - Monofilamentos de Semmens-Weinstein (SORRI Bauru[®]).

Além dos monofilamentos de Semmens-Weinstein fabricados pela North Coast Medical, kits de outras marcas também estão presentes no mercado. Para entender a precisão e a confiabilidade das mensurações feitas por estes kits, os autores BOOTH e YOUNG (2000) citam alguns fatores intrínsecos e extrínsecos que interferem nos registros de dados adquiridos com este instrumento. Dentre os extrínsecos apontam a resposta do avaliado como fator de interferência, por ser subjetiva e depender do seu nível de atenção para responder ao estímulo; já os fatores intrínsecos estão relacionados às características do equipamento, que dependem do modo como são confeccionados; ou seja, diferenças no diâmetro,

comprimento e módulo de elasticidade dos filamentos alteram o estímulo de pressão aplicado sobre a pele do avaliado.

Considerando os fatores intrínsecos, que podem ser manipulados, a categorização da sensibilidade dependerá essencialmente da força aplicada na área de interesse, entretanto, esta varia em decorrência da espessura dos filamentos. Com isso, quando menor for a espessura do filamento, menor será a força exercida para envergá-lo e maior será a sensibilidade na região na qual este filamento de menor espessura for percebido pelo voluntário, definindo-se, portanto, o limiar de sensibilidade à pressão na região da pele analisada (BELL-KROTOSKI e TOMANICK, 1987; BELL-KROTOSKI *et al.*, 1995; OLMOS *et al.*, 1995; BOOTH e YOUNG, 2000).

As diferentes espessuras dos filamentos determinam a calibração do instrumento e, sua manutenção no processo de fabricação, a capacidade de reprodutibilidade dos dados adquiridos. Tais características dos monofilamentos disponíveis no mercado foram testadas por diversos autores (BELL-KROTOSKI e TOMANICK, 1987; RITH-NAJARIAN; STOLUSKY e GOHDES 1992; BELL-KROTOSKI *et al.*, 1995; OLMOS *et al.*, 1995; BOOTH e YOUNG, 2000), que comprovaram a validade das aferições feitas com estes instrumentos. Entretanto, como já informado, há variações na precisão dos dados entre as diferentes marcas.

BOOTH e YOUNG (2000) testaram através de um ensaio mecânico, 160 filamentos novos de 10 gramas, de quatro marcas diferentes, com o uso de uma célula de carga que registrou a força de pressão máxima gerada pelo filamento após este ser envergado em 10 milímetros de comprimento. Identificaram que os filamentos das marcas Bailey Instruments e Owen Mumford foram os mais precisos, apresentando 100% na reprodução das respostas de pressão de 10 gramas. Os monofilamentos de Semmens-Weinstein apresentaram uma precisão de 70% no mesmo teste e os da marca Timesco/Sensory Testing Systems de 50%.

RITH-NAJARIAN; STOLUSKY e GOHDES (1992), utilizando uma metodologia semelhante à de BOOTH e YOUNG (2000), identificaram uma variação na calibração de apenas 10% com o uso dos monofilamentos de Semmens-Weinstein, resultado que corrobora com os de BELL-KROTOSKI e TOMANICK (1987).

Em acordo com os autores dos estudos supracitados, as variações constatadas na precisão dos monofilamentos de Semmens-Weinstein não comprometem a validade dos dados adquiridos com este instrumento. Desta forma,

não somente na prática clínica, mas também em artigos científicos (AHRONI, BOYKO e FORSBERG, 1999; NURSE e NIGG, 1999; PERRY, HALL e DAVIS, 2002; EILS *et al.*, 2002; SACCO *et al.*, 2007) que objetivam classificar a sensibilidade na região plantar de seus participantes, faz-se uso dos monofilamentos de Semmens-Weinstein, motivo pelo qual se optou pela determinação do limiar de sensibilidade na região plantar neste projeto a partir do uso deste instrumento de análise.

Destaca-se ainda, a possibilidade de aplicação do teste por diferentes experimentadores sem comprometimento da reprodutibilidade dos resultados. Este achado foi descrito por BELL-KROTOSKI e TOMANCIK (1987), ao constatarem que cinco experimentadores diferentes usando um kit com sete filamentos, após envergarem 15 vezes o mesmo filamento na superfície de registro e repetir o procedimento sete vezes, não apresentaram diferenças significativas nos valores de força mensurados entre os experimentadores, tanto na comparação destes valores intra e como inter-filamentos.

Os valores normativos para classificar sujeitos com e sem comprometimento da sensibilidade cutânea são estabelecidos em função da espessura dos filamentos. Estes valores são baseados nas especificações que os fabricantes dos filamentos disponibilizam com o instrumento (QUADRO 1).

QUADRO 1- Limiar de Sensibilidade cutânea estabelecido no kit de monofilamentos North Coast® (2000).

| Índice do filamento | Força em gramas | Diâmetro (mm)* | Representação | Limiar na Superfície Plantar |
|---------------------|-----------------|----------------|---------------|---|
| 1.65 | 0,008 | 0,064 | Verde | Normal |
| 2.36 | 0,02 | 0,076 | | |
| 2.44 | 0,04 | 0,102 | | |
| 2.83 | 0,07 | 0,127 | | |
| 3.22 | 0,16 | 0,152 | | |
| 3.61 | 0,4 | 0,178 | Azul | |
| 3.84 | 0,6 | 0,203 | Roxo | Diminuição ao toque leve |
| 4.08 | 1 | 0,229 | | |
| 4.17 | 1.1 | 0,254 | | |
| 4.31 | 2 | 0,305 | | |
| 4.56 | 4 | 0,356 | Vermelho | Diminuição Sensação de Proteção Perda da Sensação de Proteção |
| 4.74 | 6 | 0,381 | | |
| 4.93 | 8 | 0,406 | | |
| 5.07 | 10 | 0,432 | | |
| 5.18 | 15 | 0,438 | | |
| 5.46 | 26 | 0,559 | | |
| 5.83 | 60 | 0,711 | | |
| 6.1 | 100 | 0,813 | | |
| 6.45 | 180 | 1,016 | | |
| 6.65 | 300 | 1.143 | | |

JENG, MICHELSON e MIZEL (2000) utilizaram os monofilamentos de Semmens-Weinstein para avaliar o limiar de sensibilidade cutânea em 14 locais da região plantar e cinco da dorsal (pés direito e esquerdo), de 40 sujeitos saudáveis, com idade entre 18 e 22 anos. Verificaram que, as respostas dos sujeitos indicando a percepção do estímulo de pressão para todas as regiões analisadas foram adquiridas com o valor médio do índice do filamento em 3.63, definindo este como o valor normativo de limiar de sensibilidade cutânea para sujeitos que não possuem qualquer tipo de alteração neural que comprometa a percepção deste estímulo.

Valor normativo semelhante de limiar de sensibilidade (3.61) foi registrado no estudo de BELL-KROTOSKI *et al.* (1995) ao determinarem a identificação do estímulo de pressão de 92 sujeitos saudáveis, em sete regiões das plantas dos pés, com os monofilamentos de Semmens-Weinstein.

Com base nos resultados dos estudos de BELL-KROTOSKI *et al.* (1995) e JENG, MICHELSON e MIZEL (2000), adotou-se o filamento de índice 3.61 do kit do fabricante North Coast®, como o referência para classificar a ausência de alterações neurais na região plantar.

O índice do filamento para determinação do valor normativo de sensibilidade cutânea também foi estabelecido para idosos. Segundo JENG, MICHELSON e MIZEL (2000), ao avaliar a sensibilidade plantar de idosos com faixa de idade entre 60 e 63 anos identificaram-se os filamentos de índice 4.17 e 4.31, como aqueles que melhor representam o limiar de sensibilidade cutânea desta população. Ao associar este valor aos obtidos com os adultos saudáveis, verifica-se alguma perda na sensibilidade cutânea dos idosos saudáveis, provavelmente, decorrente do processo de envelhecimento.

Sujeitos que possuem comprometimento na percepção de estímulos periféricos também foram avaliados para identificação do valor normativo do índice do filamento, que foi definido em 5.07. Segundo OLMOS *et al.* (1995), este limiar predispõe o portador de diabetes mellitus ao desenvolvimento de ulcerações na região plantar, indicativo de perda de sensibilidade, que compromete o controle de cargas mecânicas na região.

Os valores normativos discutidos anteriormente servirão de referência para classificar os grupos de voluntários do projeto segundo o grau de sensibilidade plantar apresentado por eles.

Uma vez discutido os métodos de aquisição das respostas subjetivas, os resultados referentes ao estudo das correlações entre as variáveis biomecânicas e os valores de percepção será o tema de discussão do próximo tópico.

3.4 A percepção das respostas dinâmicas na locomoção

Já é sabido que o controle mecânico do movimento depende das sensações percebidas pelo sujeito do meio externo (MILANI, 2001 e NURSE E NIGG, 2001), entretanto, a forma de controle estabelecida pelo sistema é desconhecida. Para melhor compreender este fenômeno, manipulações na sensibilidade cutânea nos movimentos de locomoção são utilizadas como estratégias de perturbação do aparelho locomotor para o estudo dos ajustes mecânicos .

Dentre os ajustes mecânicos estudados destacam-se as respostas dinâmicas do movimento (força de reação do solo e pressão plantar) na marcha e na corrida, alteradas em função: da modificação nas características de construção do calçado esportivo (tipo de solado, da manipulação do uso de palmilhas); da manipulação da rugosidade do piso sobre o qual o movimento é realizado; e da redução de sensibilidade plantar induzida com aplicação de gelo ou anestésicos na região plantar.

Além disso, a comparação do padrão de movimento de sujeitos portadores de neuropatia periférica com aqueles que possuem as sensações plantares preservadas também é investigada para melhor compreensão do fenômeno.

Desta forma, os tópicos subsequentes discutirão os resultados das pesquisas que abordam esta linha de conhecimento.

3.4.1 A percepção das respostas dinâmicas na corrida

Para estudar a percepção mecânica, simulando as cargas recebidas na corrida, ROBBINS e GOUW (1991) aplicaram forças verticais na região plantar e horizontais na região posterior ao calcâneo em vinte sujeitos que permaneceram sentados em uma cadeira com o joelho fletido a 90° (FIGURA 8). Entre o pé e a superfície de apoio foram colocados três tipos de materiais com densidades distintas, sendo um de superfície irregular e dois de superfície regular, que, segundo os autores, simulavam as situações descalço e calçado, respectivamente. Quando a magnitude das cargas externas e as superfícies de contato eram modificadas, os participantes estimavam a percepção de desconforto pautados na escala (FIGURA 4). Os resultados evidenciaram que a percepção aumentava em função do aumento

da intensidade da carga vertical e/ou horizontal e da utilização da superfície de contato irregular. Em relação à intensidade da carga, somente quando foram aplicadas cargas superiores a $0,4 \text{ kg.cm}^{-2}$ as correlações com a percepção foram significativas. Quando da utilização da superfície de contato irregular, aplicada na tentativa de simular as condições impostas pela ausência do calçado, a percepção de desconforto foi maior e diferiu dos valores de percepção obtidos para as superfícies regulares ($p < 0,05$).

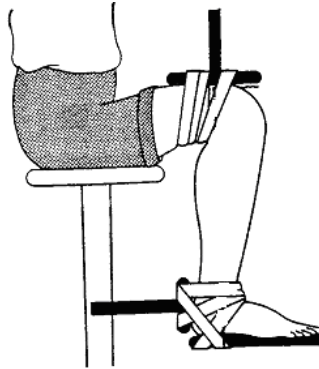


FIGURA 8– Aparato experimental utilizado por ROBBINS & GOUW (1991) para verificar a percepção do desconforto dos sujeitos ao serem aplicadas cargas compressivas nas regiões do calcanhar e joelho.

Baseado nos resultados obtidos, os autores propuseram que, a melhora da percepção em uma condição que pretensamente simulava o pé descalço poderia sinalizar que nesta situação haveria condições ideais para adoção de estratégias de controle de choque mecânico mais eficientes. Deve-se considerar que nas coletas as cargas foram aplicadas em toda região da superfície plantar dos pés dos voluntários e tanto magnitude quanto a área de aplicação destas eram consideradas ao se estabelecer a correlação com a percepção, representando valores associados às medidas de pressão e não às medidas de choque mecânico. Somado as evidências anteriores, a manipulação da magnitude das cargas através de diferentes superfícies de contato, principalmente ao simularem a condição descalço (superfícies irregulares), dificilmente reproduziu as sensações percebidas na execução do movimento por serem mensuradas em toda superfície plantar, diferente do que ocorre no início da fase de apoio da locomoção (apoio somente com o calcanhar), e pelo fato da superfície irregular não possuir as mesmas características dos pisos irregulares.

LAKE e LAFORTUNE (1998) realizaram experimento semelhante ao de ROBBINS e GOUW (1991). Utilizando o procedimento experimental ilustrado na

FIGURA 9, dezenove sujeitos quantificaram a percepção de carga, pautados em uma escala que variou de um a vinte e seis pontos, ao contatarem a plataforma de força montada na parede. Para garantir a variação da carga externa aplicada modificou-se a velocidade de contato do membro inferior e as densidades das superfícies de interface entre o pé do sujeito e a plataforma, simulando o uso de calçados de densidade de solados diferentes. A percepção de carga aumentou nas condições em que as maiores velocidades foram impostas. Sabendo que, a intensidade da força de reação do solo (FRS) aumenta com o aumento da velocidade do movimento (CAVANAGH & LAFORTUNE, 1980; NIGG, 1986), verificou-se que os sujeitos perceberam cargas de maior intensidade, em acordo com os resultados apresentados por ROBBINS e GOUW (1991). Valores expressivos foram obtidos na determinação da correlação entre a percepção de carga, o pico da componente vertical (F_{y1}) da FRS ($r = 0,92$), o gradiente de crescimento (GC) da FRS ($r = 0,99$) e o pico de pressão plantar na região do calcanhar ($r = 0,95$).

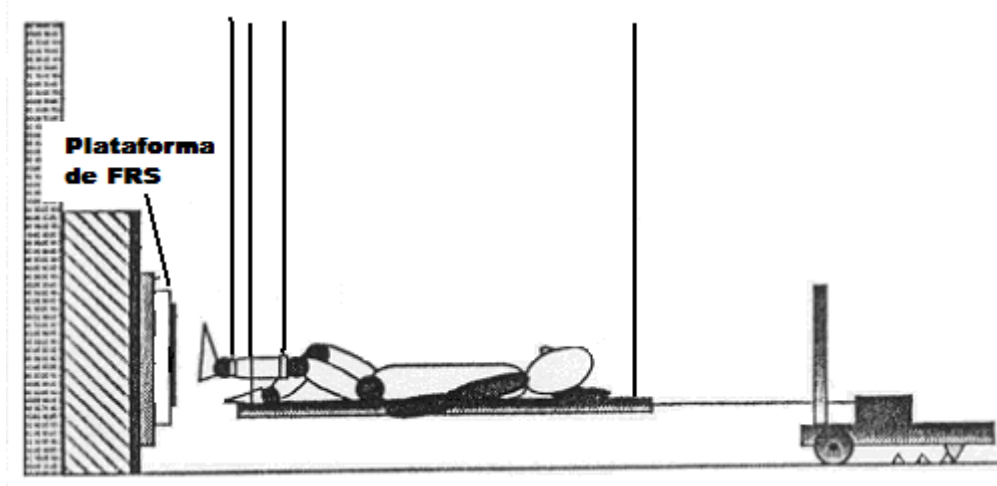


FIGURA 9- Aparato experimental utilizado no estudo de LAKE & LAFORTUNE (1998) para verificarem a percepção de carga mecânica dos sujeitos ao simularem a fase de contato inicial da corrida.

As superfícies regulares de maior densidade foram percebidas como as que geravam maior estresse mecânico, diferindo dos resultados verificados por ROBBINS e GOUW (1991) que apontam que somente as superfícies irregulares otimizavam a percepção das cargas mecânicas. Desta forma, LAKE e LAFORTUNE (1998) concluíram que os sujeitos eram capazes de perceber cargas de diferentes magnitudes com superfícies regulares de interface entre o pé e o solo, situação que simula a utilização de calçado esportivo, o que indica que este implemento não

prejudica a percepção dos estímulos externos como sugerido por ROBBINS e GOUW (1991).

HENNIG, VALIANT e LIU (1996) estudaram a percepção das cargas mecânicas de quatorze voluntários que correram a uma velocidade média de 3,3 m/s sobre uma esteira e sobre uma plataforma fixa no solo para que as variáveis relacionadas a componente vertical da FRS fossem mensuradas e correlacionadas às variáveis subjetivas, quantificadas a partir da escala ilustrada na FIGURA 3. A estratégia utilizada para variar a magnitude da força consistiu na utilização de três calçados com densidades de materiais dos solados distintas (duro, médio e macio). Diferente do verificado nos estudos de LAKE e LAFORTUNE (1998) e ROBBINS e GOUW (1991) F_{y1} apresentou uma correlação negativa com os dados subjetivos ($r^2 = -0,99$). Uma correlação significativa foi novamente observada entre a percepção, o GC ($r^2 = 0,89$) e a frequência média da força vertical ($r^2 = 0,99$). Além das variáveis relacionadas à componente vertical da FRS, a correlação entre o pico de pressão plantar e a respostas subjetivas também foi calculada, apresentando valores de 0,97 e 0,98, ao considerarem as regiões do calcanhar e do antepé, respectivamente. Vale ressaltar que a estratégia utilizada para variar as intensidades das cargas aplicadas aos sujeitos pode ter sido fator limitante deste estudo, uma vez que, apenas três estímulos diferentes e, portanto, três valores de percepção estavam sendo correlacionados com as variáveis dinâmicas, o que comprometeu a obtenção de um comportamento que reproduzisse o agrupamento correto entre valores registrados (HOEL, 1981; LEVIN, 1978; THOMAS & NELSON, 2002).

As intensidades das cargas foram manipuladas no estudo de MILANI, HENNIG e LAFORTUNE (1997) pela utilização de oito tipos de calçados com características de solados distintas. Vinte e sete sujeitos correram (3,3 m/s) sobre uma plataforma de força com a qual foram mensuradas as variáveis dinâmicas do movimento, que posteriormente foram correlacionadas as variáveis subjetivas obtidas da escala de percepção representada na FIGURA 5. As variáveis dinâmicas que evidenciaram correlação positiva com a percepção de carga foram o GC ($r = 0,82$), a frequência média da força vertical ($r = 0,98$), os picos de pressão nas regiões do calcanhar ($r=0,93$), médio-pé ($r=0,66$) e antepé ($r=0,07$). Os valores de F_{y1} apresentaram, em acordo com os resultados de HENNIG, VALIANT e LIU (1996), uma correlação significativa e negativa com os valores subjetivos ($r = -0,73$).

Ainda que a quantidade de estímulos oferecidos no experimento de HENNIG, VALIANT e LIU (1996) seja maior do que no de MILANI, HENNIG e LAFORTUNE

(1997), ambos utilizaram cargas mecânicas de intensidades muito semelhantes, fato que pode ter comprometido a discriminação e quantificação dos estímulos pelos voluntários. Já os resultados de LAKE e LAFORTUNE (1997) obtiveram melhores respostas de percepção de carga, ao utilizarem variações mais significativas na sua intensidade entre as condições do experimento. Estes argumentos podem indicar que a intensidade das cargas impostas aos sujeitos interfere nas respostas sobre a percepção dos estímulos.

Resultado que corrobora com as suposições anteriores foi evidenciado no estudo de BRANDINA (2004), ao analisar a percepção de estímulos mecânicos de dez sujeitos saudáveis, na corrida em velocidade constante e nos saltos realizados em diferentes alturas (0,20; 0,40; 0,60 e 0,80m). As correlações significativas obtidas entre as variáveis dinâmicas e a percepção foram mais fortes para a aterrissagem dos saltos ($Fy1$, $r=0,39$; Δt $Fy1$, $r=0,50$; I_{50} , $r=-0,23$; GC , $r=0,27$) do que para a corrida ($Fy1$, $r=0,09$; Δt $Fy1$, $r=0,14$; I_{50} , $r=0,05$) em velocidade constante, indicando maior facilidade do sistema em perceber cargas com intensidades variadas do que constantes.

3.4.2 Ajustes dinâmicos na marcha devido à manipulação dos estímulos mecânicos na superfície plantar

Técnicas de estimulação (uso de palmilhas texturizadas) ou de inibição (bloqueio isquêmico com uso de gelo) das sensações na região da sola dos pés são empregadas para modificar a percepção de cargas e estudar as alterações nas respostas dinâmicas para controle mecânico (EILS *et al.*, 2002; EILS *et al.*, 2004; NURSE *et al.*, 2005).

NURSE *et al.* (2005) estudaram o efeito do uso de palmilhas texturizadas nas respostas dinâmicas da marcha de 15 voluntários saudáveis. Os resultados dinâmicos apresentaram maiores valores de $Fy1$ (+1,5%) e maiores valores de Δt $Fy1$ (de 14,5 ms para 15,9 ms) com o uso da palmilha texturizada, indicando uma tentativa de controle de carga maior nesta condição. A ocorrência de tal controle deve-se ao aumento do tempo de aceitação do peso corporal no início do apoio, ao notarem um valor de carga mecânica imposto ao corpo maior neste mesmo instante. Somando os resultados deste estudo com os de ROBBINS e GOUW (1991), acredita-se que as superfícies irregulares estimulam os mecanorreceptores da região plantar, que, por consequência, informam o sistema nervoso sobre a necessidade de ter maior cautela na realização do movimento.

No estudo anterior, verificou-se alterações nos parâmetros dinâmicos da marcha ao estimular as sensações plantares por meio do uso de palmilha texturizadas, a seguir os resultados das pesquisas que visam diminuir os estímulos sensoriais nesta mesma região serão apresentados.

EILS *et al.* (2004) estudaram os efeitos na força de reação do solo na marcha de 20 sujeitos saudáveis após imergir os pés dos voluntários em água gelada. Evidenciaram que, no contato inicial do pé com o solo, o tempo para ocorrência de F_{y1} aumentou (de $27\pm 3\%$ para $29\pm 4\%$ do ciclo da marcha) e o pico de força de desaceleração diminuiu (de $8,1\pm 2,2\%$ para $7,2\pm 1,6\%$ do peso corporal) com o resfriamento da superfície plantar. Para esta mesma condição, na fase de propulsão o valor do pico de força de aceleração apresentou redução, de $23,4\pm 3,8\%$ para $21,1\pm 3,9\%$ do peso corporal. Verifica-se, portanto que, os parâmetros dinâmicos também são alterados com a restrição dos *inputs* sensoriais percebidos pelos voluntários na marcha, demonstrando a execução de um movimento mais cauteloso para otimização do controle de cargas mecânicas e do equilíbrio corporal, em virtude da maior desaceleração do corpo no contato inicial e menor propulsão na fase final do apoio da marcha.

Alterações na distribuição de pressão plantar da marcha foram analisadas por NURSE e NIGG (2001) ao reduzirem as sensações plantares percebidas pelos sujeitos ($n=10$) com o resfriamento da pele em três áreas distintas (antepé, retopé e toda superfície plantar). Cada uma destas condições foi comparada à condição controle, na qual nenhuma porção da superfície plantar foi resfriada. Ao comparar as condições de resfriamento na região do antepé com a controle, os autores evidenciaram maiores valores do pico de pressão na região medial do arco plantar (de $12,9\pm 11\text{kPa}$ para $15,1\pm 14\text{kPa}$) e menores valores na região dos dedos (de $134,1\pm 60\text{kPa}$ para $124,7\pm 67\text{kPa}$) para a condição de resfriamento. Entre as condições de resfriamento do retopé e a controle, os valores de pico de pressão no calcanhar diminuíram (de $371,9\pm 65\text{kPa}$ para $328,1\pm 53\text{kPa}$), e no hálux (de $312,4\pm 114\text{kPa}$ para $332,3\pm 101\text{kPa}$), dedos (de $130,2\pm 52\text{kPa}$ para $139,9\pm 80\text{kPa}$) e porção medial do mediopé (de $11,6\pm 13\text{kPa}$ para $19,3\pm 17\text{kPa}$) aumentaram na condição de resfriamento. Ao considerar o resfriamento de toda a superfície plantar e a condição controle, as regiões do calcanhar (de $361,3\pm 74\text{kPa}$ para $336\pm 62\text{kPa}$), hálux (de $316\pm 108\text{kPa}$ para $272,1\pm 96\text{kPa}$) e dedos (de $125,4\pm 50\text{kPa}$ para $108,6\pm 55\text{kPa}$) apresentaram valores de pico de pressão reduzidos; já nas cabeças dos metatarsos (de $339,1\pm 54\text{kPa}$ para $360\pm 85\text{kPa}$) os valores de pressão

aumentaram na condição do resfriamento. Os autores evidenciaram com estes resultados que, na ausência de *inputs* sensitivos que possam informar o corpo sobre as condições externas de cargas ou equilíbrio, o sistema se reajusta buscando, informações nas áreas com sensibilidade preservada; ou ainda, na ausência total de estímulos externos (toda superfície plantar resfriada), ele modifica a distribuição de forças sobre a região plantar para evitar sobrecarga local.

EILS *et al.* (2002) ao analisar a distribuição de pressão plantar na marcha, de 40 sujeitos saudáveis, utilizando o resfriamento da superfície plantar, evidenciaram os mesmos resultados descritos por NURSE e NIGG (2001).

Uma amostra da população de diabéticos neuropatas, que apresenta sensibilidade plantar reduzida, devido às lesões dos nervos periféricos decorrentes do processo degenerativo do aparelho locomotor causado pela doença (SACCO e AMADIO, 2003), também é foco de estudo deste projeto. Para tanto, é importante apresentar as alterações nas respostas dinâmicas da marcha destes sujeitos frente a esta alteração sensorial.

SACCO e AMADIO (2000) estudaram os parâmetros dinâmicos da marcha de de trinta e seis sujeitos divididos em três grupos: diabéticos neuropatas, diabéticos não neuropatas e não diabéticos (grupo controle). Verificaram uma tendência hierárquica no aumento nos valores dos picos de pressão nas regiões do hálux, calcanhar e porções lateral e medial do ante-pé do grupo de diabéticos neuropatas para diabéticos não-neuropatas e dos diabéticos não-neuropatas para o grupo controle, mostrando a interferência no controle de cargas pelo comprometimento da percepção das sensações externas. Já, os resultados dos parâmetros dinâmicos da força de reação do solo apresentados por eles, apontam para redução da força de reação do solo no instante do contato inicial do calcanhar entre o grupo de diabéticos não neuropatas e o controle ($Fy1$ de 1,18 para 1,06, $p=0,03$), condição que replete a tentativa de otimizar o controle de cargas externas do grupo que ainda possui as sensações periféricas percebidas do meio externo preservadas.

Ainda que, as respostas dinâmicas apresentem alterações de comportamento nas diferentes condições de execução dos movimentos de locomoção, visando o controle de choque mecânico, não é sabido se estes parâmetros podem ser representativos para compreender as respostas subjetivas atribuídas pelos sujeitos, sendo este o principal objeto de investigação deste projeto.

3.5 Ajustes eletromiográficos na marcha devido à manipulação dos estímulos mecânicos na superfície plantar

Até o presente momento, não há estudos científicos que objetivaram relacionar as variáveis eletromiográficas e subjetivas na corrida, fato que gerou interesse na investigação desta abordagem, por haver a possibilidade de adquirir dados importantes com a associação destas respostas para compreensão do fenômeno de controle de carga.

O respaldo para as considerações anteriores pode ser conseguido com a apresentação de resultados de estudos que analisam as alterações nas ações musculares na marcha, ao manipularem as sensações externas percebidas pelos voluntários das pesquisas ou ao estudarem o comportamento dos dados eletromiográficos no controle de carga da marcha de diabéticos neuropatas.

Os parâmetros eletromiográficos da marcha de 15 sujeitos foram analisados por NURSE *et al.* (2005), ao manipularem a rugosidade da palmilha utilizada no calçado (lisa e texturizada). Diferenças significativas foram encontradas entre as condições do experimento, visto que, houve uma diminuição da atividade do músculo tibial anterior, na fase de apoio, e do músculo sóleo, na fase de propulsão, quando do uso da palmilha texturizada. Este comportamento fez com que o tornozelo ficasse mais estendido no apoio e menos estendido na propulsão, indicando maior controle de carga no início do apoio, pelo aumento da área de contato da região plantar com o solo, e menor geração de força no final do apoio, provavelmente, para diminuir a força de reação do solo aplicada sobre o aparelho locomotor com a palmilha texturizada nesta fase.

Os efeitos na atividade muscular da marcha, de 20 sujeitos saudáveis, após imersão da sola dos pés em água gelada foi verificado por EILS *et al.* (2004) e comparada a condição controle (sem resfriamento na região plantar). Os músculos extensores de tornozelo (m. gastrocnêmio medial e m. sóleo) mostraram maior atividade no início do apoio quando comparado ao músculo flexor tibial anterior, devido à menor dorso flexão do tornozelo apresentada na condição experimental; enquanto que, na fase de propulsão, os músculos gastrocnêmio medial e bíceps femoral reduziram a atividade para diminuir a propulsão do movimento nesta mesma condição. Estes resultados novamente mostram alterações na atividade eletromiográfica dos músculos para controle de carga na marcha, em função da privação das sensações mecânicas induzidas pelo resfriamento da região plantar.

Respostas eletromiográficas da marcha para indivíduos que não são induzidos a perda de percepção externa momentânea, mas que, apresentam esta condição por portarem a neuropatia periférica decorrente do diabetes são discutidas no estudo de SACCO e AMADIO (2003). Os autores apontam para um atraso no pico de ativação dos músculos tibial anterior e vasto lateral de diabéticos neuropatas no início da fase de apoio. O comportamento apresentado pelo músculo tibial anterior pode comprometer o controle do aplainamento do pé no solo e gerar a aplicação de maiores cargas na região anterior do pé. Já o atraso constatado no músculo vasto lateral pode comprometer o controle do choque mecânico aplicado ao corpo no início do apoio. Com isso, os autores concluem que as alterações no padrão de atividade muscular apresentadas podem implicar na deficiência do controle de choque mecânico na marcha de diabéticos neuropatas.

Os estudos abordados neste capítulo indicam que, as respostas eletromiográficas podem variar entre as diferentes condições (uso de palmilhas texturizadas, resfriamento da superfície plantar e presença de neuropatia periférica) na tentativa de tornar as estratégias de controle das cargas externas aplicadas ao corpo mais eficiente. Entretanto, questiona-se ainda se este parâmetro pode ser representativo para compreender as respostas subjetivas fornecidas pelos sujeitos na execução do movimento de locomoção.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Amostra

A amostra selecionada para o estudo foi composta por 29 voluntários, divididos em quatro grupos: corredores (C), atletas de handebol (H), idosos (I), diabéticos neuropatas (DN) e adultos (A).

Inicialmente, analisar-se-iam de oito a doze voluntários de cada grupo, entretanto, alguns fatores comprometeram o alcance desta meta.

O primeiro fator está vinculado à extensão do protocolo experimental, uma média de três horas era necessária para completar cada sessão de coleta de dados. Com isso, os corredores e atletas de handebol muitas vezes não aceitavam participar do experimento para não comprometer dias de treino e para se preservarem para as competições.

Para o grupo de diabéticos, o número de participantes inicial da pesquisa não foi alcançado devido à identificação de fatores adotados com critérios de exclusão

de voluntários da pesquisa, como a presença de cardiopatia, que surgiram com o avanço da gravidade da doença.

Já o grupo de idosos teve registros de movimentos desconsiderados por problemas técnicos gerados pela perda de sincronização entre dados cinéticos e eletromiográficos que ocorreram no período da coleta de dados.

Após tais explicações, descreve-se a seguir as características físicas e o número de voluntários participantes em cada grupo deste estudo.

Os corredores e atletas de handebol efetuaram o protocolo de corrida com a manipulação do uso da palmilha do calçado esportivo. As características físicas e o número de voluntários estudados constam na TABELA 1.

TABELA 1- Média e desvio padrão da idade, massa corporal e estatura dos grupos de corredores e atletas de handebol que realizaram o movimento de corrida.

| Grupos | Número de voluntários | Idade (anos) | Massa corporal (kg) | Estatura (m) |
|---------------------|-----------------------|--------------|---------------------|----------------|
| Corredores | 5 | 28 (8) | 65 (7) | 1,70 (0,03) |
| Atletas de handebol | 6 | 25 (5) | 76 (15) | 1,70 (0,06) |

Os grupos de corredores e atletas de handebol foram inseridos no estudo em acordo com os seguintes critérios: período mínimo de treino semanal de três horas e ausência de lesões ósteo-mio-articulares, que impedissem a plena realização da corrida. Para tanto, previamente à coleta de dados, os voluntários responderam a um questionário de anamnese ortopédica.

A justificativa para seleção destes grupos deve-se ao fato de experimentarem diferentes tipos de cargas nas respectivas modalidades esportivas. O grupo de corredores está habituado a receber cargas de intensidades semelhantes por variarem pouco a velocidade do movimento; enquanto que, os jogadores de handebol experimentam cargas de intensidades mais variadas por executarem uma modalidade esportiva que combina saltos, corridas e movimentos de mudança de direção, acelerando mais o centro de gravidade tanto na direção vertical como na horizontal, culminando em cargas mecânicas mais intensas ao contatarem o solo (CAVANAGH & LAFORTUNE, 1980; NIGG, 1986). Em acordo com estas vivências distintas, no que diz respeito à intensidade das cargas mecânicas aplicadas ao

corpo, e da influencia que tais vivências podem gerar nas respostas subjetivas (LAKE & LAFORTUNE, 1998; MILANI, HENNIG & LAFORTUNE, 1997), selecionou-se estes grupos para averiguar se as sensações mecânicas na região plantar são influenciadas pelo tipo de experiência motora vivenciada pelos voluntários.

O interesse na investigação do comportamento das respostas subjetivas frente às alterações nas sensações mecânicas na região plantar motivou a escolha dos grupos de voluntários que realizaram o movimento da marcha: diabéticos neuropatas, idosos e adultos. O número de participantes e as características físicas deles estão relatados na TABELA 2.

TABELA 2- Média e desvio padrão da idade, massa corporal e estatura dos grupos de diabéticos neuropatas, idosos e adultos que realizaram o movimento de corrida.

| Grupos | Número de voluntários | Idade (anos) | Massa corporal (kg) | Estatura (m) |
|-----------------------|-----------------------|--------------|---------------------|----------------|
| Diabéticos neuropatas | 5 | 65 (9) | 75 (7) | 1,73 (0,14) |
| Idosos | 5 | 63 (4) | 66 (24) | 1,61 (0,15) |
| Adultos | 8 | 28 (5) | 73 (12) | 1,72 (0,04) |

A seleção dos diabéticos neuropatas foi feita por meio do prontuário clínico do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo. Ainda através deste prontuário, verificaram-se informações sobre o estado clínico do voluntário, que serviram como diretrizes para determinar a participação do paciente no projeto. Foram excluídos os pacientes que apresentaram cardiopatia, comprometimento neurológico, articulações dos membros inferiores protetizadas (artroplastia), sobrepeso, amputação em decorrência da evolução da doença ou marcha dependente.

A seleção dos idosos na pesquisa foi determinada por meio de uma anamnese ortopédica, para identificar a presença de qualquer lesão osteo-mio-articular que impedisse a realização da marcha. Além disso, foram excluídos os voluntários que apresentaram problemas cardiovasculares, excesso de peso, problemas de visão, audição ou proprioceptivos.

Como procedimento prévio, todos os voluntários foram informados sobre os objetivos e procedimentos metodológicos a serem adotados, após o qual assinarão um termo de consentimento (ANEXO 1).

4.2 Instrumentos de medição

4.2.1 Monofilamentos de Semmens-Weinstein (SORRI Bauru[®])

A determinação da sensibilidade cutânea na região da sola dos pés foi feita com o uso dos monofilamentos de Semmens-Weinstein (SORRI Bauru[®]), ilustrado na FIGURA 7. Estes são compostos por filamentos de nylon, flexíveis e sem ponta cortante, em seis diâmetros de espessura, calibrados para exercer forças específicas entre 0,05g e 300g sobre as seguintes regiões da sola do pé dos voluntários: hállux, primeiro metatarso, quinto metatarso, médio-pé e calcanhar (FIGURA 10).

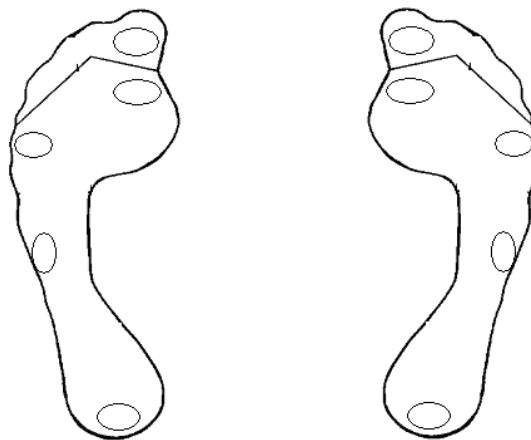


FIGURA 10 - Áreas da região plantar para determinação da sensibilidade com o uso dos monofilamentos de Semmens-Weinstein (SACCO, 2001).

A classificação do limiar de sensibilidade às forças de pressão para este estudo está especificada no QUADRO 2 e este limiar foi determinado para cada região da sola do pé representada na FIGURA 10.

QUADRO 2- Especificações da leitura referente ao nível de sensibilidade em função do valor nominal de pressão e cor do filamento percebido pelo voluntário (SORRI Bauru[®]).

| Valor Nominal | Cor do filamento | Leitura |
|---------------|------------------|---|
| 0,05g | Verde | Sensibilidade normal |
| 0,2g | Azul | Sensibilidade normal |
| 2,0g | Roxo | Sensibilidade protetora diminuída |
| 4,0g | Vermelho escuro | Sensibilidade protetora diminuída |
| 10,0g | Laranja | Grande perda da sensibilidade protetora |
| 300g | Rosa | Sensível somente a pressão profunda. |

4.2.2 Escala de Percepção de Borg

A obtenção das variáveis relacionadas à percepção foi feita a partir da utilização da escala *Ratings of Perceived Exertion* (RPE) de Borg (FIGURA 2).

De acordo com a literatura (BORG, 2000; HENNIG, VALIANT & LIU, 1996; McCAW, HEIL & HAMILL, 2000; MILANI, HENNIG & LAFORTUNE, 1997; ROBBINS & GOUW, 1991), a escala RPE de Borg apresenta características vantajosas que viabiliza sua utilização em estudos que preconizam relacionar estímulos mecânicos e percepção: permite um maior controle sobre a variabilidade das respostas de percepção entre os sujeitos, uma vez que valores numéricos associados às expressões verbais constituem a escala, fato que pode minimizar as diferenças de resultados inter-sujeitos; favorece o foco de atenção do sujeito, não possuindo informações demasiadas sendo apresentadas aos sujeitos durante a realização do experimento e; é a escala mais utilizada em estudos biomecânicos que objetivam verificar as correlações entre as variáveis mecânicas e a percepção.

4.2.3 Plataforma de Força de Reação do Solo – Esteira da Gaitway

A plataforma de força de reação do solo é um dos instrumentos da dinamometria para medir as variáveis dinâmicas do movimento, permitindo a quantificação das cargas externas (AMADIO & DUARTE, 1998; NIGG, 1986; WINTER, 1990). Estas variáveis podem ser adquiridas através da análise de movimentos da locomoção, tal como a corrida e a marcha, que foram os movimentos de interesse deste estudo.

As variáveis dinâmicas foram mensuradas pelo sistema GAITWAY (FIGURA 11), composto por duas plataformas de força piezoelétricas (KISTLER, 9810S1x) dispostas em série. Tais plataformas estão montadas na superfície de uma esteira rolante (TROTTER N01-06560201), de 0,8 m de largura e 2 m de comprimento. A distinção entre os apoios efetuados com a perna direita e esquerda é efetivada por um sensor de posição que emite um sinal infravermelho retro-reflexivo. Os sinais obtidos através das plataformas são enviados por cabos e interruptores para um conversor analógico/digital (A/D DAS – 1600/ 1400 Series Keithley Instruments Inc.) com 16 canais e resolução de 12 Bits. O sistema é parcialmente gerenciado através do programa de funções GAITWAY (versão 1.08), que permite controlar parâmetros relativos à aquisição, armazenamento e tratamento dos dados. A frequência de aquisição do instrumento na coleta foi de 1kHz.

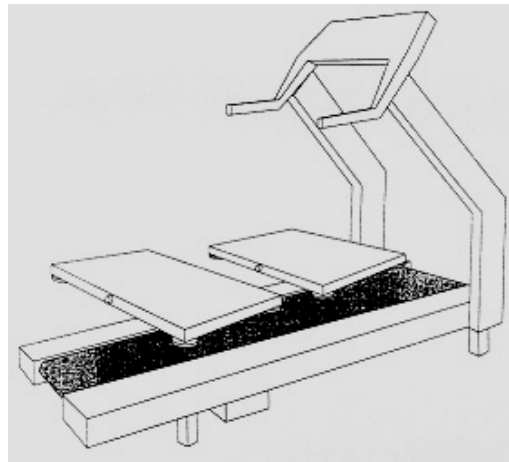


FIGURA 11– Sistema GAITWAY utilizado para mensuração das variáveis dinâmicas (adaptado de GAITWAY, 1996)

O uso da esteira é vantajoso para pesquisas que visam estudar a locomoção (andar e correr) por favorecer a redução do tempo de coleta, uma vez que tal instrumento viabiliza o registro sucessivo de passos durante o período de tempo estipulado pelo experimentador para aquisição dos dados, fato que garante a obtenção de um grande volume de dados. Além disto, este instrumento permite um melhor controle sobre as variações da velocidade de movimento previamente estabelecida para o experimento, bem como, demanda pouco espaço para realização das coletas (MURRAY, SPURR, SEPIC & GARDNER, 1985; WHITE, GILCHRIST & CHRISTINA, 2002).

4.2.4 Sistema de Registro da Atividade Elétrica dos Músculos

A amplificação, filtragem e digitalização da atividade dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e bíceps femoral cabeça longa (BF) foi feita por eletrodos de superfície ativos, pré-amplificados, conectados aos canais ativos do equipamento EMG 1000 (LYNX tecnologia eletrônica Ltda – FIGURA 12).

Os eletrodos ativos AX1010 da marca Lynx tecnologia eletrônica LTDA, pré-amplificam o sinal em 20 vezes e são conectados, por uma das extremidades, ao eletrodo descartável de superfície, bipolar e ativo, comercialmente conhecido por "Double" da Hal Indústria e Comércio LTDA e pela outra extremidade ao canal ativo do EMG 1000.

O eletrodo descartável de superfície é formado por duas placas circulares de cloreto de prata (AgCl) fixadas em uma espuma adesiva com 2mm de espessura.

Tais placas têm cada uma 10 mm de diâmetro e se distanciam entre si em 10 mm. Para redução da impedância entre o eletrodo e a pele e melhor fixação do eletrodo sobre os ventres musculares, as placas de cloreto de prata contêm sobre sua superfície um gel eletrolítico sólido com certa aderência.

Cada canal ativo do eletromiógrafo possui um amplificador diferencial (rejeição de modo comum >100dB; condição: sinal senoidal 10Vpp, 60Hz) com ganho fixo de valor nominal 1000, um filtro passa alta Butterworth de 1ª ordem com frequência de corte em 1Hz e um filtro passa baixa Butterworth de 2ª ordem com frequência de corte em 1kHz. Os sinais devidamente amplificados e filtrados são digitalizados por um conversor A/D de 16 bits de resolução com faixa de entrada de +/-2V. Uma vez digitalizados, os ruídos do sinal serão minimizados com filtro Butterworth passa alta de 1ª ordem e passa baixa de 2ª ordem entre 20 - 500Hz, respectivamente.



FIGURA 12–Ilustração do eletromiógrafo EMG 1000 a ser utilizado (Lynx tecnologia eletrônica LTDA)

A comunicação com o microcomputador é feita através de interface de rede ETHERNET 10Mbits/s e suportado pelo programa AqDados 7.02 (Lynx tecnologia eletrônica LTDA). O Módulo é alimentado com 12VDC através da rede elétrica utilizando um adaptador universal 90-240V AC 60Hz. Neste estudo utilizou-se frequência de amostragem igual a 1kHz.

Os eletrodos foram posicionados distantes 1cm do ponto motor dos músculos. A localização do ponto motor foi realizada experimentalmente por meio de um gerador de pulsos elétricos OMNI PULSI-901 (QUARK), que emite seqüências de pulsos de 1ms com frequência tetanizante de 20 a 80 Hz.

4.2.5 Procedimento de sincronização

A unidade de sincronização da LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA foi utilizada para agrupar os dados dos sistemas Gaitway e Lynx-EMG1000 em uma mesma escala temporal, com frequência de amostragem de 1kHz. Esta emite um pulso elétrico por meio de um disparador, para ambos os sistemas de aquisição que dá início ao registro simultâneo dos dados dinâmicos e eletromiográficos. Com este procedimento, não há a necessidade de se efetuar a interpolação dos dados em etapas de tratamento posteriores.

4.3 Parâmetros para análise das variáveis experimentais

4.3.1 Plataforma de Força de Reação do Solo

Os principais indicadores das cargas externas foram obtidos pela análise da componente vertical da FRS. Entre eles, o primeiro pico de força ($Fy1$), o tempo para alcançar $Fy1$ ($\Delta t\ Fy1$) e o gradiente de crescimento (GC) são de reconhecida relevância para análise dos movimentos por permitirem a quantificação do impacto aplicado ao aparelho locomotor (AMADIO & DUARTE, 1998). A importância em se analisar tais variáveis para correlacionar a percepção às cargas mecânicas também é destacada na literatura especializada (HENNIG, VALIANT & LIU, 1996; LAKE & LAFORTUNE, 1998; MILANI, HENNIG & LAFORTUNE, 1997).

No QUADRO 3 e nas FIGURAS 13 e 14 estão as variáveis selecionadas e suas definições para análise da componente vertical da FRS na corrida e na marcha.

QUADRO 3- Variáveis referentes às componentes verticais da FRS selecionadas para análise da marcha e do correr.

| Variáveis | Símbolos | Parâmetros que definem as variáveis |
|--------------------------|-----------------|---|
| Força vertical máxima 1 | $Fy1$ | Valor da Fy ocorrido no primeiro pico |
| Tempo para $Fy1$ | $\Delta t\ Fy1$ | Tempo decorrido entre o início do contato e o $Fy1$ |
| Gradiente de crescimento | GC | Razão entre $Fy1$ e o $\Delta t\ Fy1$ |
| Impulso aos 50 ms | I_{50} | Impulso vertical calculado do instante do contato inicial do pé com o solo até 50 ms após este contato. |

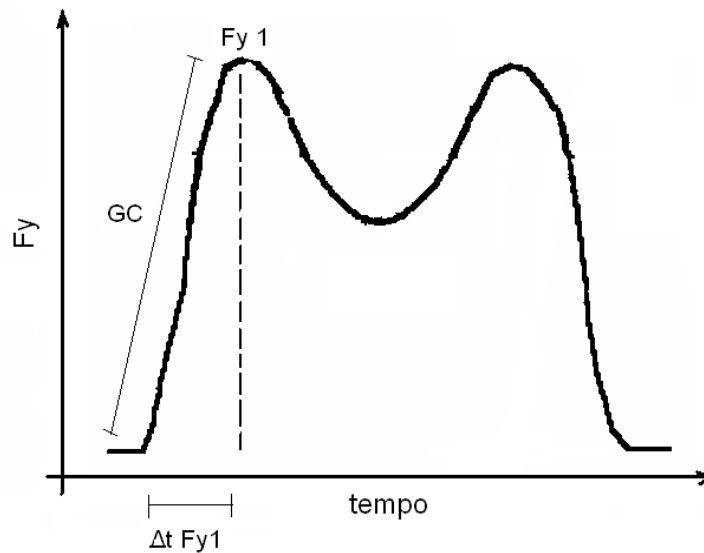


FIGURA 13- Representação gráfica das variáveis dinâmicas selecionadas para análise da marcha.

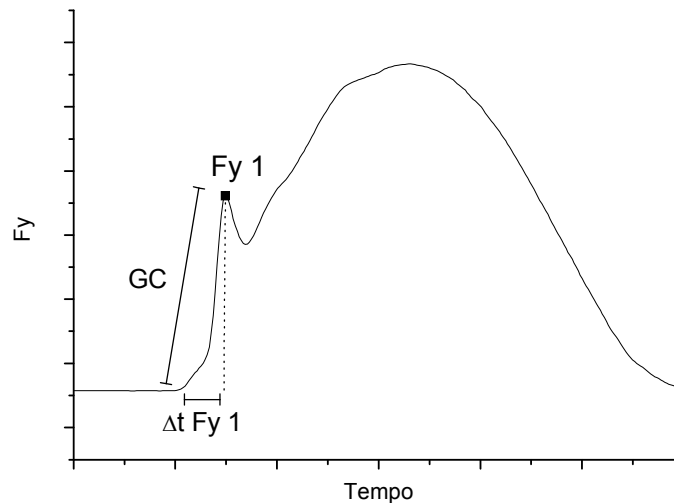


FIGURA 14- Representação gráfica das variáveis dinâmicas selecionadas para análise da corrida.

4.3.2 Atividade muscular

O registro da atividade elétrica dos músculos na locomoção permite evidenciar a seqüência coordena de eventos elétricos do movimento, sendo um dado de grande relevância para caracterização eletromiográfica da marcha e da corrida (AMADIO e DUARTE, 1998). A fim de registrar a ação dos músculos da loja extensora e flexora das principais articulações do membro inferior (tornozelo, joelho e quadril) na locomoção, os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL),

reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e bíceps femoral cabeça longa (BF) foram analisados.

A obtenção dos parâmetros eletromiográficos de cada músculo nas diferentes condições de coletas foi através do cálculo da intensidade de ativação do sinal eletromiográfico – RMS (Root Mean Square) nos instantes de apoio total e aos 100ms após o apoio e da determinação dos padrões de ativação temporal - Envoltório Linear.

4.4 Protocolo Experimental

O procedimento para o registro dos dados é apresentado de forma resumida no fluxograma abaixo e explicado nos tópicos subseqüentes (FIGURA 15).

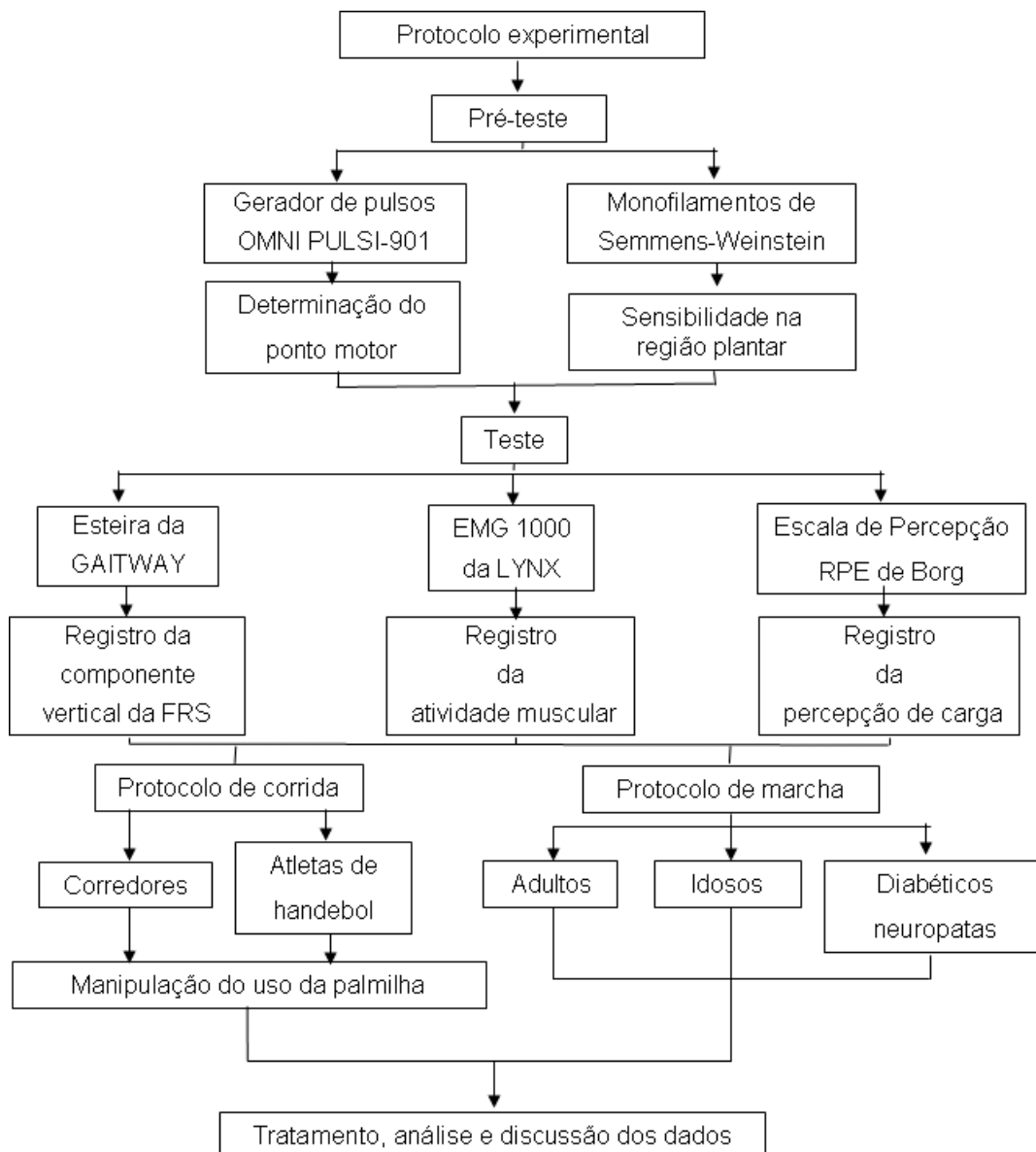


FIGURA 15 - Fluxograma representando o procedimento experimental do presente projeto científico.

4.4.1 Procedimentos preliminares ao registro dos dados

Após receber instruções sobre as etapas do experimento e consentir participação na pesquisa, foi solicitado ao voluntário que permanecesse deitado em decúbito dorsal sobre uma maca para realização dos testes de sensibilidade plantar e identificação do ponto motor dos músculos selecionados para o experimento.

No teste para identificação da sensibilidade plantar o sujeito foi instruído a informar sobre a percepção de um estímulo de pressão nas seguintes regiões dos pés direito e esquerdo: calcânhar, médio-pé, quinto e segundo metatarso e hálux (FIGURA 10). Para tanto, filamentos de diferentes espessuras foram pressionados até três vezes sobre as regiões supracitadas. A cada três aplicações do filamento não percebida pelo voluntário, trocou-se o filamento para um mais espesso, repetindo o procedimento até a identificação do estímulo pelo voluntário. A ordem de aplicação dos filamentos foi do mais fino para o mais espesso e a categorização do limiar de sensibilidade anotada pelo experimentador, segundo especificações do QUADRO 2, deu-se quando o voluntário informou corretamente a região e o pé na qual a sensação de pressão foi percebida.

A determinação do limiar de sensibilidade plantar nos grupos de corredores, atletas de handebol, adultos, idosos e diabéticos neuropatas permitiu caracterizar os sujeitos como indivíduos que tem as sensações nas regiões plantares preservadas ou comprometidas. Estes resultados são apresentados nas FIGURAS 16 a 20.

A FIGURA 16 mostra o nível de sensibilidade cutânea dos corredores nas regiões do calcânhar (a), médio-pé (b), quinto metatarso (c), primeiro metatarso (d) e hálux (e). Em todas as regiões analisadas respostas com valores iguais ou superiores a 60% foram encontrados para o limiar de sensibilidade definido como “sensibilidade normal”. Os 40% restantes equivaleram à resposta categorizada como “sensibilidade protetora diminuída”. Com estes resultados, assumiu-se que os voluntários deste grupo têm as sensações cutâneas preservadas em todas as áreas da superfície plantar investigadas, conforme especificado na literatura especializada (BELL-KROTOSKI *et al.*, 1995; JENG, MICHELSON e MIZEL, 2000).

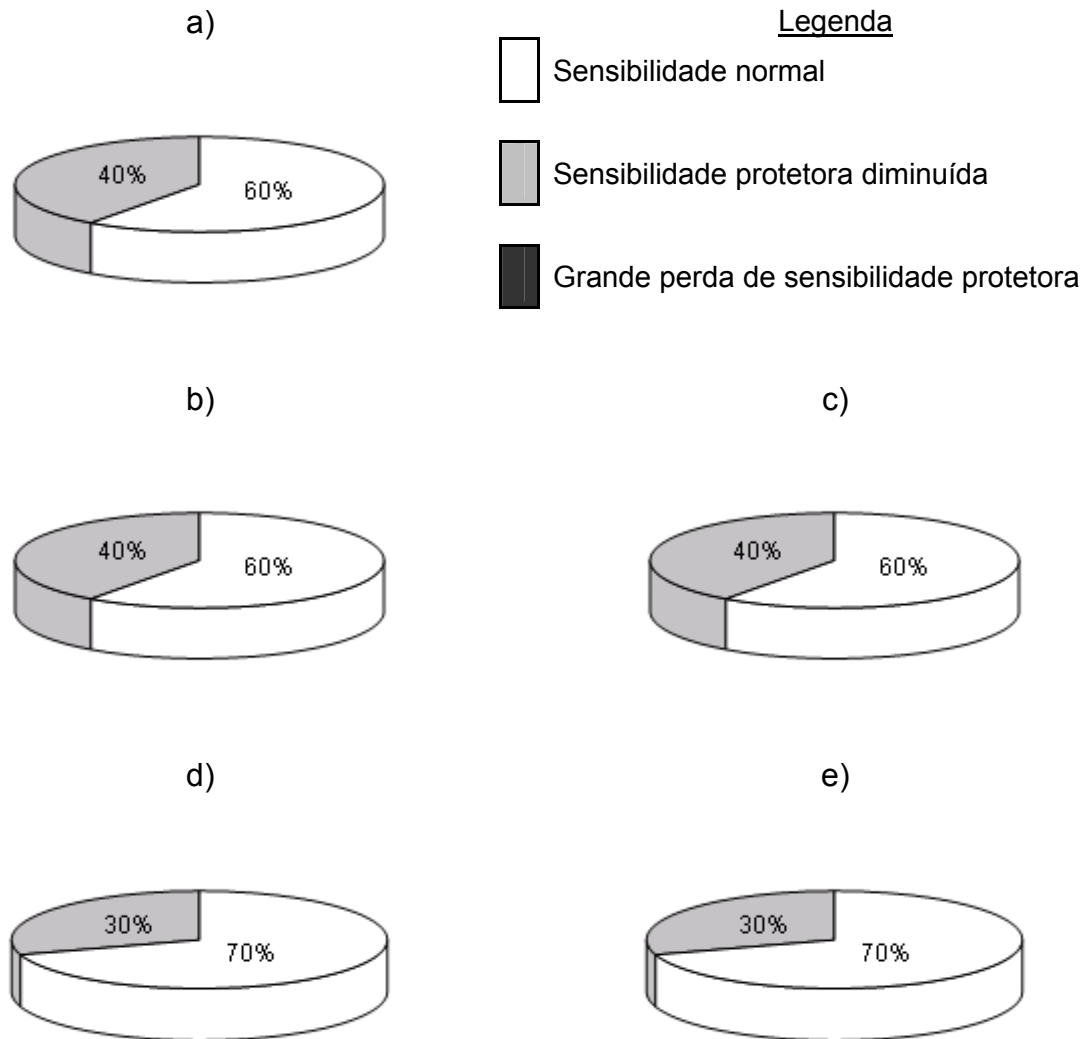


FIGURA 16- Nível de sensibilidade cutânea dos corredores nas seguintes áreas da região plantar: (a) calcanhar, (b) médio-pé, (c) 5^o metatarso, (d) 1^o metatarso e (e) hálux.

Os atletas de handebol também podem ser classificados como voluntários que possuem as sensações plantares preservadas (FIGURA 17). Para quatro das cinco áreas plantares investigadas as respostas frente ao grau de sensibilidade foram $\geq 80\%$ para categoria “sensibilidade normal”. Somente, na região do calcanhar verificou-se entre os voluntários 50% das respostas no nível “sensibilidade normal” e 50% no de “sensibilidade protetora diminuída”.

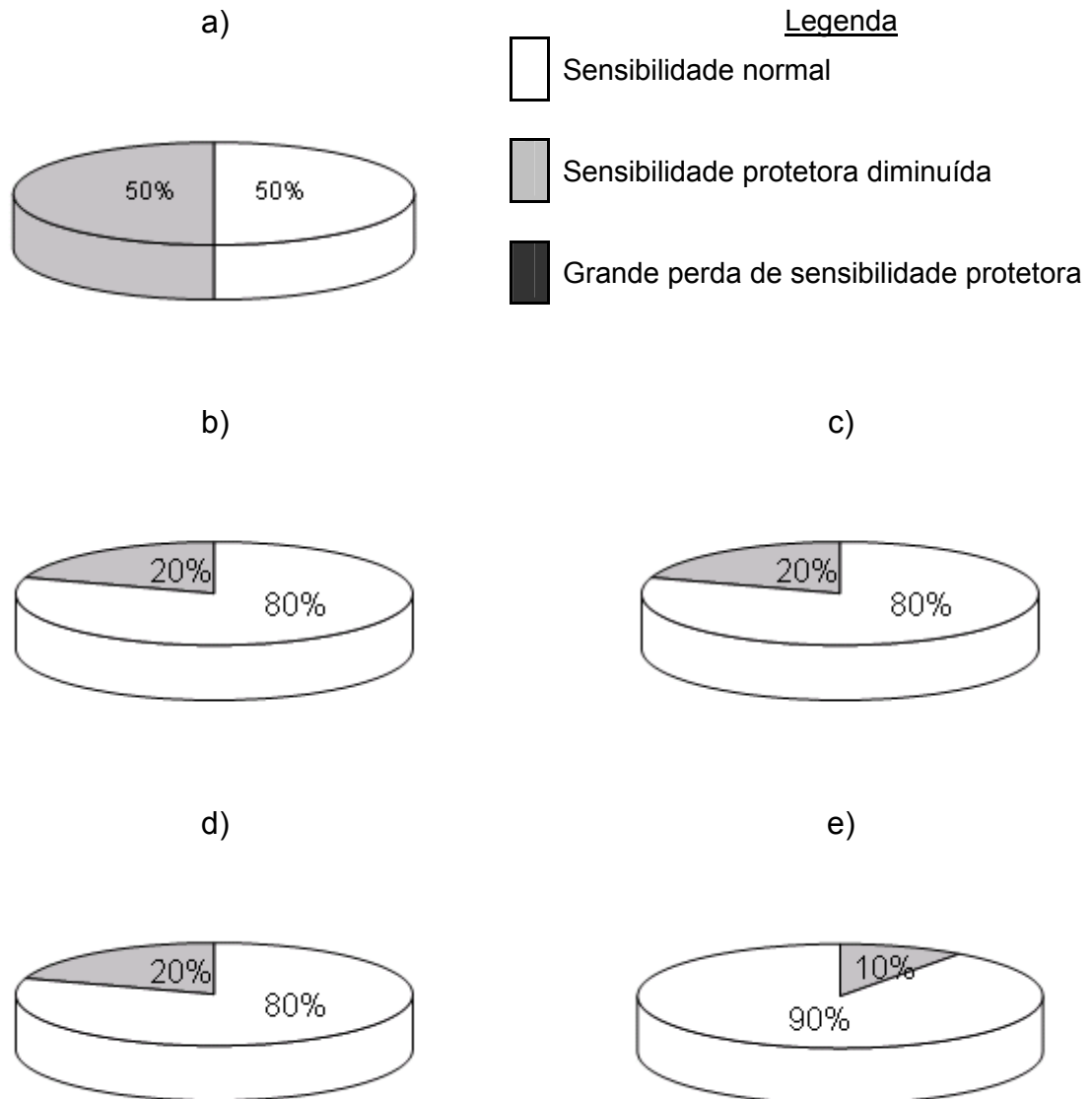


FIGURA 17 - Nível de sensibilidade cutânea dos atletas de handebol nas seguintes áreas da região plantar: (a) calcanhar, (b) médio-pé, (c) 5º metatarso, (d) 1º metatarso e (e) hálux.

A categorização da sensibilidade plantar do grupo de adultos (FIGURA 18) se assemelhou à dos grupos de corredores e atletas de handebol. Para regiões do médio-pé, primeiro metatarso e hálux percentuais equivalentes e superiores a 60% categorizaram as respostas como “sensibilidade normal”. Somente no calcanhar e quinto metatarso que 50% das respostas encontraram-se no nível “sensibilidade normal” e 50% no de “sensibilidade protetora diminuída”.

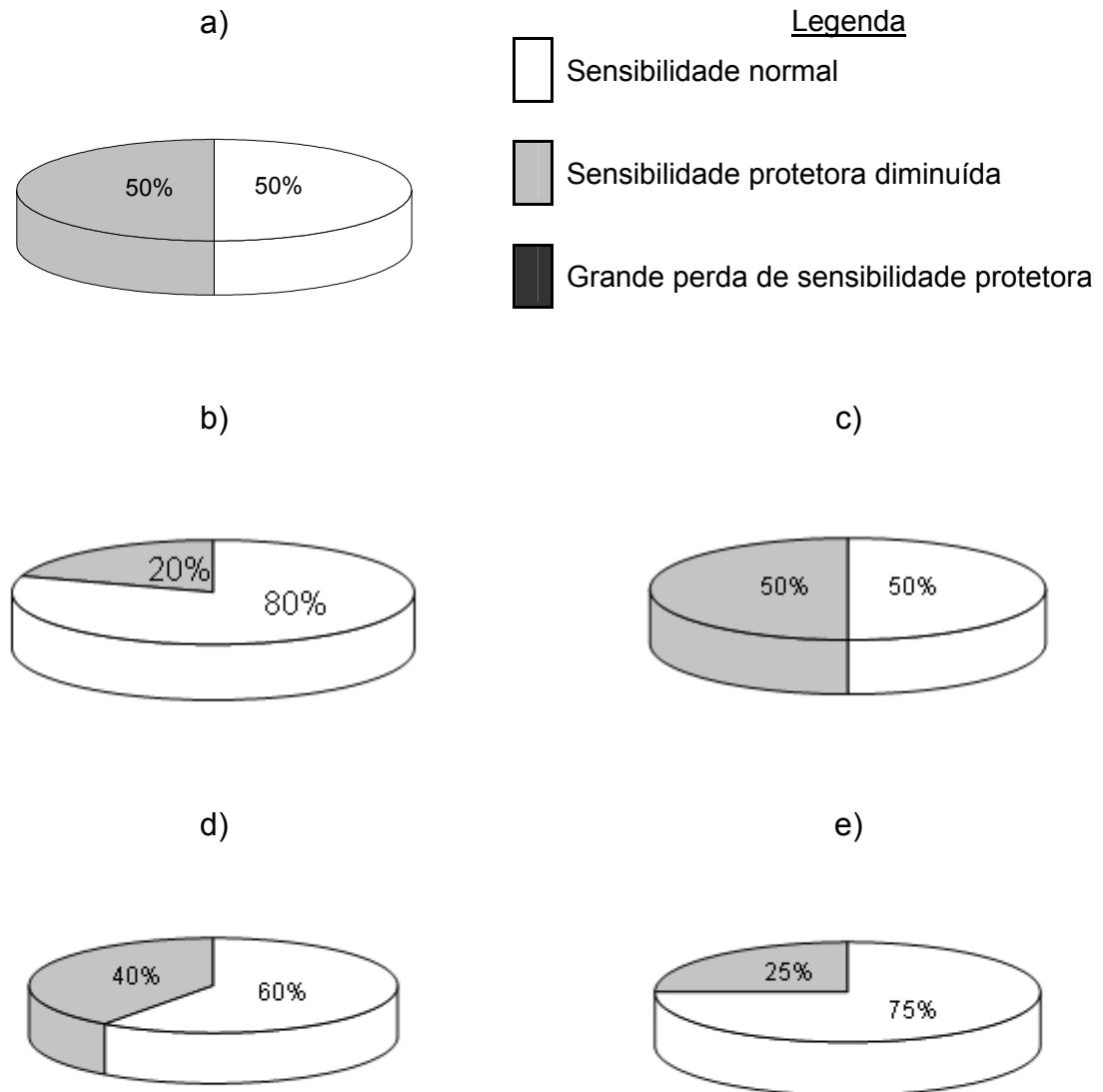


FIGURA 18- Nível de sensibilidade cutânea dos adultos nas seguintes áreas da região plantar: (a) calcanhar, (b) médio-pé, (c) 5º metatarso, (d) 1º metatarso e (e) hálux.

Diferente do evidenciado nos grupos anteriores, as sensações cutâneas dos idosos (FIGURA 19) apresentaram freqüência de respostas mais numerosa ($\geq 90\%$) na categoria “sensibilidade protetora diminuída” em todas as áreas plantares investigadas, sendo que, no calcanhar 10% das respostas apresentaram a classificação de maior comprometimento da sensibilidade cutânea (grande perda de sensibilidade). Estes resultados refletem a diminuição na percepção de estímulos cutâneos da sola dos pés, provavelmente decorrente do processo de envelhecimento do aparelho locomotor desta população. Assim, caracteriza-se o grupo de idosos como um dos que possuem comprometimento da sensibilidade

cutânea, fato que pode influenciar na capacidade de percepção de cargas mecânicas desta população.

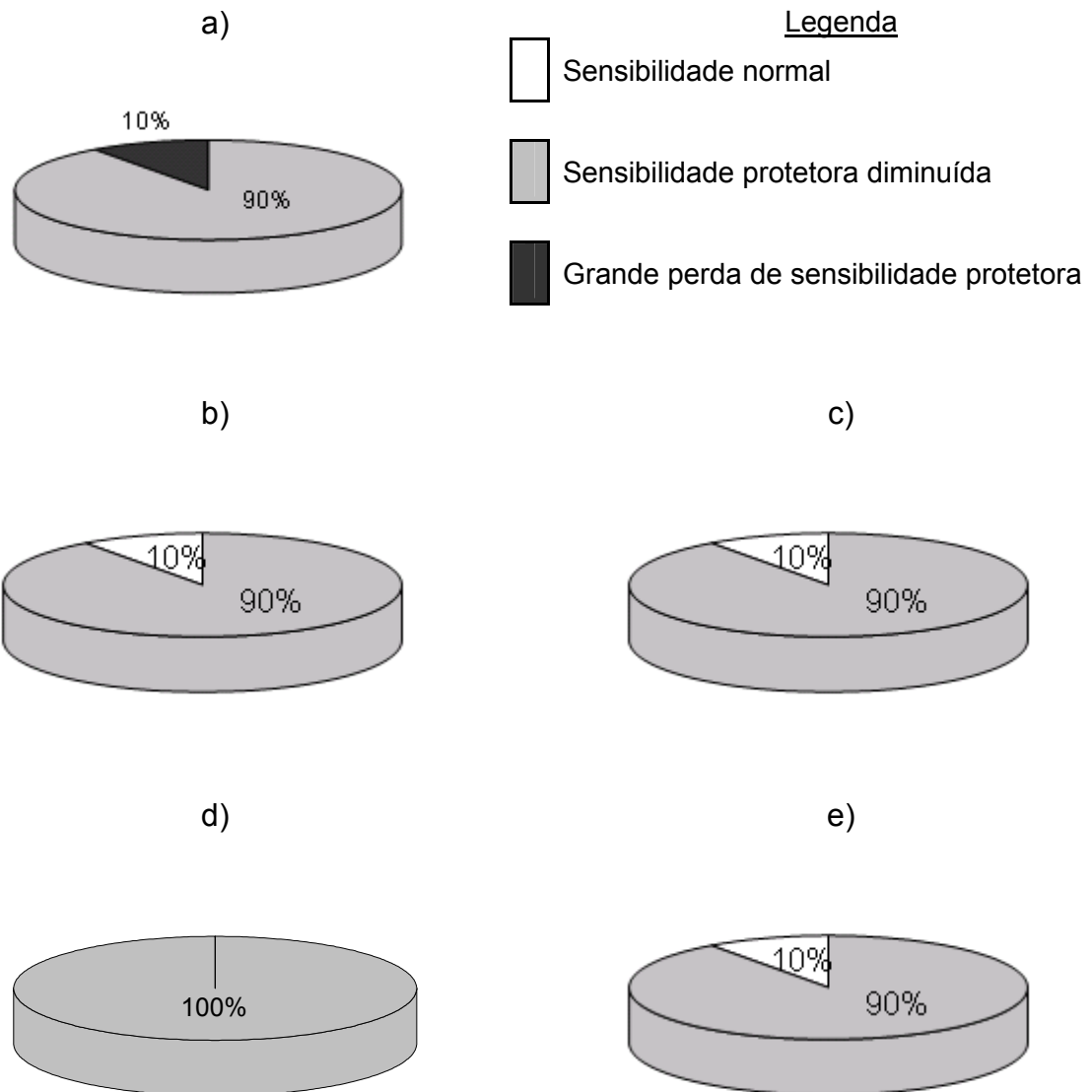


FIGURA 19 Nível de sensibilidade cutânea dos idosos nas seguintes áreas da região plantar: (a) calcanhar, (b) médio-pé, (c) 5º metatarso, (d) 1º metatarso e (e) hálux

Apesar dos idosos mostrarem piores índices de sensibilidade que dos corredores e atletas de handebol, as respostas que indicaram maior comprometimento na percepção das sensações cutâneas na região plantar foi do grupo de diabéticos neuropatas (FIGURA 20). No calcanhar 100% delas, encontraram-se na categoria “grande perda de sensibilidade” e as respostas nesta mesma categoria aumentaram nas demais regiões investigadas, apresentando percentuais entre 20 e 40%. Na categoria “sensibilidade protetora diminuída”,

percentuais entre 60 e 70% nas respostas para as regiões do médio-pé, quinto e primeiro metatarso e hálux confirmaram a redução na capacidade dos diabéticos neuropatas perceberem estímulos cutâneos plantares.

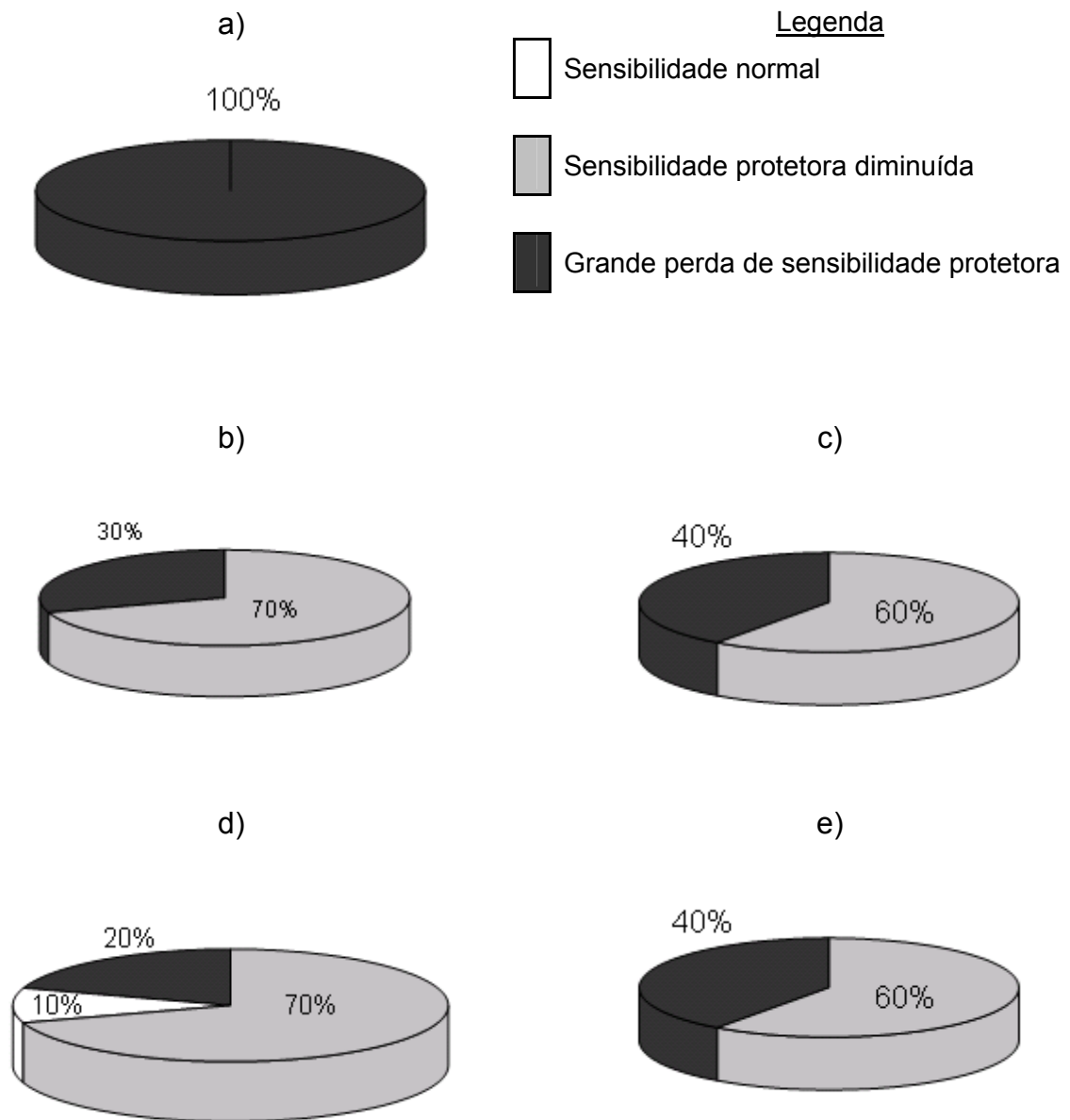


FIGURA 20- Nível de sensibilidade cutânea dos diabéticos neuropatas nas seguintes áreas da região plantar: (a) calcânhar, (b) médio-pé, (c) 5º metatarso, (d) 1º metatarso e (e) hálux.

As respostas encontradas com o uso dos monofilamentos de Semmens-Weinstein para categorização do limiar de sensibilidade dos grupos participantes deste projeto apresentaram um comportamento equivalente ao descrito na literatura (BELL-KROTOSKI *et al.*, 1995; OLMOS *et al.*, 1995; JENG, MICHELSON e MIZEL,

2000): corredores, atletas de handebol e adultos com sensibilidade cutânea da região plantar normal, idosos com algum comprometimento nesta sensibilidade e diabético neuropata com grande comprometimento das sensações periféricas. Esta ferramenta foi importante para caracterização dos voluntários participantes do projeto, em vista da intenção de analisar grupos com distintas respostas quanto à percepção dos estímulos mecânicos na região plantar.

Em seguida, o ponto mais excitável do músculo foi encontrado com o uso do gerador de pulsos. Um eletrodo passivo em forma de placa foi posicionado sobre a pele do voluntário e um eletrodo ativo foi deslocado sobre o ventre do músculo para identificação do ponto motor. A intensidade do estímulo elétrico emitida pelo eletrodo ativo foi gradativamente aumentada até atingir o limiar motor do músculo, permitindo sua identificação. Em seguida, utilizou-se a técnica de tricotomia e fez-se a limpeza da pele com álcool na região de colocação do eletrodo.

Após a realização dos procedimentos preliminares, cada grupo efetuou o experimento que lhe cabe para registro dos dados biomecânicos da locomoção.

4.4.2 Procedimentos de registro dos dados

Dois experimentos foram elaborados para o registro dos dados desta pesquisa: o de corrida e o de marcha. No experimento de corrida analisaram-se os grupos de corredores e atletas de handebol e no de marcha os diabéticos neuropatas, idosos e adultos.

4.4.2.1 Descrição do experimento de corrida

Cada voluntário, dos grupos de corredores e atletas, participou de duas sessões de coletas de dados com intervalo mínimo de 24 horas de repouso entre elas. Nas duas sessões foram feitos os pré-testes de sensibilidade e identificação do ponto motor e a habituação do sujeito no ambiente de coleta com uma corrida de 10 minutos na esteira. Em seguida, registraram-se os parâmetros dinâmicos, eletromiográficos e subjetivos da corrida. Para coleta destes parâmetros, os voluntários correram por um período de 50 minutos na esteira em velocidade constante (9 km/h) e a cada 10 minutos de corrida os parâmetros dinâmicos, eletromiográficos e subjetivos foram adquiridos (t_0 a t_{10}). Em cada sessão, a condição do uso da palmilha foi manipulada.

4.4.2.2 Descrição do experimento de marcha

Para os grupos de diabéticos neuropatas, idosos e adultos, realizou-se uma sessão de coleta de dados, utilizando como movimento a marcha. Inicialmente, efetuaram-se os pré-testes de sensibilidade e identificação do ponto motor e a habituação do sujeito no ambiente de coleta com uma caminhada de 10 minutos na esteira. Em seguida, os parâmetros dinâmicos, eletromiográficos e subjetivos da marcha foram registrados. Para coleta destes parâmetros, os voluntários caminharam por um período de 50 minutos na esteira em velocidade constante (3 km/h, diabéticos neuropatas e idosos e 5km/h, adultos) e a cada 10 minutos de caminhada os parâmetros supra-citados foram adquiridos (t_0 a t_{10}). Em acordo com a condição física do sujeito, o tempo de caminhada poderia ser feito de modo intervalado.

Destaca-se que, o uso das diferentes velocidades para o grupo de adultos em comparação com os de idosos e diabéticos neuropatas, deve-se pelo interesse em manter a cadência da marcha o mais natural possível para cada grupo. A alteração forçada na cadência da marcha aumenta a variabilidade dos valores dinâmicos e eletromiográficos do movimento (WINTER, 1930). No estudo piloto evidenciou-se a dificuldade dos idosos e diabéticos neuropatas em manter a velocidade constante em 5km/h nos 50 minutos de coleta, sendo esta muito elevada para os voluntários. Já o grupo de adultos teve dificuldade em realizar o movimento em velocidade constante de 3km/h, cadência lenta para o grupo em questão. Tendo em vista que, o principal objetivo do projeto é a correlação entre variáveis subjetivas, dinâmicas e eletromiográficas e que tal comparação independe da influencia da velocidade do movimento dos parâmetros dinâmicos da marcha, optou-se por preservar a consistência dos valores mecânicos do movimento pelo uso de velocidades distintas entre os grupos.

4.5 Análise e tratamento dos dados

4.5.1 Procedimentos matemáticos

Os parâmetros da força de reação do solo e atividade muscular na locomoção foram tratados por intermédio de rotinas matemáticas elaboradas no programa Matlab (versão 7.4, Mathworks, Inc.) e Origin (versão 8.0, Microcal Software, Inc).

A rotina de tratamento dos parâmetros dinâmicos foi desenvolvida para filtrar os dados, cortar as curvas da componente vertical da FRS e tabular os parâmetros

de interesse descritos anteriormente. As curvas foram normalizadas pelo tempo da fase de apoio.

Após a coleta dos dados, os valores negativos do sinal EMG original foram transformados em positivos, gerando a curva de Retificação de Onda Completa do sinal. Para minimizar as altas frequências do EMG, que não condizem com os fatores contráteis dos músculos, as curvas registradas foram alisadas com um filtro digital passa-baixa (Butterworth, 2º ordem, 5Hz), obtendo-se o sinal processado denominado Envoltório Linear. Este mostra o comportamento da atividade muscular no ciclo da locomoção, que foi utilizado na determinação do padrão temporal de ativação dos músculos analisados.

A partir do sinal EMG original foram calculados os valores de RMS aos 100ms após o contato do calcanhar com o solo e no apoio total. O valor médio do EMG no ciclo da locomoção foi usado para normalizar os valores de RMS para reduzir a variabilidade do sinal entre os diferentes sujeitos.

4.5.2 Procedimentos estatísticos

A análise estatística das variáveis objetivas e subjetivas foi feita por meio dos programas SPSS V16, MINITAB 15 e Excel Office 2007.

A estatística descritiva foi baseada na apresentação dos valores médios e os desvios padrão das variáveis dinâmicas, eletromiográficas e subjetivas em forma de tabelas.

Técnicas paramétricas de análise estatística foram adotadas pelo fato do tamanho amostral ser grande o suficiente. Para tanto, destaca-se o conceito do Teorema do Limite Central, que garante que amostras grandes tendem a ter distribuição normal (DANIEL, 1995; FONSECA e MARTINS, 1996; MURRAY, 1993; VIEIRA, 2004).

Adotou-se, portanto, o modelo de GLM (General Linear Models), similar ao modelo de ANOVA, para avaliar os seguintes efeitos:

- Protocolo de corrida: a) período de execução do movimento (6 níveis relacionados aos 6 instantes de mensuração das variáveis analisadas no experimento); b) condição do uso da palmilha (2 níveis, com palmilha e sem palmilha) e c) grupo (2 níveis, corredores e atletas de handebol).

- Protocolo da marcha: a) período de execução do movimento (6 níveis relacionados aos 6 instantes de mensuração das variáveis analisadas no experimento) e b) grupo (3 níveis, adultos, idosos e diabéticos neuropatas).

O índice de significância adotado foi de $p < 0,05$.

Finalmente, a associação entre as variáveis dinâmicas, eletromiográficas e subjetivas será feita por meio de análise de correlação de Pearson para cada grupo analisado e em ambos os protocolos experimentais.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Comportamento das respostas dinâmicas e subjetivas na corrida

Neste tópico serão apresentados e discutidos os resultados obtidos para as respostas dinâmicas e subjetivas evidenciados no movimento da corrida (grupo de corredores e atletas de handebol).

5.1.1 Grupo dos corredores

Os valores médios dos parâmetros subjetivos e da componente vertical da força de reação do solo (F_y) do experimento da corrida para o grupo de corredores são apresentados na TABELA 3. Nesta também estão descritos os valores das variáveis dinâmicas e subjetivas nas duas condições de manipulação do uso da palmilha.

TABELA 3- Valores médios das variáveis dinâmicas e subjetivas dos corredores nos diferentes períodos da corrida (t_0 a t_{50}) nas condições com e sem palmilha.

| Períodos de coleta | Condição com palmilha | | | | | Condição sem palmilha | | | | |
|--------------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------|---------------|-----------------------|---------------------|--------------------|-------------|---------------|
| | Fy1 (N) | Δt FY1 (ms) | GC ($N.ms^{-1}$) | Imp50 (N.s) | Percep | Fy1 (N) | Δt FY1 (ms) | GC ($N.ms^{-1}$) | Imp50 (N.s) | Percep |
| t_0 | 953 (18) | 28 (0,7) | 34 (0,9) | 32 (0,4) | 7,6 (0,1) | 955 (17) | 22 (0,3) | 42 (0,9) | 34 (0,5) | 7,5 (0,2) |
| t_{10} | 1029 (26) | 25 (0,5) | 40 (0,8) | 35 (0,6) | 9,1 (0,2) | 908 (20) | 21 (0,3) | 44 (1,5) | 34 (0,8) | 8,9 (0,2) |
| t_{20} | 991 (21) | 23 (0,5) | 43 (1,7) | 35 (0,8) | 10,1 (0,2) | 940 (24) | 21 (0,4) | 44 (2,1) | 34 (1,0) | 9,7 (0,3) |
| t_{30} | 992 (25) | 25 (0,4) | 40 (1,1) | 34 (0,8) | 11,1 (0,2) | 920 (17) | 21 (0,5) | 44 (1,8) | 34 (0,9) | 9,9 (0,2) |
| t_{40} | 1004 (24) | 26 (0,4) | 39 (1,1) | 34 (0,7) | 12 (0,1) | 957 (22) | 21 (0,4) | 46 (2,1) | 34 (0,9) | 10 (0,2) |
| t_{50} | 970 (21) | 24 (0,4) | 40 (1,2) | 34 (0,6) | 12,8 (0,1) | 921 (26) | 21 (0,4) | 45 (2,2) | 34 (1,0) | 11,6 (0,2) |

As variáveis relacionadas a força de reação do solo não variaram ao longo dos 50 minutos de coleta. Sabe-se que, a intensidade das cargas externas na corrida varia quando sua velocidade de execução é manipulada, apresentando valores maiores com seu aumento (FREDERICK, 1986; KELLER *et al.*, 1996; NIGG, 1986; NILSSON & THORSTERSSON, 1989). Neste experimento, não foram manipuladas as cargas entre as condições de coleta, assim, as poucas alterações verificadas em $Fy1$, $\Delta tFy1$, GC e $Imp50$ não foram significativas. Portanto, as variáveis dinâmicas indicaram uma tendência de manutenção de seus valores ao longo dos seis períodos estabelecidos para coleta de dados, apresentando um comportamento esperado, uma vez que, os sujeitos correram em velocidade média constante.

Comportamento oposto foi evidenciado para os valores subjetivos entre os períodos de coleta. Estes variaram significativamente, tanto para condição com ($p \leq 0,002$) como para sem palmilha ($p \leq 0,02$), mostrando respostas subjetivas que denotaram sensações crescentes de cargas mecânicas aplicadas ao corpo ao longo do experimento.

As variações dos valores subjetivos na condição de corrida com palmilha foram registradas entre os seguintes instantes: t_0 ($7,6 \pm 0,1$) e t_{10} ($9,1 \pm 0,2$), t_0 ($7,6 \pm 0,1$) e t_{20} ($10,1 \pm 0,2$), t_0 ($7,6 \pm 0,1$) e t_{30} ($11,1 \pm 0,2$), t_0 ($7,6 \pm 0,1$) e t_{40} ($12 \pm 0,1$), t_0 ($7,6 \pm 0,1$) e t_{50} ($12,8 \pm 0,1$), t_{10} ($9,1 \pm 0,2$) e t_{30} ($11,1 \pm 0,2$), t_{10} ($9,1 \pm 0,2$) e t_{40} ($12 \pm 0,1$), t_{10} ($9,1 \pm 0,2$) e t_{50} ($12,8 \pm 0,1$), t_{20} ($10,1 \pm 0,2$) e t_{40} ($12 \pm 0,1$), t_{20} ($10,1 \pm 0,2$) e t_{50} ($12,8 \pm 0,1$), t_{30} ($11,1 \pm 0,2$) e t_{40} ($12 \pm 0,1$) e t_{30} ($11,1 \pm 0,2$) e t_{50} ($12,8 \pm 0,1$). Já quando os corredores efetuaram o movimento sem o uso da palmilha as diferenças nas respostas subjetivas foram entre os períodos: t_0 ($7,5 \pm 0,2$) e t_{10} ($8,9 \pm 0,2$), t_0 ($7,5 \pm 0,2$) e t_{20} ($9,7 \pm 0,3$), t_0 ($7,5 \pm 0,2$) e t_{30} ($9,9 \pm 0,2$), t_0 ($7,5 \pm 0,2$) e t_{40} ($10 \pm 0,2$), t_0 ($7,5 \pm 0,2$) e t_{50} ($11,6 \pm 0,2$), t_{10} ($8,9 \pm 0,2$) e t_{40} ($10 \pm 0,2$), t_{10} ($8,9 \pm 0,2$) e t_{50} ($11,6 \pm 0,2$), t_{20} ($9,7 \pm 0,3$) e t_{40} ($10 \pm 0,2$), t_{20} ($9,7 \pm 0,3$) e t_{50} ($11,6 \pm 0,2$), t_{30} ($9,9 \pm 0,2$) e t_{50} ($11,6 \pm 0,2$).

Com a manutenção dos valores dos registros dinâmicos no movimento e variação crescente dos valores de percepção, as correlações para ambas as condições de manipulação do uso da palmilha foram fracas. Para a condição de corrida com o uso da palmilha, ocorreram correlações significativas entre percepção e GC ($r=0,17$, $p < 0,01$) e $\Delta tFy1$ ($r=-0,32$, $p < 0,01$); enquanto para condição sem o uso da palmilha as correlações significativas ($p < 0,01$) foram entre percepção e $Fy1$ ($r=0,49$), GC ($r=0,45$), $\Delta tFy1$ ($r=-0,17$) e $Imp50$ ($r=0,40$).

A condição da manipulação do uso da palmilha foi utilizada para modificar os estímulos mecânicos na região plantar de corredores, a fim de promover uma sensação de maior desconforto ao correrem sem o uso da palmilha. Nesta condição, evidenciaram-se índices mais fortes de correlação entre valores dinâmicos e subjetivos do que para condição com palmilha.

Estes resultados corroboram com os de HENNIG, VALIANT e LIU (1996) e MILANI, HENNIG e LAFORTUNE (1997), ao destacar os índices fortes de correlação entre percepção de carga mecânica, Fy_1 e GC na corrida, quando manipularam com a densidade dos solados dos calçados esportivos. Vale destacar que, entre a percepção e Fy_1 a correlação foi inversamente proporcional, indicando que, os sujeitos não perceberam a intensidade das cargas aplicadas ao corpo como realmente aconteceu no movimento.

Correlações fortes e significativas entre Fy_1 e percepção de cargas mecânicas foram obtidas por LAKE e LAFORTUNE (1998) e ROBBINS e GOUW (1991), quando além de manipularem com a densidade e rugosidade da superfície de contato com o solo, variaram também a intensidade da carga aplicada ao corpo entre as condições do experimento.

Ainda considerando a relação da variação de intensidade de cargas aplicadas ao corpo com as respostas subjetivas, abordam-se os resultados de BRANDINA (2004), que verificou índices de correlação mais fortes entre as variáveis dinâmicas e subjetivas, quando utilizou um protocolo experimental que variou a altura de quedas de saltos em comparação com outro protocolo experimental no qual os voluntários correram em velocidade constante.

Sugere-se, portanto, que a resposta subjetiva sofre maior influência com a variação da intensidade das cargas mecânicas aplicadas ao corpo do que com as variações nas sensações percebidas na região plantar, induzidas pela manipulação do uso de palmilha.

5.1.2 Grupo dos atletas de handebol

Os valores médios e desvios padrão das respostas subjetivas e objetivas do experimento da corrida para o grupo de atletas de handebol, em cada condição de manipulação do uso da palmilha, são apresentados na TABELA 4.

TABELA 4- Valores médios das variáveis dinâmicas e subjetivas dos atletas de handebol nos diferentes períodos da corrida (t_0 a t_{50}) nas condições com e sem palmilha.

| Períodos de coleta | Condição com palmilha | | | | | Condição sem palmilha | | | | |
|--------------------|-----------------------|---------------------|--------------------------|-------------|---------------|-----------------------|---------------------|--------------------------|-------------|----------------|
| | Fy1 (N) | Δt FY1 (ms) | GC (N.ms ⁻¹) | Imp50 (N.s) | Percep | Fy1 (N) | Δt FY1 (ms) | GC (N.ms ⁻¹) | Imp50 (N.s) | Percep |
| t_0 | 1114 (25) | 37 (0,8) | 38 (0,8) | 30 (0,8) | 8,1 (0,2) | 968 (24) | 35 (0,7) | 36 (1,1) | 27 (0,8) | 8,2 (0,2) |
| t_{10} | 1119 (26) | 38 (0,9) | 37 (0,8) | 30 (0,5) | 9,1 (0,2) | 979 (31) | 35 (0,9) | 36 (1,1) | 26 (0,5) | 9,4 (0,1) |
| t_{20} | 1058 (24) | 37 (0,8) | 37 (0,7) | 28 (0,6) | 10,5 (0,1) | 938 (29) | 35 (0,8) | 38 (0,9) | 24 (0,4) | 10,5 (0,1) |
| t_{30} | 1127 (28) | 40 (0,9) | 39 (1,04) | 28 (0,6) | 11,2 (0,1) | 995 (25) | 37 (0,8) | 40 (1,0) | 24 (0,4) | 11,7 (0,06) |
| t_{40} | 1048 (25) | 38 (0,8) | 38 (0,9) | 28 (0,6) | 11,7 (0,1) | 899 (25) | 33 (0,7) | 37 (0,7) | 24 (0,4) | 12,7 (0,1) |
| t_{50} | 1049 (21) | 38 (0,7) | 36 (0,7) | 31 (0,4) | 12,2 (0,2) | 947 (25) | 34 (0,8) | 36 (0,8) | 26 (0,5) | 13 (0,09) |

Em nenhuma das condições do uso da palmilha, os valores dinâmicos apresentaram variações significativas entre os instantes de aquisição dos dados. Novamente, isto porque a velocidade do movimento foi constante e, portanto, em acordo com a manutenção da aceleração do corpo, diferenças entre os dados dinâmicos não eram esperadas.

O mesmo comportamento das respostas subjetivas evidenciados para o grupo de corredores foi visto no grupo de atletas de handebol; diferenças ($p < 0,05$) crescentes no valor das classificações de percepção de carga mecânica no decorrer do experimento para as condições com e sem palmilha.

Na corrida com palmilha, os atletas de handebol diferiram na classificação das respostas de sensação de carga mecânica entre os seguintes períodos: t_0 ($8,01 \pm 0,2$) e t_{10} ($9,1 \pm 0,2$, $p = 0,02$), t_0 ($8,01 \pm 0,2$) e t_{20} ($10,5 \pm 0,1$, $p < 0,001$), t_0 ($8,01 \pm 0,2$) e t_{30} ($11,2 \pm 0,1$, $p < 0,001$), t_0 ($8,01 \pm 0,2$) e t_{40} ($11,7 \pm 0,1$, $p < 0,001$), t_0 ($8,01 \pm 0,2$) e t_{50} ($12,2 \pm 0,2$, $p < 0,001$), t_{10} ($9,1 \pm 0,2$) e t_{20} ($10,5 \pm 0,1$, $p < 0,001$), t_{10} ($9,1 \pm 0,2$) e t_{30} ($11,2 \pm 0,1$, $p < 0,001$), t_{10} ($9,1 \pm 0,2$) e t_{40} ($11,7 \pm 0,1$, $p < 0,001$), t_{10} ($9,1 \pm 0,2$) e t_{50} ($12,2 \pm 0,2$, $p < 0,001$), t_{20} ($10,5 \pm 0,1$) e t_{40} ($11,7 \pm 0,1$, $p = 0,002$), t_{20} ($10,5 \pm 0,1$) e t_{50} ($12,2 \pm 0,2$, $p < 0,001$) e t_{30} ($11,2 \pm 0,1$) e t_{50} ($12,2 \pm 0,2$, $p = 0,02$). Desta forma, as correlações entre respostas subjetivas e dinâmicas (Fy1: $r = 0,48$, $p = 0,01$; GC: $r = 0,29$, $p = 0,01$; Δt Fy1: $r = 0,59$, $p = 0,01$) demonstraram índices fracos, embora significativos.

Na corrida sem palmilha, as respostas subjetivas frente às cargas mecânicas variaram entre t_0 ($8,2\pm 0,2$) e t_{10} ($9,4\pm 0,1$, $p=0,02$), t_0 ($8,2\pm 0,2$) e t_{20} ($10,5\pm 0,1$, $p<0,001$), t_0 ($8,2\pm 0,2$) e t_{30} ($11,7\pm 0,1$, $p<0,001$), t_0 ($8,2\pm 0,2$) e t_{40} ($12,7\pm 0,1$, $p<0,001$), t_0 ($8,2\pm 0,2$) e t_{50} ($13\pm 0,09$, $p<0,001$), t_{10} ($9,4\pm 0,1$) e t_{30} ($11,7\pm 0,1$, $p<0,001$), t_{10} ($9,4\pm 0,1$) e t_{40} ($12,7\pm 0,1$, $p<0,001$), t_{10} ($9,4\pm 0,1$) e t_{50} ($13\pm 0,09$, $p<0,001$), t_{20} ($10,5\pm 0,1$) e t_{30} ($11,7\pm 0,1$, $p=0,01$), t_{20} ($10,5\pm 0,1$) e t_{40} ($12,7\pm 0,1$, $p<0,001$), t_{20} ($10,5\pm 0,1$) e t_{50} ($13\pm 0,09$, $p<0,001$), t_{30} ($11,7\pm 0,1$) e t_{50} ($13\pm 0,09$, $p<0,001$). As correlações entre percepção e $Fy1$ ($r=-0,21$, $p=0,01$), GC ($r=-0,11$, $p=0,05$), $\Delta t Fy1$ ($r=-0,17$, $p=0,01$), $Imp50$ ($r=-0,45$, $p=0,01$) foram um pouco mais fortes do que na condição do uso da palmilha, entretanto, ainda são considerados índices fracos.

Manipular somente o estímulo mecânico na superfície plantar, induz o aparelho locomotor a realização de ajustes no movimento para controlar o estresse mecânico local. Estes ajustes dependem do funcionamento dos mecanorreceptores que fazem a leitura dos estímulos mecânicos aplicados com frequência ao corpo e modificam a forma de execução do movimento para impedir o comprometimento estrutural do aparelho locomotor (MILANI, 2001). Assim, mesmo com a intenção de perturbar o controle mecânico do movimento com a manipulação da condição do uso de palmilha, verificou-se que o corpo foi capaz de se ajustar, visto que os valores dinâmicos na corrida para o grupo de atletas de handebol e de corredores não variou nos 50 minutos de coleta.

Com tal adequação do controle de cargas mecânicas feitas pelo corpo na corrida, reforça-se a sugestão descrita anteriormente de que o corpo não consegue distinguir as cargas mecânicas quando estas não variam significativamente quanto à intensidade, justificando as correlações fracas entre percepção e valores dinâmicos obtidas no protocolo de corrida.

5.3 Comportamento das respostas dinâmicas e subjetivas na marcha

Neste tópico serão apresentados e discutidos os resultados obtidos para as respostas dinâmicas e subjetivas evidenciados no movimento da marcha. Conforme apontamentos anteriores, participaram desta etapa do experimento voluntários que compõem o grupo de adultos, idosos e diabéticos neuropatas

5.3.1 Grupo de adultos

Na TABELA 5 são apresentados os valores médios e desvios padrão dos parâmetros dinâmicos e subjetivos da marcha dos adultos.

Nenhuma diferença significativa dos valores dinâmicos foi evidenciada entre os períodos de coleta. No entanto, os valores subjetivos se distinguem de forma relevante ($p \leq 0,03$) entre os seguintes períodos: t_0 ($7,6 \pm 0,2$) e t_{30} ($9,1 \pm 0,1$), t_0 ($7,6 \pm 0,2$) e t_{40} ($9,5 \pm 0,2$), t_0 ($7,6 \pm 0,2$) e t_{50} ($9,8 \pm 0,2$), t_{10} ($8,0 \pm 0,1$) e t_{40} ($9,5 \pm 0,2$), t_{10} ($8,0 \pm 0,1$) e t_{50} ($9,8 \pm 0,2$) mostrando comportamento crescente das respostas de percepção entre os períodos.

TABELA 5- Valores médios das variáveis dinâmicas e subjetivas dos adultos nos diferentes períodos da marcha (t_0 a t_{50}).

| Períodos de coleta | Fy1 (N) | Δt Fy1 (ms) | GC ($N \cdot ms^{-1}$) | Imp50 (N.s) | Percep |
|--------------------|-------------|---------------------|--------------------------|-------------|--------------|
| t_0 | 908 (13) | 138 (2) | 6,65 (0,1) | 16 (0,4) | 7,6 (0,2) |
| t_{10} | 888 (13) | 142 (2) | 6,3 (0,1) | 15 (0,4) | 8,0 (0,1) |
| t_{20} | 923 (17) | 129 (2) | 7,3 (0,1) | 17 (0,4) | 8,6 (0,2) |
| t_{30} | 898 (17) | 136 (2) | 6,7 (0,1) | 15 (0,3) | 9,1 (0,1) |
| t_{40} | 881 (14) | 134 (2) | 6,6 (0,1) | 16 (0,3) | 9,5 (0,2) |
| t_{50} | 876 (15) | 135 (2) | 6,5 (0,1) | 15 (0,4) | 9,8 (0,2) |

Uma vez que, os valores dinâmicos e subjetivos não mostraram comportamento semelhante, as correlações entre a percepção de cargas e Fy1 ($r = -0,49$), GC ($r = -0,16$), Imp50 ($r = -0,24$) e Δt Fy1 ($r = -0,26$) foram fracas, mesmo que significativas ($p = 0,01$). Identificando que, os adultos não perceberam os estímulos mecânicos de intensidades semelhantes aplicados ao corpo na marcha, corroborando com os resultados e discussões feitas para os grupos participantes do protocolo de corrida deste projeto.

5.3.2 Grupo de idosos

Os valores médios e desvios padrão das variáveis dinâmicas e subjetivas da marcha do grupo de idosos dos instantes t_0 a t_{50} constam na TABELA 6. Nenhuma diferença estatística representativa ocorreu entre os períodos de coleta para Fy1, Δt Fy1, GC, Imp50.

TABELA 6- Valores médios das variáveis dinâmicas e subjetivas dos idosos nos diferentes períodos da marcha (t₀ a t₅₀).

| Períodos de coleta | Fy1 (N) | Δt Fy1 (ms) | GC (N.ms ⁻¹) | Imp50 (N.s) | Percep |
|--------------------|-------------|-------------|--------------------------|-------------|---------------|
| t ₀ | 729 (38) | 190 (8) | 4,2 (0,3) | 12 (0,3) | 7,9 (0,4) |
| t ₁₀ | 714 (37) | 189 (8) | 4,0 (0,2) | 12 (0,3) | 8,4 (0,4) |
| t ₂₀ | 724 (35) | 182 (7) | 4,1 (0,2) | 12 (0,2) | 9,0 (0,3) |
| t ₃₀ | 708 (36) | 189 (7) | 3,9 (0,2) | 12 (0,3) | 9,9 (0,3) |
| t ₄₀ | 720 (40) | 187 (8) | 4,1 (0,2) | 13 (0,3) | 10,6 (0,4) |
| t ₅₀ | 696 (34) | 185 (8) | 4,1 (0,3) | 13 (0,4) | 11,2 (0,4) |

Com nível de significância inferior a 0,04, os valores de percepção de carga mecânica dos idosos aumentaram nos instantes t₀ (7,9±0,4) e t₃₀ (9,9±0,3), t₀ (7,9±0,4) e t₄₀ (10,6±0,4), t₀ (7,9±0,4) e t₅₀ (10,7±0,8), t₁₀ (8,4±0,4) e t₄₀ (10,6±0,4), t₁₀ (8,4±0,4) e t₅₀ (11,2±0,4), t₂₀ (7,5±0,2) e t₅₀ (11,2±0,4).

Ainda que, as cargas mecânicas tenham apresentado valores equivalentes entre os períodos de coleta, a correlação com os valores subjetivos para os idosos foram fortes e significativas entre a percepção, GC (r=0,73) e Imp50 (r=0,64). Correlações fracas, porém significativas (p=0,01), foram evidenciadas entre a percepção e Fy1 (r=0,50) e ΔtFy1 (r=-0,36).

Vale ressaltar que, os idosos selecionados para o projeto eram sedentários. Desta forma, mesmo realizando o movimento em velocidade de 3km/h, o que indicaria aplicação de carga mecânica baixa para um adulto normal, é possível que a intensidade destas cargas para um indivíduo não habituado a recebê-las no cotidiano, possa ter sido percebida como uma condição de carga mecânica mais intensa.

Mesmo em uma condição não habitual, os idosos apresentaram grande controle sobre as cargas aplicadas ao corpo no decorrer do experimento, uma vez que, os parâmetros dinâmicos não apresentaram modificações expressivas entre os períodos de coleta. Tais ajustes para o controle de carga mecânica, seguramente

sofreram influência das informações captadas por receptores de estímulos mecânicos (MILANI, 2001).

Os apontamentos verificados na literatura especializada (BRANDINA, 2004; LAKE e LAFORTUNE, 1998, ROBBINS e GOUW, 1991) acerca da capacidade do sujeito perceber melhor os estímulos mecânicos mais intensos, que diferem daqueles de mesma intensidade aplicados ao corpo rotineiramente, podem explicar as correlações fortes e significativas registradas para o grupo de idosos sedentários. No entanto, esta suposição necessita de maior esclarecimento, indicando a necessidade de analisar a percepção mecânica de idosos ativos durante a marcha, a fim de identificar se a adaptação do aparelho locomotor às cargas de maior intensidade adquiridas com a atividade física induziria o grupo de idosos ativos a não perceber cargas mecânicas mais baixas como as geradas na marcha.

5.3.3 Grupo de diabéticos neuropatas

Os valores médios e desvios padrão dos parâmetros dinâmicos e subjetivos em cada período de coleta do grupo dos diabéticos neuropatas estão descritos na TABELA 7.

TABELA 7- Valores médios das variáveis dinâmicas e subjetivas dos diabéticos neuropatas nos diferentes períodos (t_0 a t_{50}) da marcha.

| Períodos de coleta | Fy1 (N) | Δt Fy1 (ms) | GC (N.ms ⁻¹) | Imp50 (N.s) | Percep |
|--------------------|------------|---------------------|--------------------------|-------------|---------------|
| t_0 | 748 (8) | 185 (12) | 3,38 (0,1) | 13 (0,2) | 7,3 (0,2) |
| t_{10} | 740 (5) | 221 (9) | 3,49 (0,1) | 13 (0,3) | 7,5 (0,2) |
| t_{20} | 768 (8) | 220 (8) | 3,6 (0,1) | 14 (0,2) | 10,7 (0,8) |
| t_{30} | 736 (3) | 219 (9) | 3,5 (0,1) | 13 (0,1) | 10,0 (0,4) |
| t_{40} | 737 (4) | 213 (8) | 3,5 (0,1) | 14 (0,2) | 11,7 (0,7) |
| t_{50} | 751 (4) | 221 (8) | 3,5 (0,1) | 14 (0,3) | 12,3 (0,9) |

Ao considerar as variáveis dinâmicas, os valores encontrados não apresentaram diferenças significativas ($p < 0,05$) entre nenhum dos seis períodos de

coleta. Assim, os valores que representam as cargas mecânicas aplicadas ao corpo foram equivalentes nos 50 minutos de execução da marcha. Novamente, destaca-se a ausência de manipulação da velocidade do movimento na coleta, como fator que explica o comportamento dos parâmetros dinâmicos.

No entanto, as respostas subjetivas apresentaram diferenças significativas entre a maioria dos períodos de coleta, identificados pelos valores numéricos crescentes a cada período. Descrevendo mais pontualmente as diferenças encontradas, entre t_0 ($7,3 \pm 0,2$) e t_{20} ($10,7 \pm 0,8$), t_0 ($7,3 \pm 0,2$) e t_{30} ($10,0 \pm 0,4$), t_0 ($7,3 \pm 0,2$) e t_{40} ($11,7 \pm 0,7$), t_0 ($7,3 \pm 0,2$) e t_{50} ($12,3 \pm 0,9$), verifica-se o aumento ($p \leq 0,002$), dos valores de percepção entre o instante inicial de coleta e os demais períodos, mesmo sem ter havido alterações nos valores dos parâmetros dinâmicos do movimento. Comportamento semelhante foi registrado entre t_{10} ($7,5 \pm 0,2$) e t_{20} ($10,7 \pm 0,8$), t_{10} ($7,5 \pm 0,2$) e t_{30} ($10,0 \pm 0,4$), t_{10} ($7,5 \pm 0,2$) e t_{40} ($11,7 \pm 0,7$), t_{10} ($7,5 \pm 0,2$) e t_{50} ($12,3 \pm 0,9$) e t_{30} ($10,0 \pm 0,4$) e t_{50} ($12,3 \pm 0,9$), com $p \leq 0,01$.

Ao correlacionar os valores dinâmicos com os subjetivos dos diabéticos neuropatas, apenas Imp_{50} apresentou índice com nível de significância de $p=0,05$, entretanto, com valor de $r=0,16$, considerado muito fraco. Desta forma, verifica-se que as respostas subjetivas não guardam relação com os valores dinâmicos na marcha de diabéticos neuropatas, não sendo, um parâmetro confiável para controle de cargas mecânicas.

Esta resposta já era esperada, uma vez que, este grupo foi selecionado devido à particularidade de não ter mais as sensações periféricas preservadas por conta da neuropatia. Portanto, mesmo com a execução de um movimento habitual, como a marcha, os possíveis ajustes que possam ter ocorrido nos 50 minutos do experimento, dificilmente serão percebidos, fato que pode explicar a ausência de correlação entre parâmetros dinâmicos e subjetivos na marcha.

5.4 Comportamento das respostas eletromiográficas e subjetivas na corrida

Neste tópico serão apresentados e discutidos os resultados obtidos para as respostas eletromiográficas e subjetivas evidenciados no movimento da corrida (grupo de corredores e atletas de handebol).

5.4.1 Grupo de corredores

Envoltório linear do EMG de cada músculo analisado no ciclo da corrida com palmilha para cada período de coleta pode ser vista na FIGURA 21. Na TABELA 8

são apresentados os valores de RMS no apoio e de RMS aos 100ms do apoio para o grupo de corredores ao realizarem o movimento de corrida com o uso da palmilha. Ressalta-se que, a atividade muscular entre 50 e 100ms não pode ser alterada, em acordo com o período de latência de resposta do tecido muscular (NIGG, 1985; WINTER & BISHOP, 1992). Portanto, alterações no meio ambiente que possam modificar a preparação prévia do músculo para recepção de cargas mecânicas neste intervalo de tempo, comprometem o controle das cargas externas aplicadas ao corpo. Em função destas considerações, um dos valores estabelecidos para análise e discussão dos dados eletromiográficos foi o RMS nos 100ms iniciais do apoio.

Ao atentar para os valores de RMS no apoio dos músculos TA, BF e RF identificaram-se diferenças significativas ($p \leq 0,03$) de valores entre determinados instantes do movimento, sem que estas variações tendessem a um comportamento específico. Tais flutuações do sinal foram encontradas para TA entre t_0 ($1,12 \pm 0,08$) e t_{20} ($1,67 \pm 0,13$), t_0 ($1,12 \pm 0,08$) e t_{40} ($1,62 \pm 0,09$), t_{20} ($1,67 \pm 0,13$) e t_{30} ($1,30 \pm 0,06$) e t_{20} ($1,67 \pm 0,13$) e t_{50} ($1,33 \pm 0,05$); para BF entre t_{10} ($1,40 \pm 0,08$) e t_{20} ($1,89 \pm 0,12$), t_{10} ($1,40 \pm 0,08$) e t_{40} ($1,85 \pm 0,11$), t_{20} ($1,89 \pm 0,12$) e t_{30} ($1,24 \pm 0,07$), t_{20} ($1,89 \pm 0,12$) e t_{50} ($1,42 \pm 0,06$), t_{30} ($1,24 \pm 0,07$) e t_{40} ($1,85 \pm 0,11$) e t_{40} ($1,85 \pm 0,11$) e t_{50} ($1,42 \pm 0,06$); e para RF entre t_{10} ($1,46 \pm 0,13$) e t_{20} ($2,33 \pm 0,09$), t_{20} ($2,33 \pm 0,09$) e t_{30} ($1,47 \pm 0,09$) e t_{20} ($2,33 \pm 0,09$) e t_{40} ($1,70 \pm 0,11$).

As mesmas flutuações no sinal eletromiográfico entre os instantes de registro foram identificadas para os valores de RMS aos 100ms do início do apoio para os cinco músculos analisados. Os valores, desta variável, foram significativamente diferentes para TA ($p < 0,04$) entre t_0 ($1,09 \pm 0,05$) e t_{20} ($1,61 \pm 0,09$), t_{10} ($1,14 \pm 0,10$) e t_{20} ($1,61 \pm 0,09$), t_{20} ($1,61 \pm 0,09$) e t_{30} ($0,99 \pm 0,06$), t_{30} ($0,99 \pm 0,06$) e t_{40} ($1,49 \pm 0,10$) e t_{30} ($0,99 \pm 0,06$) e t_{50} ($1,44 \pm 0,008$). Para o músculo VL ($p < 0,02$) as diferenças do RMS nos 100ms do apoio encontraram-se entre t_{10} ($0,87 \pm 0,08$) e t_{20} ($2,19 \pm 0,15$), t_{10} ($0,87 \pm 0,08$) e t_{40} ($1,78 \pm 0,15$), t_{20} ($2,19 \pm 0,15$) e t_{30} ($0,97 \pm 0,06$) e t_{20} ($2,19 \pm 0,15$) e t_{50} ($1,14 \pm 0,13$).

Entre os períodos t_0 ($0,87 \pm 0,06$) e t_{20} ($1,47 \pm 0,11$), t_{20} ($1,47 \pm 0,11$) e t_{30} ($0,83 \pm 0,06$), t_{20} ($1,47 \pm 0,11$) e t_{50} ($0,76 \pm 0,05$) e t_{30} ($0,83 \pm 0,06$) e t_{40} ($1,29 \pm 0,12$) e t_{40} ($1,29 \pm 0,12$) e t_{50} ($0,76 \pm 0,05$) os valores de RMS aos 100ms do apoio do BF que apresentaram variações ($p < 0,02$). Para o músculo RF as diferenças ocorreram entre t_0 ($2,35 \pm 0,18$) e t_{20} ($3,21 \pm 0,13$), t_{10} ($1,96 \pm 0,20$) e t_{20} ($3,21 \pm 0,13$), t_{20} ($3,21 \pm 0,13$) e t_{30} ($1,99 \pm 0,13$), t_{20} ($3,21 \pm 0,13$) e t_{40} ($2,33 \pm 0,17$) e t_{20} ($3,21 \pm 0,13$) e t_{50} ($2,48 \pm 0,14$).

Finalmente, os valores de RMS do GA aos 100ms do apoio variaram somente entre t_{20} ($1,39 \pm 0,11$) e t_{50} ($0,72 \pm 0,04$).

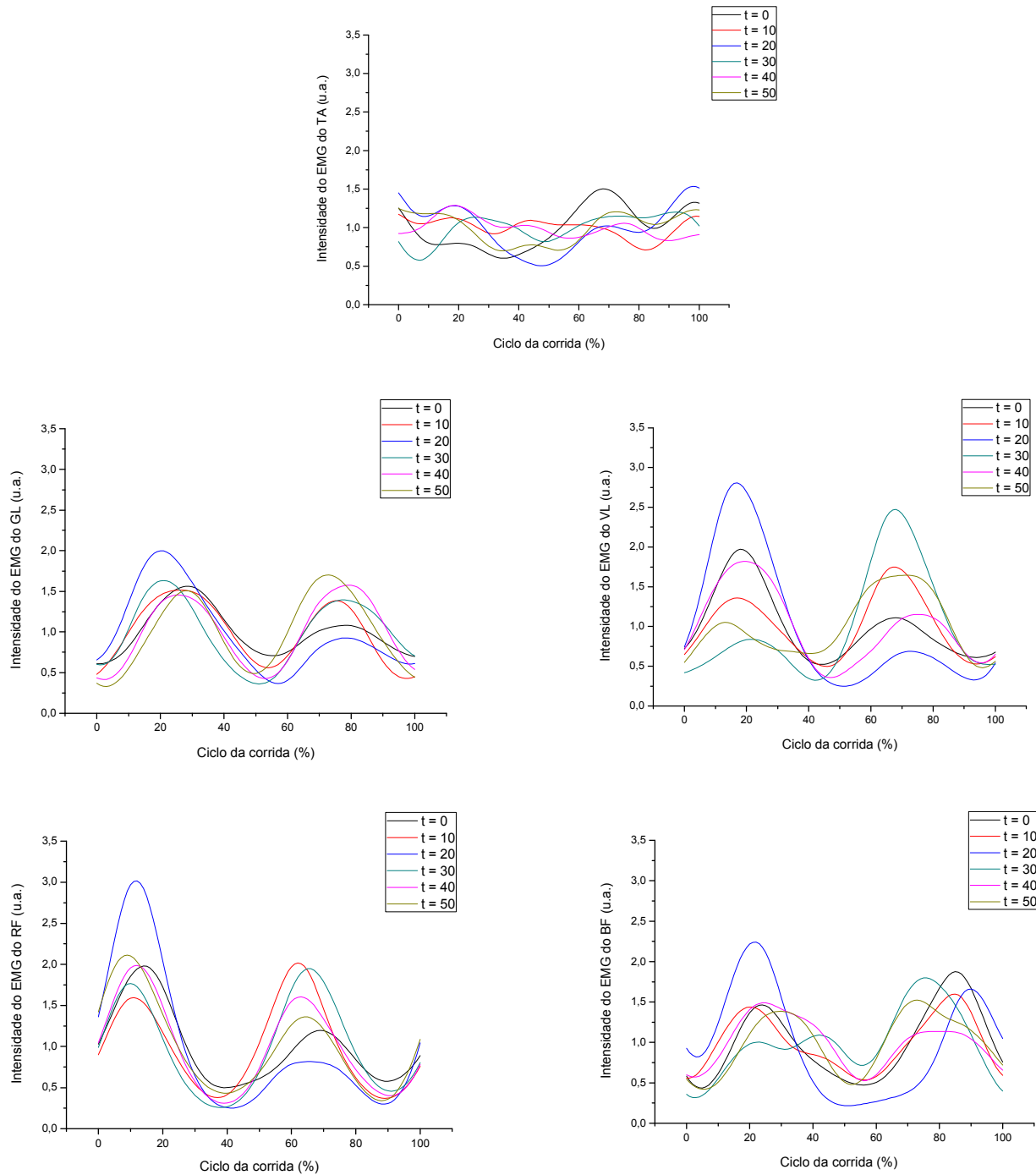


FIGURA 21 - Envoltório linear do EMG do tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) no ciclo da corrida dos corredores na condição com palmilha.

TABELA 8- Valores médios das variáveis eletromiográficas e subjetivas dos corredores nos diferentes períodos da corrida (t₀ a t₅₀) na condição com palmilha.

| Períodos de coleta | TA | | GA | | VL | | BF | | RF | | Percep |
|--------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|
| | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | |
| t ₀ | 1,12 (0,08) | 1,09 (0,05) | 1,52 (0,08) | 1,07 (0,06) | 1,71 (0,10) | 1,57 (0,14) | 1,49 (0,06) | 0,87 (0,06) | 1,92 (0,11) | 2,35 (0,18) | 8,05 (0,19) |
| t ₁₀ | 1,38 (0,11) | 1,14 (0,10) | 1,43 (0,09) | 1,06 (0,08) | 1,04 (0,08) | 0,87 (0,08) | 1,40 (0,08) | 1,09 (0,09) | 1,46 (0,13) | 1,96 (0,20) | 8,77 (0,24) |
| t ₂₀ | 1,67 (0,13) | 1,61 (0,09) | 1,68 (0,10) | 1,39 (0,11) | 2,31 (0,15) | 2,19 (0,15) | 1,89 (0,12) | 1,47 (0,11) | 2,33 (0,09) | 3,21 (0,13) | 10,4 (0,26) |
| t ₃₀ | 1,30 (0,06) | 0,99 (0,06) | 1,72 (0,14) | 1,17 (0,10) | 1,04 (0,06) | 0,97 (0,06) | 1,24 (0,07) | 0,83 (0,06) | 1,47 (0,09) | 1,99 (0,13) | 11,5 (0,17) |
| t ₄₀ | 1,62 (0,09) | 1,49 (0,10) | 1,72 (0,09) | 0,98 (0,10) | 2,00 (0,12) | 1,78 (0,15) | 1,85 (0,11) | 1,29 (0,12) | 1,70 (0,11) | 2,33 (0,17) | 12,5 (0,14) |
| t ₅₀ | 1,33 (0,05) | 1,44 (0,08) | 1,33 (0,09) | 0,72 (0,04) | 1,36 (0,13) | 1,14 (0,13) | 1,42 (0,06) | 0,76 (0,05) | 1,87 (0,09) | 2,48 (0,14) | 13,19 (0,08) |

Ainda que os valores de RMS não tenham apresentado um comportamento único indicando aumento ou diminuição entre os instantes de coleta, as respostas subjetivas variaram significativamente ($p \leq 0,02$) com os voluntários percebendo cargas mecânicas cada vez maiores no movimento. Estas respostas crescentes encontraram-se entre t_0 ($8,05 \pm 0,19$) e t_{20} ($10,4 \pm 0,26$), t_0 ($8,05 \pm 0,19$) e t_{30} ($11,5 \pm 0,17$), t_0 ($8,05 \pm 0,19$) e t_{40} ($12,5 \pm 0,14$) e t_0 ($8,05 \pm 0,19$) e t_{50} ($13,1 \pm 0,08$), t_{10} ($8,77 \pm 0,24$) e t_{20} ($10,4 \pm 0,26$), t_{10} ($8,77 \pm 0,24$) e t_{30} ($11,5 \pm 0,17$), t_{10} ($8,77 \pm 0,24$) e t_{40} ($12,5 \pm 0,14$), t_{10} ($8,77 \pm 0,24$) e t_{50} ($13,1 \pm 0,08$), t_{20} ($10,4 \pm 0,26$) e t_{30} ($11,5 \pm 0,17$), t_{20} ($10,4 \pm 0,26$) e t_{40} ($12,5 \pm 0,14$), t_{20} ($10,4 \pm 0,26$) e t_{50} ($13,1 \pm 0,08$), t_{30} ($11,5 \pm 0,17$) e t_{50} ($13,1 \pm 0,08$), t_{40} ($12,5 \pm 0,14$) e t_{50} ($13,1 \pm 0,08$).

Dado os comportamentos distintos entre os valores dos parâmetros eletromiográficos e as respostas subjetivas, obtiveram-se poucas correlações significativas entre estas variáveis e estas apresentaram índices muito fracos. Mais pontualmente, destacam-se as correlações entre percepção e RMS no apoio do músculo GA ($r=0.10$, $p=0,05$), RMS no apoio do BF ($r=0.25$, $p=0,01$), RMS aos 100ms do apoio ($r=0.13$, $p=0,01$) e RMS aos 100ms do VL ($r=0.12$, $p=0,01$).

A relação entre valores subjetivos e eletromiográficos foi proposta com o intuito de identificar uma semelhança de comportamento entre estes parâmetros. Supunha-se que, a captação de estímulos mecânicos obtidas pelos receptores presentes no músculo (fuso muscular e órgão Tendinoso de Golgi) pudesse influenciar diretamente na classificação das respostas mecânicas percebidas na locomoção.

Tal suposição baseia-se na explicação de que o tecido muscular nos movimentos de locomoção modifica seu comprimento no decorrer destes gestos motores, a fim de realizar contrações excêntricas para controle dos movimentos articulares e concêntricas para produzir força propulsora (WINTER, 1990). As variações no comprimento muscular ativam os receptores mecânicos presentes nos músculos, que informam o sistema nervoso sobre a posição relativa dos membros, a alteração do ângulo articular e o grau de tensão do tendão muscular (BEAR, CONNORS & PARADISO, 1996; ENOKA, 2000; KANDEL, SCHWARTZ & JESSELL, 1995; LEHMKUHL & SMITH, 1987). Assim, esperava-se que as alterações neuro-musculares ocorridas nos movimentos de locomoção pudessem influenciar as respostas subjetivas quanto à intensidade das cargas mecânicas aplicadas ao corpo. No entanto, tal hipótese não foi confirmada.

Com base nos conhecimentos teóricos referente à estrutura e função destes receptores mecânicos, atenta-se para o fato destes reagirem a estímulos de alta intensidade (ENOKA, 2000; KANDEL, SCHWARTZ & JESSELL, 1995; LEHMKUHL & SMITH, 1987). Como apresentado para o grupo de corredores na condição de uso da palmilha, nenhuma alteração nos valores eletromiográficos que pudesse explicar a ocorrência de um ajuste imediato no movimento foi registrada. Verificaram-se apenas flutuações no sinal, provavelmente, decorrentes da variabilidade natural do movimento humano. Portanto, constata-se que as respostas subjetivas não são influenciadas pelas respostas eletromiográficas

Os valores médios e desvios padrão dos dados eletromiográficos de corredores na condição da corrida sem palmilha no calçado são apresentados na TABELA 9. A média do envoltório linear dos músculos estudados, em cada período de coleta está representada na FIGURA 22.

O comportamento dos parâmetros eletromiográficos nesta condição foi semelhante ao descrito para o grupo de corredores, que utilizou a palmilha no calçado, apresentando pequenas variações no sinal decorrentes da própria variabilidade do movimento humano. Assim, diferenças entre os períodos de coleta nos valores de RMS no apoio para os músculos GA, VL e RF foram encontradas, bem como, nos valores de RMS aos 100ms após o apoio para TA, GA, VL e RF.

Entre t_{10} ($1,32 \pm 0,04$) e t_{30} ($1,76 \pm 0,07$) verificaram-se as únicas diferenças de valores significativas ($p=0,01$) de RMS no apoio do GA. Para o mesmo parâmetro, o VL apresentou distinções ($p \leq 0,04$) entre t_{10} ($2,50 \pm 0,16$) e t_{20} ($1,53 \pm 0,15$), t_{10} ($1,32 \pm 0,04$) e t_{30} ($1,75 \pm 0,17$), t_{10} ($1,32 \pm 0,04$) e t_{50} ($0,67 \pm 0,11$), t_{20} ($1,53 \pm 0,15$) e t_{40} ($2,15 \pm 0,16$), t_{20} ($1,53 \pm 0,15$) e t_{50} ($0,67 \pm 0,11$), t_{30} ($1,75 \pm 0,17$) e t_{50} ($0,67 \pm 0,11$), t_{40} ($2,15 \pm 0,16$) e t_{50} ($0,67 \pm 0,11$); e o músculo RF apresentou variações nos valores de RMS no apoio entre os instantes t_{10} ($1,79 \pm 0,08$) e t_{50} ($1,23 \pm 0,06$, $p=0,05$), t_{20} ($1,79 \pm 0,10$) e t_{50} ($1,23 \pm 0,06$, $p=0,05$), t_{30} ($1,59 \pm 0,11$) e t_{40} ($2,10 \pm 0,16$, $p=0,02$) e t_{40} ($2,10 \pm 0,16$) e t_{50} ($1,23 \pm 0,06$, $p < 0,01$).

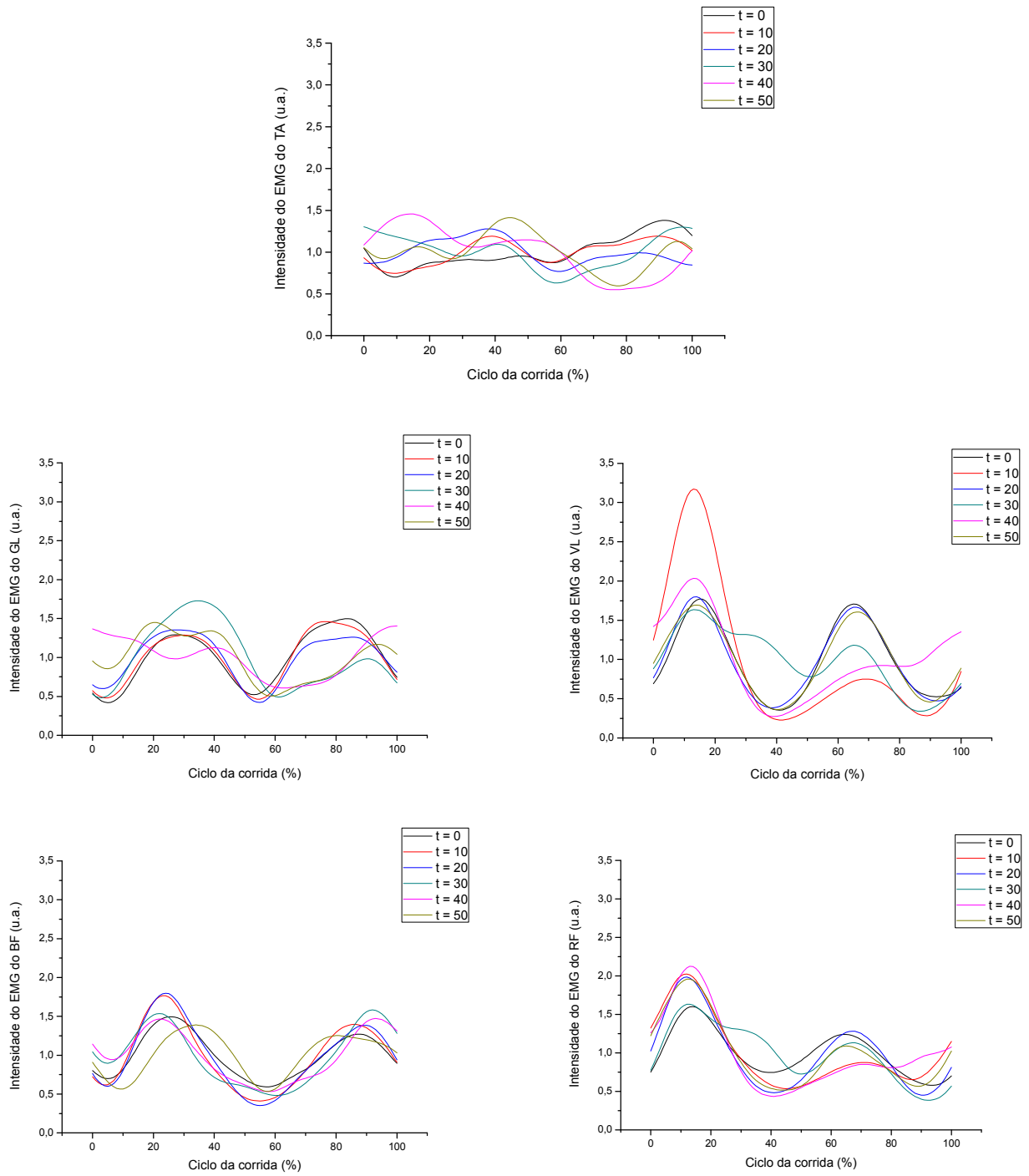


FIGURA 22 - Envoltório linear do EMG do tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) no ciclo da corrida dos corredores na condição sem palmilha.

TABELA 9- Valores médios das variáveis eletromiográficas e subjetivas dos corredores nos diferentes períodos da corrida (t_0 a t_{50}) na condição sem palmilha.

| Períodos de coleta | TA | | GA | | VL | | BF | | RF | | Percep |
|--------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|
| | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | |
| t_0 | 1,28 (0,07) | 1,24 (0,07) | 1,4 (0,05) | 1,41 (0,16) | 1,84 (0,17) | 1,65 (0,15) | 1,65 (0,09) | 1,30 (0,08) | 1,82 (0,09) | 1,25 (0,09) | 7,39 (0,27) |
| t_{10} | 1,33 (0,05) | 1,04 (0,05) | 1,32 (0,04) | 0,80 (0,04) | 2,50 (0,16) | 3,30 (0,19) | 1,77 (0,09) | 1,08 (0,07) | 1,79 (0,08) | 2,30 (0,13) | 8,89 (0,24) |
| t_{20} | 1,44 (0,03) | 1,14 (0,06) | 1,44 (0,04) | 0,95 (0,06) | 1,53 (0,15) | 1,87 (0,21) | 1,75 (0,07) | 0,97 (0,05) | 1,79 (0,10) | 2,33 (0,17) | 9,62 (0,29) |
| t_{30} | 1,50 (0,05) | 1,70 (0,10) | 1,76 (0,07) | 1,40 (0,14) | 1,75 (0,17) | 2,07 (0,18) | 1,55 (0,07) | 1,14 (0,07) | 1,59 (0,11) | 2,01 (0,18) | 9,72 (0,22) |
| t_{40} | 1,35 (0,04) | 1,23 (0,07) | 1,50 (0,06) | 1,28 (0,10) | 2,15 (0,16) | 2,87 (0,23) | 1,56 (0,07) | 1,18 (0,08) | 2,10 (0,16) | 2,53 (0,16) | 10,49 (0,25) |
| t_{50} | 1,49 (0,09) | 1,27 (0,10) | 1,40 (0,05) | 0,60 (0,04) | 0,67 (0,11) | 0,26 (0,07) | 1,60 (0,07) | 1,05 (0,15) | 1,23 (0,06) | 1,27 (0,09) | 11,83 (0,35) |

Com relação ao parâmetro RMS aos 100ms após o apoio, o músculo TA mostrou diferenças entre t_0 ($1,24 \pm 0,07$) e t_{30} ($1,70 \pm 0,10$, $p=0,02$), t_{10} ($1,04 \pm 0,05$) e t_{30} ($1,70 \pm 0,10$, $p<0,01$), t_{20} ($1,14 \pm 0,06$) e t_{30} ($1,70 \pm 0,10$, $p<0,001$), t_{30} ($1,70 \pm 0,10$) e t_{40} ($1,23 \pm 0,07$, $p<0,006$); o músculo GA entre t_0 ($1,41 \pm 0,16$) e t_{10} ($0,80 \pm 0,04$, $p=0,004$), t_0 ($1,41 \pm 0,16$) e t_{50} ($0,60 \pm 0,04$, $p<0,001$), t_{10} ($0,80 \pm 0,04$) e t_{30} ($1,40 \pm 0,14$, $p=0,001$), t_{30} ($1,40 \pm 0,14$) e t_{50} ($0,60 \pm 0,04$, $p<0,001$) e t_{40} ($1,28 \pm 0,10$) e t_{50} ($0,60 \pm 0,04$, $p<0,001$); VL entre t_0 ($1,65 \pm 0,15$) e t_{10} ($3,30 \pm 0,19$, $p<0,001$), t_0 ($1,65 \pm 0,15$) e t_{40} ($2,87 \pm 0,23$, $p<0,001$), t_0 ($1,65 \pm 0,15$) e t_{50} ($0,26 \pm 0,07$, $p<0,001$), t_{10} ($3,30 \pm 0,19$) e t_{20} ($1,87 \pm 0,21$, $p=0,003$), t_{10} ($3,30 \pm 0,19$) e t_{30} ($2,07 \pm 0,18$, $p<0,001$), t_{10} ($3,30 \pm 0,19$) e t_{50} ($0,26 \pm 0,07$, $p<0,001$), t_{20} ($1,87 \pm 0,21$) e t_{40} ($2,87 \pm 0,23$, $p=0,003$), t_{20} ($1,87 \pm 0,21$) e t_{50} ($0,26 \pm 0,07$, $p<0,001$), t_{30} ($2,07 \pm 0,18$) e t_{50} ($0,26 \pm 0,07$, $p<0,001$) e t_{40} ($2,87 \pm 0,23$) e t_{50} ($0,26 \pm 0,07$, $p<0,001$) e RF entre t_0 ($1,25 \pm 0,09$) e t_{10} ($2,30 \pm 0,13$, $p<0,001$), t_0 ($1,25 \pm 0,09$) e t_{20} ($2,33 \pm 0,17$, $p<0,001$), t_0 ($1,25 \pm 0,09$) e t_{40} ($2,53 \pm 0,16$, $p<0,001$), t_{10} ($2,30 \pm 0,13$) e t_{50} ($1,27 \pm 0,09$, $p=0,002$), t_{20} ($2,33 \pm 0,17$) e t_{50} ($1,27 \pm 0,09$, $p=0,002$), t_{40} ($2,53 \pm 0,16$) e t_{50} ($1,27 \pm 0,09$, $p=0,002$).

As respostas subjetivas de percepção de carga, diferentemente, dos valores de RMS apresentados variaram significativamente com valores crescentes entre os períodos de aquisição de dados. Entre t_0 ($7,39 \pm 0,27$) e t_{10} ($8,89 \pm 0,24$, $p<0,001$), t_0 ($7,39 \pm 0,27$) e t_{20} ($9,62 \pm 0,29$, $p<0,001$), t_0 ($7,39 \pm 0,27$) e t_{30} ($9,72 \pm 0,22$, $p<0,001$), t_0 ($7,39 \pm 0,27$) e t_{40} ($10,49 \pm 0,25$, $p<0,001$), t_0 ($7,39 \pm 0,27$) e t_{50} ($11,83 \pm 0,35$, $p<0,001$), t_{10} ($8,89 \pm 0,24$) e t_{40} ($10,49 \pm 0,25$, $p<0,001$), t_{10} ($8,89 \pm 0,24$) e t_{50} ($11,83 \pm 0,35$, $p<0,001$), t_{20} ($9,62 \pm 0,29$) e t_{50} ($11,83 \pm 0,35$, $p<0,001$), t_{30} ($9,72 \pm 0,22$) e t_{50} ($11,83 \pm 0,35$, $p<0,001$) e t_{40} ($10,49 \pm 0,25$) e t_{50} ($11,83 \pm 0,35$, $p=0,01$).

As flutuações apresentadas nos parâmetros eletromiográficos e o aumento constante dos valores subjetivos entre os seis instantes de corrida sem o uso da palmilha acarretaram em correlações muito fracas e significativas obtidas entre a percepção e as variáveis eletromiográficas RMS aos 100ms do apoio do TA ($r=0,12$, $p=0,05$), do GA ($r=-0,10$, $p=0,05$), do VL ($r=0,12$, $p=0,05$), do BF ($r=0,22$, $p=0,01$) e do RF ($r=0,26$, $p=0,01$) e RMS no apoio do VL ($r=0,13$, $p=0,01$) e BF ($r=0,22$, $p=0,01$).

Ainda que, a manipulação do uso da palmilha no movimento de corrida tenha sido feita para alterar as sensações percebidas pelos sujeitos na região plantar e promover ajustes eletromiográficos no movimento, que pudessem influenciar as respostas de percepção de carga mecânica, verificou-se a não ocorrência de associações entre estas respostas. Portanto, indica-se que, as respostas subjetivas

não são influenciadas pelas variações eletromiográficas pouco expressivas, identificadas em movimentos nos quais a intensidade de cargas mecânicas não varia.

5.4.2 Grupo de atletas de handebol

Na TABELA 10 estão os valores médios e desvios padrão dos parâmetros eletromiográficos do grupo de atletas de handebol na corrida na condição com palmilha. A FIGURA 23 mostra a média do sinal EMG de cada músculo investigado de t_0 a t_{50} na condição com palmilha.

Os valores de RMS no apoio diferiram significativamente entre os períodos de coleta para os músculos TA, GA, VL, BF e RF. Para TA as diferenças foram identificadas entre t_0 ($1,39 \pm 0,04$) e t_{30} ($0,83 \pm 0,02$, $p < 0,001$), t_{10} ($1,32 \pm 0,03$) e t_{30} ($0,83 \pm 0,02$, $p < 0,001$). Os valores de GA mudaram entre t_0 ($1,31 \pm 0,06$) e t_{30} ($2,34 \pm 0,12$, $p < 0,001$), t_0 ($1,31 \pm 0,06$) e t_{30} ($2,34 \pm 0,12$, $p < 0,001$), t_{10} ($1,23 \pm 0,11$) e t_{20} ($1,69 \pm 0,14$, $p = 0,05$), t_{10} ($1,23 \pm 0,11$) e t_{30} ($2,34 \pm 0,12$, $p < 0,001$), t_{10} ($1,23 \pm 0,11$) e t_{40} ($2,30 \pm 0,14$, $p < 0,001$), t_{20} ($1,69 \pm 0,14$) e t_{30} ($2,34 \pm 0,12$, $p < 0,001$), t_{20} ($1,69 \pm 0,14$) e t_{40} ($2,30 \pm 0,14$, $p < 0,001$), t_{30} ($2,34 \pm 0,12$) e t_{50} ($1,61 \pm 0,10$, $p < 0,001$), t_{40} ($2,30 \pm 0,14$) e t_{50} ($1,61 \pm 0,10$, $p < 0,001$).

Considerando os músculos do joelho e quadril, os valores de RMS no apoio variaram entre os seguintes instantes para VL: t_0 ($1,17 \pm 0,10$) e t_{20} ($2,24 \pm 0,16$, $p < 0,001$), t_0 ($1,17 \pm 0,10$) e t_{30} ($2,58 \pm 0,13$, $p < 0,001$), t_0 ($1,17 \pm 0,10$) e t_{20} ($2,11 \pm 0,11$, $p < 0,001$), t_{10} ($1,14 \pm 0,10$) e t_{20} ($2,24 \pm 0,16$, $p < 0,001$), t_{10} ($1,14 \pm 0,10$) e t_{30} ($2,58 \pm 0,13$, $p < 0,001$), t_{10} ($1,14 \pm 0,10$) e t_{40} ($2,11 \pm 0,11$, $p < 0,001$), t_{20} ($2,24 \pm 0,16$) e t_{50} ($1,20 \pm 0,09$, $p < 0,001$), t_{30} ($2,58 \pm 0,13$) e t_{50} ($1,20 \pm 0,09$, $p < 0,001$), t_{40} ($2,11 \pm 0,11$) e t_{50} ($1,20 \pm 0,09$, $p < 0,001$); para BF: t_0 ($1,95 \pm 0,09$) e t_{30} ($1,45 \pm 0,17$, $p = 0,015$), t_0 ($1,95 \pm 0,09$) e t_{40} ($1,16 \pm 0,09$, $p < 0,001$), t_0 ($1,95 \pm 0,09$) e t_{50} ($1,53 \pm 0,09$, $p = 0,05$), t_{10} ($1,64 \pm 0,05$) e t_{40} ($1,16 \pm 0,09$, $p = 0,03$), t_{20} ($1,76 \pm 0,08$) e t_{40} ($1,16 \pm 0,09$, $p = 0,001$) e para RF: t_0 ($1,27 \pm 0,08$) e t_{20} ($1,86 \pm 0,09$, $p = 0,007$), t_0 ($1,27 \pm 0,08$) e t_{30} ($2,19 \pm 0,10$, $p < 0,001$), t_0 ($1,27 \pm 0,08$) e t_{40} ($2,18 \pm 0,10$, $p < 0,001$), t_{10} ($1,65 \pm 0,16$) e t_{50} ($0,99 \pm 0,06$, $p = 0,001$), t_{20} ($1,86 \pm 0,09$) e t_{50} ($0,99 \pm 0,06$, $p < 0,001$), t_{30} ($2,19 \pm 0,10$) e t_{50} ($0,99 \pm 0,06$, $p < 0,001$), t_{40} ($2,18 \pm 0,10$) e t_{50} ($0,99 \pm 0,06$, $p < 0,001$),

TABELA 10- Valores médios das variáveis eletromiográficas e subjetivas dos jogadores de handebol nos diferentes períodos da corrida (t₀ a t₅₀) na condição com palmilha.

| Períodos de coleta | TA | | GA | | VL | | BF | | RF | | Percep |
|--------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|
| | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | |
| t ₀ | 1,39 (0,04) | 1,07 (0,04) | 1,31 (0,06) | 0,64 (0,04) | 1,17 (0,10) | 0,84 (0,13) | 1,95 (0,09) | 0,71 (0,10) | 1,27 (0,08) | 1,13 (0,11) | 8,35 (0,2) |
| t ₁₀ | 1,32 (0,03) | 1,07 (0,05) | 1,23 (0,11) | 0,52 (0,04) | 1,14 (0,10) | 0,82 (0,12) | 1,64 (0,05) | 0,52 (0,06) | 1,65 (0,16) | 0,98 (0,10) | 9,49 (0,28) |
| t ₂₀ | 1,20 (0,04) | 1,25 (0,03) | 1,69 (0,14) | 1,35 (0,14) | 2,24 (0,16) | 3,07 (0,24) | 1,76 (0,08) | 0,78 (0,11) | 1,86 (0,09) | 2,46 (0,17) | 9,72 (0,10) |
| t ₃₀ | 0,83 (0,02) | 1,08 (0,03) | 2,34 (0,12) | 1,85 (0,18) | 2,58 (0,13) | 3,57 (0,14) | 1,45 (0,17) | 1,38 (0,19) | 2,19 (0,10) | 2,99 (0,23) | 10,5 (1,0) |
| t ₄₀ | 1,15 (0,06) | 1,45 (0,07) | 2,30 (0,14) | 1,49 (0,14) | 2,11 (0,11) | 2,98 (0,16) | 1,16 (0,09) | 1,58 (0,15) | 2,18 (0,10) | 2,96 (0,18) | 11,60 (0,34) |
| t ₅₀ | 1,17 (0,07) | 1,32 (0,12) | 1,61 (0,10) | 1,03 (0,11) | 1,20 (0,09) | 1,46 (0,14) | 1,53 (0,09) | 0,84 (0,06) | 0,99 (0,06) | 1,14 (0,09) | 12,02 (0,27) |

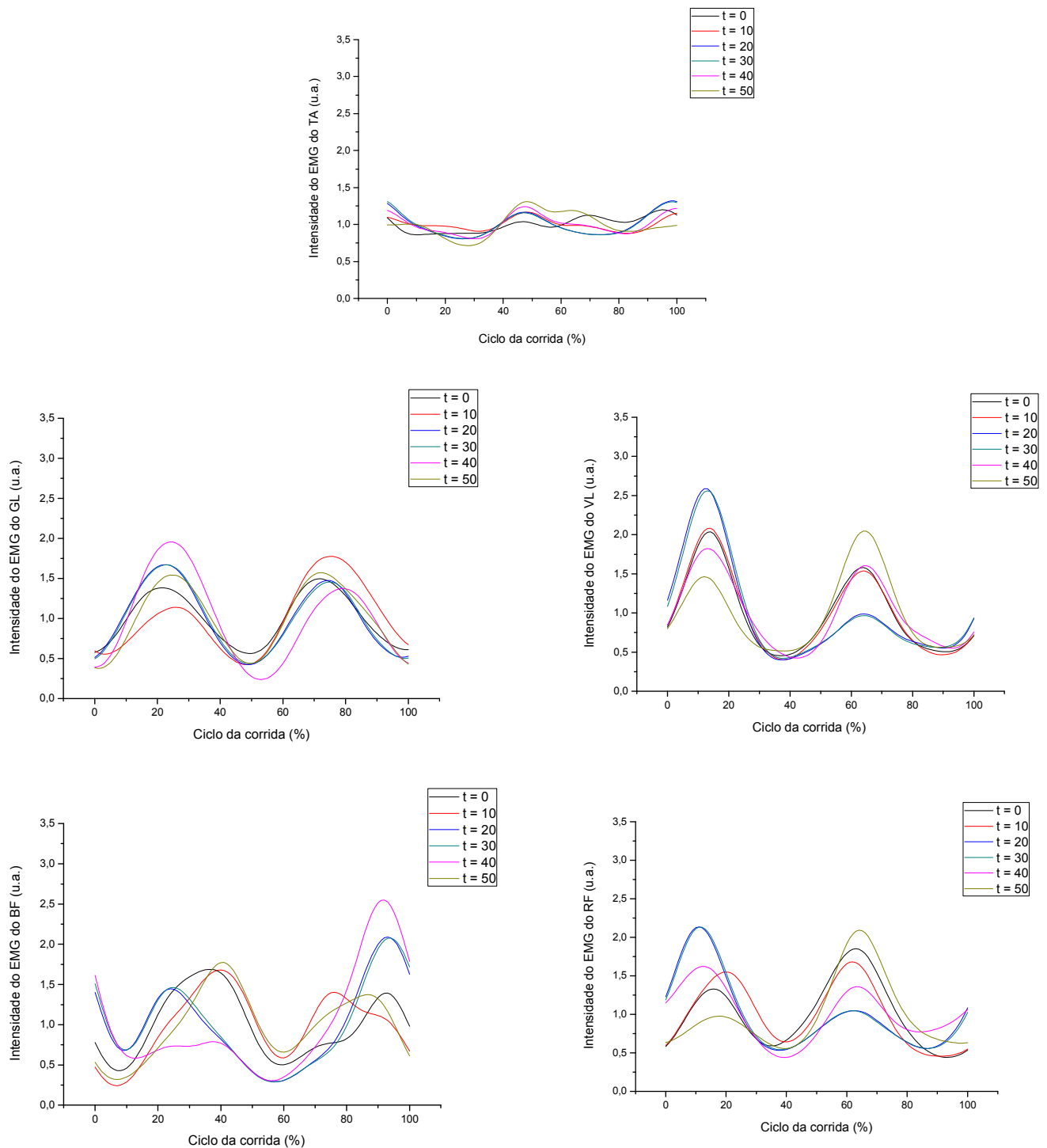


FIGURA 23 - Envoltório linear do EMG do tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) no ciclo da corrida dos atletas de handebol na condição com palmilha.

Quanto aos valores de RMS aos 100ms após o apoio, as diferenças registradas entre t_0 e t_{50} foram para os músculos GA, VL, BF e RF. Entre t_0 ($0,64 \pm 0,04$) e t_{20} ($1,35 \pm 0,14$, $p < 0,001$), t_0 ($0,64 \pm 0,04$) e t_{30} ($1,85 \pm 0,18$, $p < 0,001$), t_0 ($0,64 \pm 0,04$) e t_{40} ($1,49 \pm 0,14$, $p < 0,001$), t_{10} ($0,52 \pm 0,04$) e t_{20} ($1,35 \pm 0,14$, $p < 0,001$), t_{10} ($0,52 \pm 0,04$) e t_{30} ($1,85 \pm 0,18$, $p < 0,001$), t_{10} ($0,52 \pm 0,04$) e t_{40} ($1,49 \pm 0,14$, $p < 0,001$), t_{10}

($0,52 \pm 0,04$) e t_{50} ($1,03 \pm 0,11$, $p=0,05$), t_{30} ($1,85 \pm 0,18$) e t_{50} ($1,03 \pm 0,11$, $p<0,001$) os valores de RMS aos 100ms mudaram para o músculos GA.

Atentando para o mesmo parâmetro, no músculo VL as diferenças ($p<0,001$) foram entre t_0 ($0,84 \pm 0,13$) e t_{20} ($3,07 \pm 0,24$), t_0 ($0,84 \pm 0,13$) e t_{30} ($3,57 \pm 0,14$), t_0 ($0,84 \pm 0,13$) e t_{40} ($2,98 \pm 0,16$), t_{10} ($0,82 \pm 0,12$) e t_{20} ($3,07 \pm 0,24$), t_{10} ($0,82 \pm 0,12$) e t_{30} ($3,57 \pm 0,14$), t_{10} ($0,82 \pm 0,12$) e t_{40} ($2,98 \pm 0,16$), t_{20} ($3,07 \pm 0,24$) e t_{50} ($1,46 \pm 0,14$), t_{30} ($3,57 \pm 0,14$) e t_{50} ($1,46 \pm 0,14$), t_{30} ($3,57 \pm 0,14$) e t_{50} ($1,46 \pm 0,14$). Já no músculo BF foram entre t_0 ($0,71 \pm 0,10$) e t_{30} ($1,38 \pm 0,19$), t_0 ($0,71 \pm 0,10$) e t_{40} ($1,58 \pm 0,15$), t_{10} ($0,58 \pm 0,06$) e t_{30} ($1,38 \pm 0,19$), t_{10} ($0,58 \pm 0,06$) e t_{40} ($1,58 \pm 0,15$), t_{20} ($0,78 \pm 0,11$) e t_{30} ($1,38 \pm 0,19$), t_{20} ($0,78 \pm 0,11$) e t_{40} ($1,58 \pm 0,15$), t_{30} ($1,38 \pm 0,19$) e t_{50} ($0,84 \pm 0,06$), t_{40} ($1,58 \pm 0,15$) e t_{50} ($0,84 \pm 0,06$), com $p \leq 0,008$

As últimas variações ($p<0,001$) a serem apresentadas entre t_0 ($1,13 \pm 0,11$) e t_{20} ($2,46 \pm 0,17$), t_0 ($1,13 \pm 0,11$) e t_{30} ($2,99 \pm 0,23$), t_0 ($1,13 \pm 0,11$) e t_{30} ($2,96 \pm 0,18$), t_{10} ($0,98 \pm 0,10$) e t_{20} ($2,46 \pm 0,17$), t_{10} ($0,98 \pm 0,10$) e t_{30} ($2,99 \pm 0,23$), t_{10} ($0,98 \pm 0,10$) e t_{40} ($2,96 \pm 0,18$), t_{20} ($2,46 \pm 0,17$) e t_{50} ($1,14 \pm 0,09$), t_{30} ($2,99 \pm 0,23$) e t_{50} ($1,14 \pm 0,09$), t_{40} ($2,96 \pm 0,18$) e t_{50} ($1,14 \pm 0,09$) dos valores de RMS aos 100ms após o contato ocorreram para o músculo RF.

Embora os valores de EMG não tenham apresentado nenhum comportamento específico ao longo dos 50 minutos de coleta, os valores subjetivos aumentaram, apresentando diferenças significativas ($p \leq 0,04$) entre t_0 ($8,35 \pm 0,2$) e t_{10} ($9,49 \pm 0,28$), t_0 ($8,35 \pm 0,2$) e t_{20} ($9,72 \pm 0,1$), t_0 ($8,35 \pm 0,2$) e t_{30} ($10,5 \pm 1$), t_0 ($8,35 \pm 0,2$) e t_{40} ($11,6 \pm 0,34$), t_0 ($8,35 \pm 0,2$) e t_{50} ($12,02 \pm 0,27$), t_{10} ($9,49 \pm 0,28$) e t_{40} ($11,6 \pm 0,34$), t_{10} ($9,49 \pm 0,28$) e t_{50} ($12,02 \pm 0,27$), t_{20} ($9,72 \pm 0,1$) e t_{40} ($11,6 \pm 0,34$), t_{20} ($9,72 \pm 0,1$) e t_{50} ($12,02 \pm 0,27$), t_{30} ($10,5 \pm 1$) e t_{40} ($11,6 \pm 0,34$) e t_{30} ($10,5 \pm 1$) e t_{50} ($12,02 \pm 0,27$).

Desta forma, as correlações apresentadas entre percepção, RMS de TA aos 100ms ($r=0,10$, $p=0,05$), RMS de GA no apoio ($r=0,14$, $p=0,01$), RMS de VL no apoio ($r=0,13$, $p=0,05$), RMS de VL aos 100ms ($r=0,20$, $p=0,01$), RMS de BF no apoio ($r=-0,14$, $p=0,01$), RMS de BF aos 100ms ($r=-0,14$, $p=0,01$) e RMS de GA no apoio ($r=0,14$, $p=0,01$) foram fracas e significativas, indicando que as variáveis subjetivas não guardam correlação com os valores eletromiográficos do movimento.

O mesmo comportamento foi visto para o grupo de corredores e, conforme discutido anteriormente sugere-se que a variabilidade do sinal eletromiográfico típica de movimentos de locomoção, mesmo que possam gerar variações no comprimento muscular, estas são pouco expressivas e, portanto, não são percebidas pelos sujeitos. Tal fato demonstra que, as respostas subjetivas quanto à

percepção de cargas mecânicas não guardam relação com a atividade elétrica dos músculos.

Os valores médios e desvios padrão dos parâmetros eletromiográficos do grupo de atletas de handebol na corrida na condição sem palmilha estão na TABELA 11 e a FIGURA 24 mostra a média do sinal EMG de cada músculo investigado de t_0 a t_{50} na mesma condição experimental.

Para a corrida dos atletas de handebol na condição sem o uso da palmilha, os valores de RMS no apoio mudaram significativamente ($p \leq 0,05$) entre t_0 ($1,13 \pm 0,05$) e t_{40} ($1,53 \pm 0,08$) para o músculo TA, entre t_0 ($2,43 \pm 0,14$) e t_{40} ($1,12 \pm 0,07$), t_0 ($2,43 \pm 0,14$) e t_{50} ($1,55 \pm 0,14$), t_{10} ($2,31 \pm 0,11$) e t_{40} ($1,12 \pm 0,07$), t_{20} ($1,94 \pm 0,13$) e t_{30} ($2,79 \pm 0,08$), t_{20} ($1,94 \pm 0,13$) e t_{40} ($1,12 \pm 0,07$), t_{30} ($2,79 \pm 0,08$) e t_{40} ($1,12 \pm 0,07$), t_{30} ($2,79 \pm 0,08$) e t_{50} ($1,55 \pm 0,14$) para o músculo VL; entre t_0 ($1,29 \pm 0,04$) e t_{10} ($1,76 \pm 0,06$) para BF e entre t_0 ($1,82 \pm 0,08$) e t_{50} ($1,03 \pm 0,10$), t_{10} ($1,82 \pm 0,07$) e t_{40} ($1,33 \pm 0,08$), t_{20} ($1,90 \pm 0,06$) e t_{40} ($1,33 \pm 0,08$), t_{20} ($1,90 \pm 0,06$) e t_{50} ($1,03 \pm 0,10$), t_{30} ($1,84 \pm 0,10$) e t_{40} ($1,33 \pm 0,08$) e t_{30} ($1,84 \pm 0,10$) e t_{50} ($1,03 \pm 0,10$) para o músculo RF.

Nesta mesma condição para a variável RMS aos 100ms do apoio, as diferenças ($p \leq 0,02$) foram entre t_0 ($0,84 \pm 0,06$) e t_{20} ($1,30 \pm 0,08$), t_0 ($0,84 \pm 0,06$) e t_{30} ($1,49 \pm 0,12$), t_0 ($0,84 \pm 0,06$) e t_{40} ($1,59 \pm 0,10$) e t_0 ($0,84 \pm 0,06$) e t_{50} ($1,02 \pm 0,13$) para o músculo TA; entre t_0 ($1,26 \pm 0,06$) e t_{40} ($1,60 \pm 0,14$), t_0 ($1,26 \pm 0,06$) e t_{50} ($1,13 \pm 0,05$), t_{10} ($1,26 \pm 0,06$) e t_{30} ($3,87 \pm 0,13$), t_{10} ($1,26 \pm 0,06$) e t_{40} ($1,60 \pm 0,14$), t_{10} ($1,26 \pm 0,06$) e t_{50} ($1,13 \pm 0,05$), t_{20} ($2,39 \pm 0,24$) e t_{30} ($3,87 \pm 0,13$), t_{20} ($2,39 \pm 0,24$) e t_{40} ($1,60 \pm 0,14$), t_{20} ($2,39 \pm 0,24$) e t_{50} ($1,13 \pm 0,05$), t_{30} ($3,87 \pm 0,13$) e t_{40} ($1,60 \pm 0,14$), t_{30} ($3,87 \pm 0,13$) e t_{50} ($1,13 \pm 0,05$) para VL; entre t_0 ($1,17 \pm 0,06$) e t_{10} ($0,61 \pm 0,07$), t_{10} ($0,61 \pm 0,07$) e t_{30} ($1,59 \pm 0,09$), t_{10} ($0,61 \pm 0,07$) e t_{40} ($1,35 \pm 0,08$), t_{20} ($0,98 \pm 0,08$) e t_{30} ($1,59 \pm 0,09$), t_{30} ($1,59 \pm 0,09$) e t_{50} ($0,86 \pm 0,06$) para o músculo BF; e entre t_0 ($1,82 \pm 0,15$) e t_{50} ($0,74 \pm 0,11$), t_{10} ($1,88 \pm 0,14$) e t_{50} ($0,74 \pm 0,11$), t_{20} ($2,15 \pm 0,13$) e t_{50} ($0,74 \pm 0,11$), t_{30} ($2,13 \pm 0,15$) e t_{50} ($0,74 \pm 0,11$) para o músculo RF.

TABELA 11- Valores médios das variáveis eletromiográficas e subjetivas dos jogadores de handebol nos diferentes períodos da corrida (t₀ a t₅₀) na condição sem palmilha.

| Períodos de coleta | TA | | GA | | VL | | BF | | RF | | Percep |
|-----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | |
| | Apoio | 100ms | Apoio | 100ms | Apoio | 100ms | Apoio | 100ms | Apoio | 100ms | |
| t ₀ | 1,13 | 0,84 | 1,34 | 1,26 | 2,43 | 3,20 | 1,29 | 1,17 | 1,82 | 1,82 | 8,1 |
| | (0,05) | (0,06) | (0,04) | (0,06) | (0,14) | (0,24) | (0,04) | (0,06) | (0,08) | (0,15) | (0,2) |
| t ₁₀ | 1,30 | 1,18 | 1,50 | 1,45 | 2,31 | 2,38 | 1,76 | 0,61 | 1,82 | 1,88 | 9,52 |
| | (0,07) | (0,12) | (0,10) | (0,13) | (0,11) | (0,24) | (0,06) | (0,07) | (0,07) | (0,14) | (0,15) |
| t ₂₀ | 1,29 | 1,30 | 1,52 | 1,32 | 1,94 | 2,39 | 1,62 | 0,98 | 1,90 | 2,15 | 10,54 |
| | (0,07) | (0,08) | (0,06) | (0,08) | (0,13) | (0,24) | (0,08) | (0,08) | (0,06) | (0,13) | (0,11) |
| t ₃₀ | 1,48 | 1,49 | 1,67 | 1,28 | 2,79 | 3,87 | 1,69 | 1,59 | 1,84 | 2,13 | 11,77 |
| | (0,08) | (0,12) | (0,07) | (0,10) | (0,08) | (0,13) | (0,11) | (0,09) | (0,10) | (0,15) | (0,05) |
| t ₄₀ | 1,53 | 1,59 | 1,55 | 1,60 | 1,12 | 1,38 | 1,41 | 1,35 | 1,33 | 1,53 | 12,78 |
| | (0,08) | (0,10) | (0,04) | (0,14) | (0,07) | (0,16) | (0,05) | (0,08) | (0,08) | (0,13) | (0,11) |
| t ₅₀ | 1,15 | 1,02 | 1,26 | 1,13 | 1,55 | 0,91 | 1,66 | 0,86 | 1,03 | 0,74 | 13,48 |
| | (0,09) | (0,13) | (0,02) | (0,05) | (0,14) | (0,15) | (0,08) | (0,06) | (0,10) | (0,11) | (0,09) |

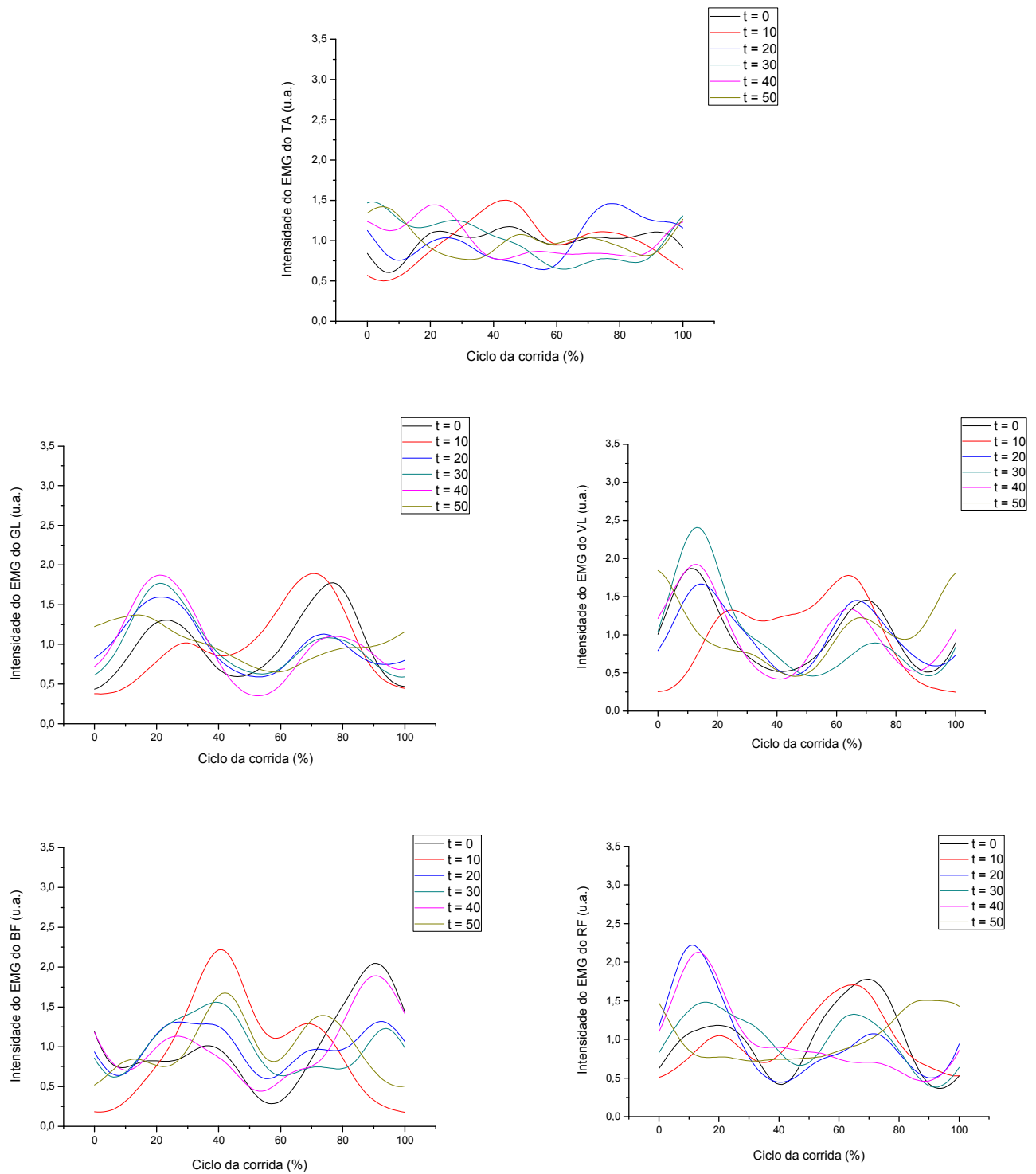


FIGURA 24 - Envoltório linear do EMG do tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) no ciclo da corrida dos atletas de handebol na condição sem palmilha.

As respostas subjetivas variaram significativamente ($p \leq 0,01$) entre os períodos de coleta t_0 ($8,1 \pm 0,2$) e t_{10} ($9,5 \pm 0,15$), t_0 ($8,1 \pm 0,2$) e t_{20} ($10,5 \pm 0,11$), t_0 ($8,1 \pm 0,2$) e t_{30} ($11,7 \pm 0,05$), t_0 ($8,1 \pm 0,2$) e t_{40} ($12,7 \pm 0,11$), t_0 ($8,1 \pm 0,2$) e t_{50} ($13,4 \pm 0,09$), t_{10} ($9,5 \pm 0,15$) e t_{30} ($11,7 \pm 0,05$), t_{10} ($9,5 \pm 0,15$) e t_{40} ($12,7 \pm 0,11$), t_{10}

(9,5±0,15) e t_{50} (13,4±0,09), t_{20} (10,5±0,11) e t_{30} (11,7±0,05), t_{20} (10,5±0,11) e t_{40} (12,7±0,11), t_{20} (10,5±0,11) e t_{50} (13,4±0,09), t_{30} (11,7±0,05) e t_{50} (13,4±0,09).

Ainda uma vez, evidenciam-se associações fracas e significativas entre a percepção e os valores de RMS do TA aos 100ms ($r=0,19$, $p=0,01$), RMS do VL no apoio ($r=-0,14$, $p=0,01$), RMS do VL aos 100ms ($r=-0,13$, $p=0,05$) e RMS do RF no apoio ($r=-0,21$, $p=0,01$), fortalecendo as discussões desenvolvidas nos tópicos anteriores.

5.4 Comportamento das respostas eletromiográficas e subjetivas na marcha

Neste capítulo, os resultados dos valores subjetivos e eletromiográficos (RMS aos 100ms e RMS no apoio) dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) obtidos na marcha dos grupos de adultos, idosos e diabéticos neuropatas.

5.4.1 Grupo de adultos

Na TABELA 12 estão descritos os valores médios e desvios-padrão dos parâmetros eletromiográficos da marcha de adultos. Na FIGURA 25 são apresentados os envoltórios lineares de cada músculo analisado. Para os músculos TA, GA, VL, BF alterações significativas foram registradas nos valores de RMS aos 100ms do início do apoio; enquanto que, para o músculo GA variações importantes foram verificadas para os valores de RMS no apoio total da marcha.

Para o músculo TA, os valores de RMS aos 100ms foram diferentes entre t_0 (2,36±0,27ua) e t_{10} (1,14±0,12ua, $p<0,001$); t_0 (2,36±0,27ua) e t_{20} (1,25±0,18ua, $p=0,002$), t_0 (2,36±0,27ua) e t_{50} (1,28±0,14ua, $p=0,004$) e t_{30} (2,53±0,23ua) e t_{40} (1,60±0,18ua, $p=0,04$) com decréscimo de valores entre estes períodos. Somente entre os valores de t_{30} (2,53±0,23ua) para t_{40} (1,60±0,18ua, $p<0,001$) e para t_{50} (1,28±0,14ua, $p<0,001$) é que se verificou um aumento significativo na intensidade do sinal.

Oscilações similares foram evidenciadas para os valores de RMS aos 100ms do apoio do BF e RMS no apoio da marcha para GA.

TABELA 12- Valores médios das variáveis eletromiográficas e subjetivas dos adultos nos diferentes períodos da marcha (t₀ a t₁₅₀).

| Períodos de coleta | TA | | GA | | VL | | BF | | RF | | Percep |
|-----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | RMS | |
| | Apoio | 100ms | Apoio | 100ms | Apoio | 100ms | Apoio | 100ms | Apoio | 100ms | |
| t ₀ | 1,69 | 2,36 | 1,50 | 1,37 | 2,00 | 2,88 | 1,81 | 1,69 | 1,95 | 1,76 | 7,62 |
| | (0,08) | (0,27) | (0,07) | (0,12) | (0,07) | (0,25) | (0,08) | (0,15) | (0,41) | (0,18) | (0,20) |
| t ₁₀ | 1,86 | 1,14 | 1,41 | 1,02 | 2,19 | 1,44 | 1,91 | 0,76 | 2,05 | 1,38 | 8,01 |
| | (0,05) | (0,12) | (0,11) | (0,05) | (0,07) | (0,21) | (0,09) | (0,05) | (0,55) | (0,16) | (0,15) |
| t ₂₀ | 1,77 | 1,25 | 1,24 | 0,96 | 2,08 | 1,55 | 1,87 | 1,43 | 1,70 | 1,40 | 8,65 |
| | (0,09) | (0,18) | (0,08) | (0,05) | (0,14) | (0,17) | (0,09) | (0,12) | (0,14) | (0,14) | (0,20) |
| t ₃₀ | 1,82 | 2,53 | 2,28 | 0,73 | 1,85 | 2,27 | 1,71 | 1,05 | 1,65 | 1,37 | 9,14 |
| | (0,10) | (0,23) | (0,13) | (0,03) | (0,21) | (0,15) | (0,18) | (0,09) | (0,21) | (0,13) | (0,17) |
| t ₄₀ | 1,72 | 1,60 | 1,68 | 0,88 | 1,80 | 2,16 | 1,66 | 1,05 | 1,62 | 1,19 | 9,51 |
| | (0,05) | (0,18) | (0,11) | (0,06) | (0,16) | (0,16) | (0,11) | (0,08) | (0,09) | (0,13) | (0,20) |
| t ₅₀ | 1,83 | 1,28 | 1,42 | 1,13 | 1,91 | 1,94 | 2,09 | 1,74 | 1,65 | 1,43 | 9,81 |
| | (0,05) | (0,14) | (0,09) | (0,09) | (0,16) | (0,15) | (0,11) | (0,21) | (0,09) | (0,10) | (0,22) |

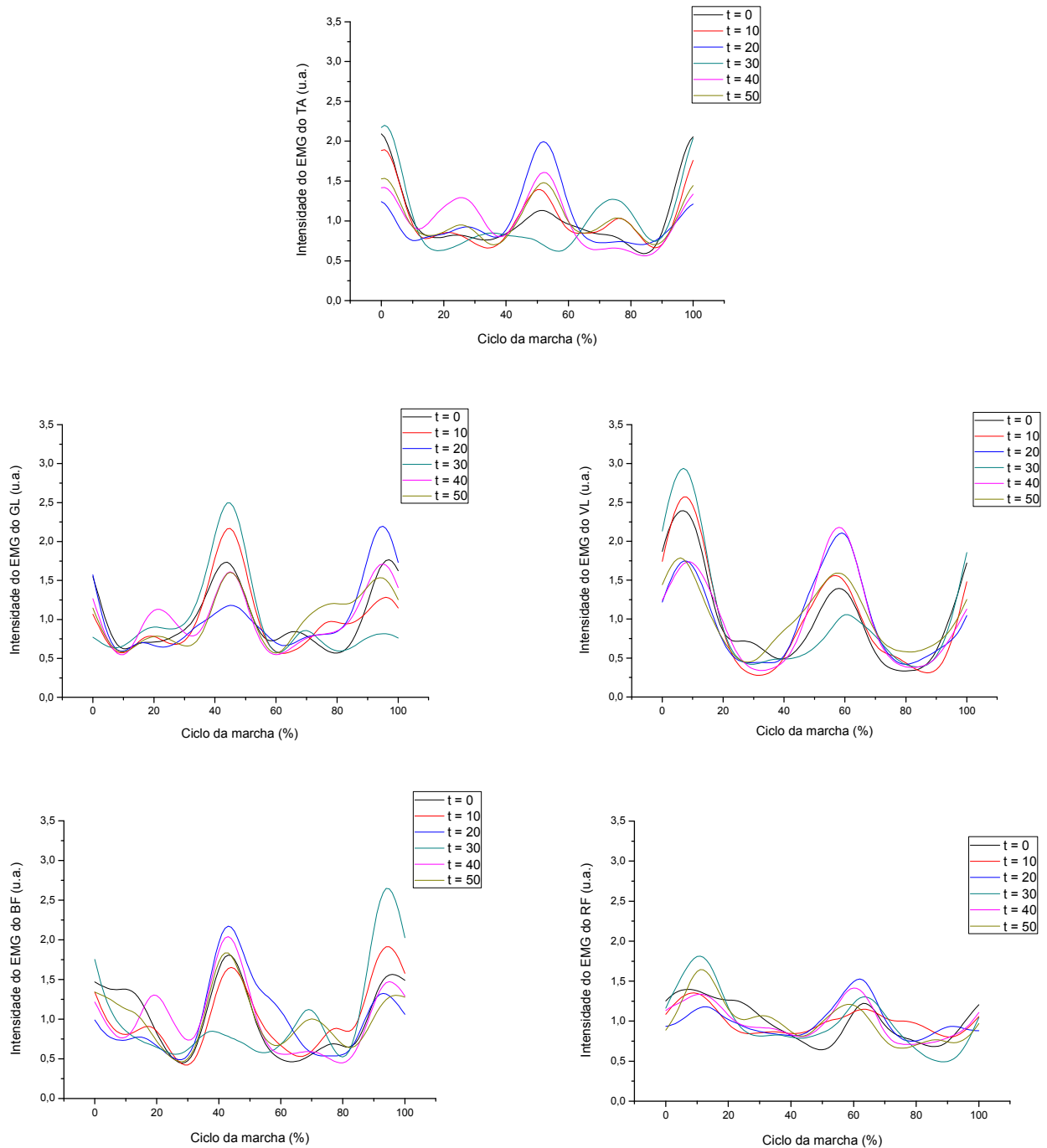


FIGURA 25 - Envoltório linear do EMG do tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) no ciclo da marcha dos adultos.

Nos instantes iniciais de coleta os valores de RMS aos 100ms do apoio para BF diminuíram entre os instantes t_0 ($1,76 \pm 0,18ua$) e t_{10} ($1,38 \pm 0,16ua$, $p < 0,001$), t_0 ($1,76 \pm 0,18ua$) e t_{30} ($1,37 \pm 0,13ua$, $p = 0,03$), t_0 ($1,76 \pm 0,18ua$) e t_{40} ($1,19 \pm 0,13ua$, $p = 0,03$) e t_{30} ($1,37 \pm 0,13ua$) e t_{40} ($1,19 \pm 0,13ua$, $p = 0,01$); no entanto, aumentaram entre t_{10} ($1,38 \pm 0,16ua$) e t_{20} ($1,40 \pm 0,14ua$, $p = 0,01$) e t_{40} ($1,19 \pm 0,13ua$, $p = 0,03$) e t_{50} ($1,43 \pm 0,10ua$, $p = 0,01$).

Os resultados do RMS no apoio da marcha para GA variaram de forma decrescente nos instantes finais de coleta ($t_{30}=2,28\pm0,13ua$ para $t_{40}=1,68\pm0,11ua$, $p=0,004$; $t_{30}=2,28\pm0,13ua$ para $t_{50}=1,42\pm0,09ua$, $p<0,001$); e oscilaram para mais aos 30 minutos de coleta, diferenciando a atividade muscular entre t_{30} ($2,28\pm0,13ua$) e t_0 ($1,50\pm0,07ua$, $p<0,001$); t_{10} ($1,41\pm0,11ua$, $p<0,001$), t_{20} ($1,24\pm0,08ua$, $p<0,001$).

Diminuição representativa entre os valores de RMS nos 100ms do início do apoio foi evidenciada também entre t_0 ($1,37\pm0,12ua$) e t_{30} ($0,73\pm0,03ua$, $p<0,001$); t_0 ($1,37\pm0,12ua$) e t_{40} ($0,88\pm0,06ua$, $p=0,017$). Comportamento equivalente foi evidenciado para os valores de RMS aos 100ms do apoio do músculo VL: de t_0 ($2,88\pm0,25ua$) para t_{10} ($1,44\pm0,21ua$, $p<0,001$); t_0 ($2,88\pm0,25ua$) para t_{20} ($1,55\pm0,17ua$, $p<0,001$) e t_0 ($2,88\pm0,25ua$) para t_{50} ($1,94\pm0,15ua$, $p=0,05$).

Novamente, evidencia-se pequena variabilidade do sinal eletromiográfico para os movimentos de locomoção dos adultos. Somado a isto, nenhuma diferença nos valores de percepção entre os períodos de coleta foi encontrada para este grupo. Com isso, poucas variáveis eletromiográficas apresentaram correlações significativas ($p\leq0,05$) e fracas com os valores de percepção, entre elas estão: RMS aos 100ms do GA ($r=-0,17$) e RMS no apoio do BF ($r=-0,20$).

Enfatizando as discussões feitas para o grupo de corredores, destaca-se a possibilidade dos estímulos elétricos enviados pelos receptores do músculo não interferirem nas respostas subjetivas de carga mecânica, haja vista que, mesmo quando as respostas subjetivas não variaram no experimento, estas não se associaram adequadamente às pequenas variações identificadas no sinal eletromiográfico durante a marcha.

5.4.2 Grupo de idosos

Os valores médios e desvios padrão dos parâmetros da marcha de idosos são apresentados na TABELA 13. Na FIGURA 26 verificam-se os envoltórios lineares dos músculos TA, GA, BF, RF e VL para cada período de coleta. Estes mostraram diferenças significativas para os valores de RMS no apoio para os músculos TA, GA e VL e de RMS aos 100ms após o contato para os músculos TA, VL, BF e RF entre os períodos de coleta.

Atentando para os valores de RMS aos 100ms após o contato para o músculo TA, identifica-se o instante t_{40} ($2,64\pm0,21ua$) com um valor que não representa o comportamento da variável, ao compará-lo com os valores numéricos dos demais

períodos de coleta. Devido a esta oscilação, este apresentou diferenças significativas ($p \leq 0,04$) entre ele e t_0 ($1,64 \pm 0,24ua$), t_{10} ($1,37 \pm 0,20ua$), t_{20} ($1,09 \pm 0,14ua$) e t_{30} ($1,08 \pm 0,15ua$). Entretanto, tal ocorrência é fato isolado, possivelmente, gerado por artefato do equipamento neste período do movimento. Outra diferença importante ($p < 0,001$) foi registrada entre t_{40} ($2,64 \pm 0,21ua$) e t_{50} ($0,87 \pm 0,04ua$) com um decréscimo bastante expressivo nos valores de RMS aos 100ms do TA.

Diferenças ($p \leq 0,03$) entre os períodos t_{20} ($0,77 \pm 0,03ua$) e t_{40} ($1,95 \pm 0,19ua$) e t_{30} ($0,81 \pm 0,04ua$) e t_{40} ($1,95 \pm 0,19ua$) para o valor de RMS aos 100ms do músculo VL foram as únicas encontradas entre os instantes de coleta. Ainda que, estas mostrem aumento de valores entre períodos, novamente, assume-se a ocorrência de uma ação inconsistente do músculo gerada por ruídos, que influenciaram de forma não reprodutiva o sinal EMG.

Para os valores de RMS aos 100ms do apoio do músculo BF, verifica-se a diminuição significativa ($p \leq 0,05$) entre t_0 ($1,71 \pm 0,13ua$) e t_{20} ($1,02 \pm 0,07ua$) e t_{40} ($1,97 \pm 0,09ua$) e t_{50} ($1,06 \pm 0,05ua$). A influência da resposta inconsistente do período t_{40} ($1,97 \pm 0,09ua$) também influenciou os valores de RMS aos 100ms do apoio do BF com distinções importantes ($p \leq 0,004$) entre t_{10} ($1,11 \pm 0,09ua$), t_{20} ($1,02 \pm 0,07ua$), t_{30} ($0,99 \pm 0,07ua$) e t_{40} ($1,97 \pm 0,09ua$).

O mesmo ocorreu entre os valores de RMS aos 100ms do músculo RF nos períodos t_{40} ($2,65 \pm 0,22ua$) e t_0 ($0,87 \pm 0,03ua$, $p < 0,001$), t_{10} ($1,70 \pm 0,20ua$, $p = 0,03$) e t_{30} ($1,61 \pm 0,29ua$, $p = 0,01$). Ao final da coleta novamente a ação eletromiográfica foi menor entre os últimos períodos t_{40} ($2,65 \pm 0,22ua$) e t_{50} ($1,07 \pm 0,12ua$, $p < 0,001$).

TABELA 13- Valores médios das variáveis eletromiográficas e subjetivas dos idosos nos diferentes períodos da marcha (t₀ a t₅₀).

| Períodos de coleta | TA | | GA | | VL | | BF | | RF | | Percep |
|--------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|
| | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | |
| t ₀ | 1,51 (0,06) | 1,64 (0,24) | 1,68 (0,21) | 1,37 (0,13) | 1,20 (0,10) | 1,45 (0,16) | 1,44 (0,08) | 1,71 (0,13) | 1,64 (0,05) | 0,87 (0,03) | 7,90 (0,46) |
| t ₁₀ | 2,08 (0,17) | 1,37 (0,20) | 0,81 (0,04) | 1,67 (0,11) | 2,77 (0,33) | 1,07 (0,06) | 1,72 (0,09) | 1,11 (0,09) | 1,64 (0,12) | 1,70 (0,20) | 8,49 (0,44) |
| t ₂₀ | 2,55 (0,25) | 1,09 (0,14) | 1,20 (0,18) | 1,41 (0,13) | 2,87 (0,34) | 0,77 (0,03) | 1,63 (0,05) | 1,02 (0,07) | 1,95 (0,13) | 1,77 (0,32) | 9,07 (0,38) |
| t ₃₀ | 2,40 (0,22) | 1,08 (0,15) | 0,88 (0,03) | 1,51 (0,09) | 2,52 (0,26) | 0,81 (0,04) | 1,71 (0,05) | 0,99 (0,07) | 1,96 (0,12) | 1,61 (0,29) | 9,90 (0,37) |
| t ₄₀ | 2,35 (0,22) | 2,64 (0,21) | 1,26 (0,12) | 1,31 (0,12) | 2,80 (0,24) | 1,95 (0,19) | 1,40 (0,04) | 1,97 (0,09) | 2,07 (0,10) | 2,65 (0,22) | 10,69 (0,40) |
| t ₅₀ | 1,62 (0,10) | 0,87 (0,04) | 1,01 (0,06) | 1,53 (0,15) | 1,63 (0,12) | 1,01 (0,10) | 1,48 (0,08) | 1,06 (0,05) | 1,60 (0,16) | 1,07 (0,12) | 11,20 (0,42) |

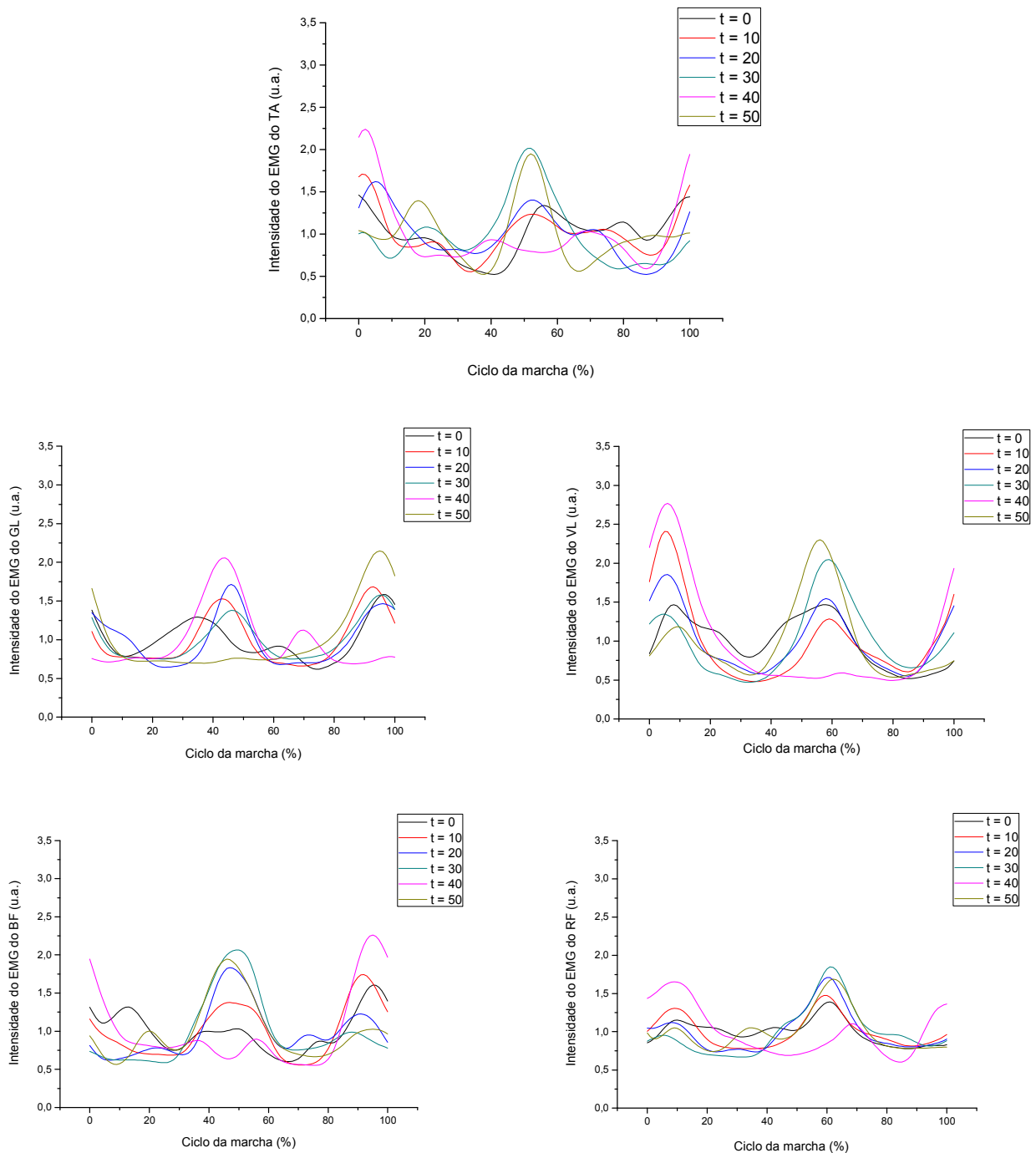


FIGURA 26 - Envoltório linear do EMG do tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) no ciclo da marcha dos idosos.

Somente no primeiro instante de coleta ($t_0=1,51\pm 0,06ua$) os valores de RMS no apoio para TA mostraram valores menores e significativos quando comparado aos instantes t_{20} ($2,55\pm 0,25ua$, $p<0,001$), t_{30} ($2,40\pm 0,22ua$, $p<0,001$) e t_{40} ($2,35\pm 0,22ua$, $p<0,001$). Entretanto, a partir do período t_{20} os valores diminuíram apresentando maiores diferenças entre t_{20} ($2,55\pm 0,25ua$) e t_{50} ($1,62\pm 0,10ua$, $p<0,001$) e t_{30} ($2,40\pm 0,22ua$) e t_{50} ($1,62\pm 0,10ua$, $p=0,001$).

No músculo VL os valores do RMS no apoio sofreram distinções entre vários instantes de coleta decorrentes de oscilações na sua atividade elétrica, entretanto o comportamento da ativação aumentou ao comparar t_0 ($1,20 \pm 0,10ua$) à t_{10} ($2,77 \pm 0,33ua$, $p < 0,001$), t_{20} ($2,87 \pm 0,34ua$, $p < 0,001$), t_{30} ($2,52 \pm 0,26ua$, $p < 0,001$) e t_{40} ($2,80 \pm 0,24ua$, $p < 0,001$), mas decresceu quando da comparação entre os períodos intermediários e final do movimento ($t_{10} = 2,77 \pm 0,33ua$ para $t_{50} = 1,63 \pm 0,12ua$, $p = 0,001$; $t_{20} = 2,87 \pm 0,34ua$ para $t_{50} = 1,63 \pm 0,12ua$, $p < 0,001$; $t_{30} = 2,52 \pm 0,26ua$ para $t_{50} = 1,63 \pm 0,12ua$, $p = 0,04$ e $t_{40} = 2,80 \pm 0,24ua$ para $t_{50} = 1,63 \pm 0,12ua$, $p = 0,001$).

Os valores de RMS do músculo GA do apoio também apresentaram valores decrescentes entre todos os períodos de coleta que diferiram significativamente entre t_0 ($1,68 \pm 0,21ua$) e os instantes t_{10} ($0,81 \pm 0,04ua$, $p < 0,001$), t_{30} ($0,88 \pm 0,03ua$, $p < 0,001$), t_{50} ($1,01 \pm 0,06ua$, $p = 0,006$).

O comportamento do sinal eletromiográfico não variou de forma consistente entre os períodos de coleta para nenhum dos parâmetros analisados, então, assume-se que, as variações nos valores foram decorrentes da variabilidade natural do movimento humano.

Variações significativas ($p \leq 0,02$) entre as respostas subjetivas do grupo de idosos foram registradas somente entre os períodos t_0 ($7,9 \pm 0,46$) e t_{40} ($10,69 \pm 0,40$) e t_0 ($7,9 \pm 0,46$) e t_{50} ($11,2 \pm 0,42$), com valores que indicaram aumento na percepção de carga mecânica durante a marcha. No entanto, as correlações entre a percepção e RMS aos 100ms do TA ($r = -0,25$), RMS no apoio do GA ($r = -0,31$), RMS no apoio do VL ($r = 0,18$), RMS aos 100ms do VL ($r = -0,13$), RMS no apoio do RF ($r = -0,22$), embora com maior quantidade de correlações significativas ($p \leq 0,05$) entre variáveis, foram fracas; demonstrando a impossibilidade do uso destes parâmetros para entender o estresse mecânico percebido por sujeitos.

5.4.3 Grupo de diabéticos neuropatas

Para os diabéticos neuropatas, os valores de RMS na fase de apoio do GA e de RMS nos 100ms após o contato do calcanhar com o solo para TA, GA, VL, BF e RF apresentaram diferenças importantes entre os períodos de coleta (TABELA 14). Na FIGURA 27 verificam-se os envoltórios lineares dos músculos TA, GA, BF, RF e VL para cada período de coleta.

O RMS aos 100ms do contato do calcanhar com o solo para TA variou de t_0 ($2,64 \pm 0,25ua$) para t_{30} ($0,78 \pm 0,15ua$, $p < 0,001$), de t_0 ($2,64 \pm 0,25ua$) para t_{40}

($1,38 \pm 0,23$ ua, $p=0,003$), de t_0 ($2,64 \pm 0,25$ ua) para t_{50} ($1,52 \pm 0,25$ ua, $p=0,02$), de t_{10} ($3,39 \pm 0,29$ ua) para t_{20} ($1,66 \pm 0,27$ ua, $p<0,001$), de t_{10} ($3,39 \pm 0,29$ ua) para t_{30} ($0,78 \pm 0,15$ ua, $p<0,001$), de t_{10} ($3,39 \pm 0,29$ ua) para t_{40} ($1,38 \pm 0,23$ ua, $p<0,001$) e de t_{10} ($3,39 \pm 0,29$ ua) para t_{50} ($1,52 \pm 0,25$ ua, $p<0,001$), apresentando diminuição na atividade deste músculo entre estes instantes de coleta.

O mesmo comportamento foi evidenciado para os valores de RMS aos 100ms do apoio do BF ($t_0=2,36 \pm 0,33$ ua para $t_{10}=2,24 \pm 0,24$ ua, $p<0,001$; $t_0=2,36 \pm 0,33$ ua para $t_{20}=1,04 \pm 0,13$ ua, $p<0,001$; $t_0=2,36 \pm 0,33$ ua para $t_{30}=0,73 \pm 0,08$ ua, $p<0,001$; $t_0=2,36 \pm 0,33$ ua para $t_{40}=1,11 \pm 0,12$ ua, $p<0,001$; $t_0=2,36 \pm 0,33$ ua para $t_{50}=1,40 \pm 0,14$ ua, $p=0,003$; $t_{10}=2,24 \pm 0,24$ ua para $t_{20}=1,04 \pm 0,13$ ua, $p<0,001$; $t_{10}=2,24 \pm 0,24$ ua para $t_{30}=0,73 \pm 0,08$ ua, $p<0,001$; $t_{10}=2,24 \pm 0,24$ ua para $t_{40}=1,11 \pm 0,12$ ua, $p<0,001$; $t_{10}=2,24 \pm 0,24$ ua para $t_{50}=1,40 \pm 0,14$ ua, $p=0,01$); do RF ($t_{10}=2,79 \pm 0,25$ ua para $t_{30}=1,41 \pm 0,16$ ua, $p<0,001$ e $t_{10}=2,79 \pm 0,25$ ua para $t_{50}=1,60 \pm 0,20$ ua, $p=0,002$) e para a maioria dos valores de VL ($t_{10}=3,88 \pm 0,35$ ua para $t_{20}=1,70 \pm 0,29$ ua, $p \leq 0,001$; $t_{10}=3,88 \pm 0,35$ ua para $t_{30}=1,60 \pm 0,30$ ua, $p \leq 0,001$; $t_{10}=3,88 \pm 0,35$ ua para $t_{40}=2,61 \pm 0,35$ ua, $p=0,01$ e $t_{10}=3,88 \pm 0,35$ ua para $t_{50}=1,77 \pm 0,32$ ua, $p<0,001$).

Os valores de RMS aos 100ms do contato do GA aumentaram de t_{10} ($0,87 \pm 0,11$ ua) para t_{40} ($1,15 \pm 0,09$ ua, $p \leq 0,009$); enquanto que, para o mesmo músculo, os valores de RMS no apoio para GA diminuíram entre t_{10} ($1,98 \pm 0,10$ ua) e t_{30} ($1,17 \pm 0,07$ ua, $p \leq 0,001$) e t_{10} ($1,98 \pm 0,10$ ua, $p \leq 0,02$) e t_{50} ($1,34 \pm 0,12$ ua).

Para o último grupo analisado, também se evidencia a variação dos valores de RMS na marcha, em acordo com a variabilidade natural do movimento, não sendo possível descrever um comportamento único para estes parâmetros.

TABELA 14- Valores médios das variáveis eletromiográficas e subjetivas dos diabéticos neuropatas nos diferentes períodos da marcha (t₀ a t₅₀).

| Períodos de coleta | TA | | GA | | VL | | BF | | RF | | Percep |
|--------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|--------|
| | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | RMS Apoio | RMS 100ms | |
| t ₀ | 1,70 | 2,64 | 1,56 | 1,08 | 2,23 | 2,36 | 1,76 | 2,26 | 1,70 | 1,88 | 7,32 |
| | (0,05) | (0,25) | (0,08) | (0,12) | (0,06) | (0,20) | (0,10) | (0,33) | (0,06) | (0,12) | (0,26) |
| t ₁₀ | 1,77 | 3,39 | 1,98 | 0,87 | 2,19 | 3,88 | 1,38 | 2,24 | 1,67 | 2,79 | 7,53 |
| | (0,05) | (0,29) | (0,10) | (0,11) | (0,11) | (0,35) | (0,05) | (0,24) | (0,08) | (0,25) | (0,23) |
| t ₂₀ | 1,89 | 1,66 | 1,57 | 1,24 | 1,97 | 1,70 | 1,45 | 1,04 | 1,55 | 1,96 | 10,70 |
| | (0,07) | (0,27) | (0,13) | (0,11) | (0,08) | (0,29) | (0,07) | (0,13) | (0,04) | (0,17) | (0,88) |
| t ₃₀ | 1,92 | 0,78 | 1,17 | 1,49 | 1,92 | 1,60 | 1,67 | 0,73 | 1,51 | 1,41 | 10,03 |
| | (0,08) | (0,15) | (0,07) | (0,13) | (0,08) | (0,30) | (0,06) | (0,08) | (0,04) | (0,16) | (0,47) |
| t ₄₀ | 1,82 | 1,38 | 1,47 | 1,15 | 2,03 | 2,61 | 1,60 | 1,11 | 1,55 | 2,16 | 11,71 |
| | (0,08) | (0,23) | (0,11) | (0,09) | (0,09) | (0,35) | (0,07) | (0,12) | (0,04) | (0,19) | (0,77) |
| t ₅₀ | 1,93 | 1,52 | 1,34 | 1,07 | 2,04 | 1,77 | 1,49 | 1,40 | 1,60 | 1,60 | 12,36 |
| | (0,06) | (0,25) | (0,12) | (0,07) | (0,07) | (0,32) | (0,06) | (0,14) | (0,04) | (0,20) | (0,90) |

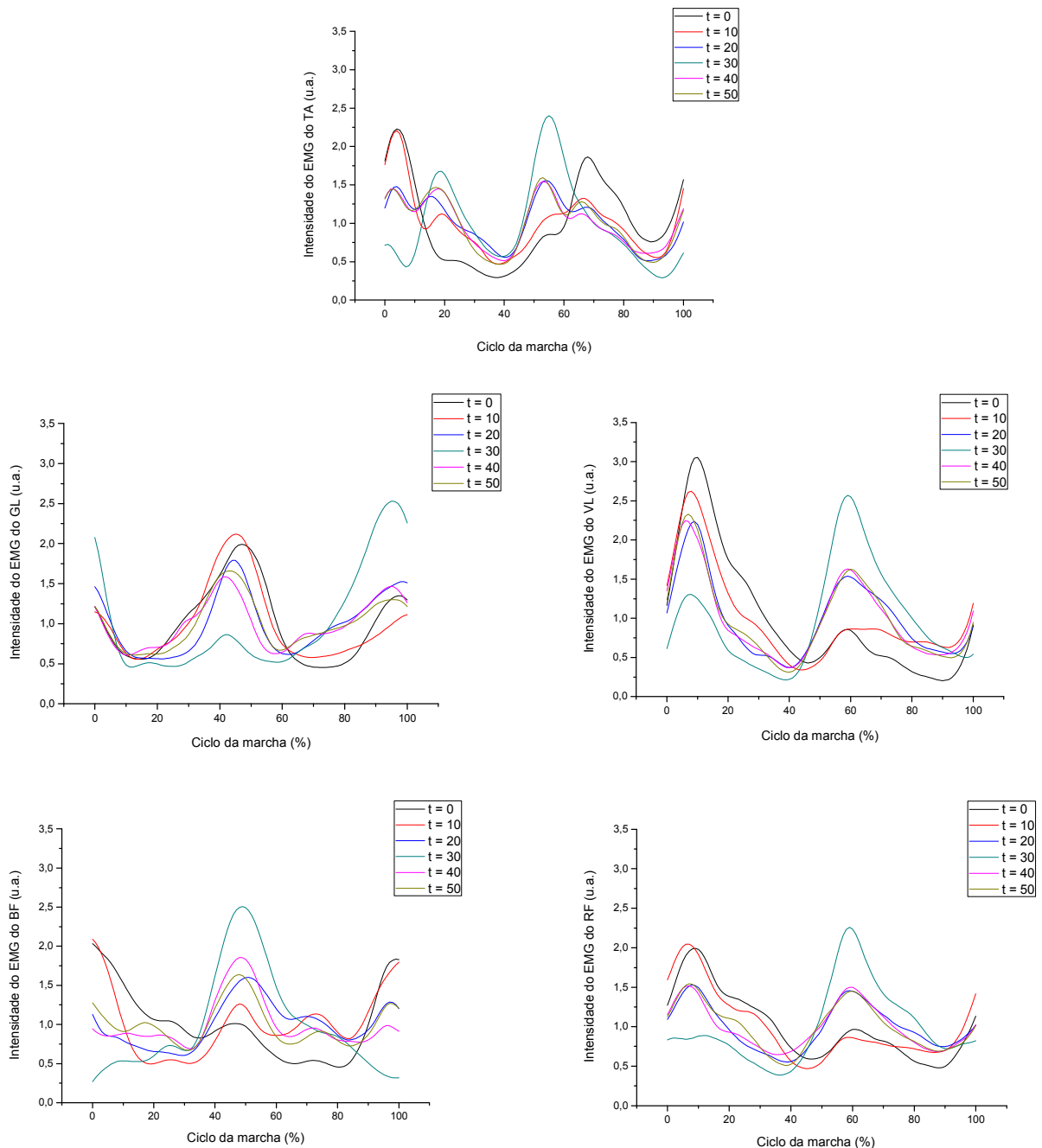


FIGURA 27 - Envoltório linear do EMG do tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) no ciclo da marcha dos diabéticos neuropatas.

Os resultados das respostas de percepção mostraram alterações significativas ($p \leq 0,03$) entre a maioria dos períodos de coleta, mostrando comportamento crescente entre os instantes destacados a seguir: t_0 ($7,32 \pm 0,26$) e t_{20} ($10,70 \pm 0,88$); t_0 ($7,32 \pm 0,26$) e t_{30} ($10,03 \pm 0,47$); t_0 ($7,32 \pm 0,26$) e t_{40} ($11,71 \pm 0,77$); t_0 ($7,32 \pm 0,26$) e t_{50} ($12,36 \pm 0,90$); t_{10} ($7,53 \pm 0,23$) e t_{20} ($10,70 \pm 0,88$); t_{10} ($7,53 \pm 0,23$) e t_{30} ($10,03 \pm 0,47$); t_{10} ($7,53 \pm 0,23$) e t_{40} ($11,71 \pm 0,77$); t_{10} ($7,53 \pm 0,23$) e t_{50} ($12,36 \pm 0,90$); t_{30} ($10,03 \pm 0,47$) e t_{40} ($11,71 \pm 0,77$) e t_{30} ($10,03 \pm 0,47$) e t_{50} ($12,36 \pm 0,90$).

Poucas associações significativas e fracas entre os valores subjetivos e os valores de RMS aos 100ms do TA ($r=-0,25$, $p=0,01$), RMS no apoio do GA ($r=-0,31$, $p=0,01$), RMS no apoio do VL ($r=0,18$, $p=0,01$), RMS aos 100ms do VL ($r=-0,13$, $p=0,05$), RMS no apoio do RF ($r=-0,22$, $p=0,01$) foram obtidas para este grupo, mostrando novamente a impossibilidade de se pautar nos valores de EMG para entender a percepção de cargas mecânicas aplicadas ao corpo.

6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Os procedimentos experimentais empregados neste trabalho condicionam limitações metodológicas que devem ser mencionadas e discutidas com o propósito de conhecer as restrições pertinentes aos experimentos e favorecer a interpretação adequada sobre os resultados.

6.1 Grupos com diferentes experiências

Para evidenciar se as associações obtidas entre as respostas dinâmicas e subjetivas dos idosos sedentários podem ser realmente condicionadas à percepção de cargas de maior intensidade em relação aquelas recebidas por este grupo no cotidiano, faz-se necessário analisar um grupo de idosos ativos, a fim de compreender e discutir melhor os resultados obtidos para este grupo. Para tanto, torna-se importante, elaborar um protocolo experimental que permita variar a intensidade das cargas aplicadas ao corpo de voluntários com vivências motoras distintas, a fim de analisar o comportamento das variáveis dinâmicas, eletromiográficas e subjetivas.

6.2 Seleção das variáveis

Para a análise da percepção mecânica, este estudo elegeu variáveis calculadas a partir da Força de Reação do Solo e da eletromiografia. Deve-se considerar que a não determinação da pressão plantar, pode ter limitado o entendimento do fenômeno em questão.

Embora estes parâmetros tenham sido coletados para todos os voluntários deste estudo, problemas técnicos relacionados ao funcionamento do software de aquisição e tratamento de dados de pressão plantar comprometeram sua inclusão neste estudo.

Nos resultados obtidos e discutidos anteriormente, verifica-se que o grupo de idosos que apresentou déficit na sensibilidade plantar teve as melhores associações entre as respostas subjetivas e dinâmicas. Além deste, o de atletas que correu sem o uso da palmilha percebeu menos as sensações de estresse mecânico do que quando correu com o uso da palmilha.

Para entender melhor a influencia da pressão aplicada na superfície plantar com as respostas subjetivas na locomoção, faz-se necessário a associação de parâmetros obtidos dos registros de pressão plantar com a classificação de cargas mecânicas percebidas pelo sujeito nestes movimentos; parâmetros que, embora coletados, não puderam ser aproveitados neste trabalho.

7 CONCLUSÕES

Ao analisar grupos de voluntários com diferentes experiências motoras e que apresentam ou não comprometimento na sensibilidade plantar, adquiriram-se associações fracas e significativas entre percepção e as variáveis dinâmicas, mesmo após manipular as sensações mecânicas na região plantar com o uso da palmilha. Estas constatações corroboram com os resultados da literatura que indicam que os sujeitos não são capazes de perceber cargas mecânicas que se assemelham no movimento.

Entretanto, para o grupo de idosos sedentários apresentou um comportamento diferenciado, indicando ter percebido as cargas no movimento da marcha. Sugere-se que este comportamento pode ter sido baseado na percepção de cargas mecânicas mais intensas do que as evidenciadas pelo sujeito no cotidiano. Entretanto, a constatação sobre esta afirmação depende de novas investigações sobre o fenômeno com voluntários idosos que praticam atividade física.

As associações entre respostas subjetivas e eletromiográficas no movimento também foram fracas, para todos os grupos analisados, indicando que as variações discretas na atividade muscular decorrentes da variabilidade natural do movimento não são percebidas pelos sujeitos. Embora haja mecanorreceptores de adaptação rápida nos músculos, eles parecem não influenciar nas respostas subjetivas quanto à percepção de carga mecânica, em movimentos em que a intensidade das cargas não é intencionalmente manipulada.

Portanto, pode-se dizer que a percepção de estímulos mecânicos no movimento humano não pode servir como parâmetro de controle de estresse

mecânico em movimentos de locomoção com velocidade constante, haja vista que, as poucas variações na intensidade de carga mecânica que podem ocorrer não são passíveis de serem percebidas pelos sujeitos.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABNT: Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR 14840**. São Paulo: ABNT, 2002.

AHRONI, J.H.; BOYKO, E.J.; FORSBURG, R.C. Clinical correlates of plantar pressure among diabetic veterans. **Diabetes Care**, v.22, n.6, p. 965-972, June, 1999.

AMADIO, A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFEUSP, 1998.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W., PARADISO, M. A. **Neuroscience: exploring the brain**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1996.

BELL-KROTOSKI, J; TOMANICK, E. The repeatability of testing with Semmes-Weinstein monofilaments. **The Journal of Hand Surgery**. v.12, n.1, p. 155-161, 1987.

BELL-KROTOSKI, J; FESS, E.E; FIGAROLA, J; HILTZ, D. Threshold detection and Semmes-Weinstein monofilaments. **Journal of Hand Therapy**. v.4, p. 155-162, 1995.

BOOTH, J; YOUNG, M. Differences in the performance of commercially available 10-g monofilaments. **Diabetes Care**, v.23, n.7, p. 984-987, 2000.

BORG, G. **Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido**. São Paulo: Manole, 2000.

BORG, G.A.V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.14, n.5, p.377-381, 1982.

BRANDINA, K. **Percepção de estímulos mecânicos durante a corrida e os saltos**. São Paulo, 2004, 99p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo

CARTON, R.L.; RHODES, E.C. A critical review of the literature on ratings scales for perceived exertion. **Sports Medicine**, Auckland, v.2, p.198-222, 1985.

CAVANAGH, P.R.; LAFORTUNE, M.A. Ground reaction forces in distance running. **Journal of Biomechanics**, New York, v.13, p.397-406, 1980.

DE WIT, B.; DE CLERCQ, D.; AERTS, P. Biomechanical analysis of stance phase during barefoot and shod running. **Journal of Biomechanics**, New York, v.33, p.269-278, 2000.

EILS, E.; BEHRENS, S.; MERS, O.; THORWESTEN, L.; VÖLKER, K.; ROSENBAUM, D. Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. **Gait Posture**, v.20, p. 54-60, 2004.

EILS, E.; NOTLE, S.; TEWES, M.; THORWESTEN, L.; VÖLKER, K.; ROSENBAUM, D. Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. **Journal of Biomechanics**, v.35, p.1307-1313, 2002.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2.ed. São Paulo: Manole, 2000.

FIOLKOWSKI, P.; BISHOP, M.; BRUNT, D.; WILLIAMS, B. Plantar feedback contributes to the regulation of leg stiffness. **Clinical Biomechanics**, v.20, p. 952-958, 2005.

GAITWAY. **Operating manual for type 9810S1x & software version 10x**. Winterthur: Kistler, 1996.

GUYTON, A.C. **Anatomia e fisiologia do sistema nervoso**. Rio de Janeiro: Interamericana, 1977.

_____. **Tratado de fisiologia médica**. 8.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

HAMPSON, D.B.; GIBSON, A.C.; LAMBERT, M.I.; NOAKES, T.D. The influence of sensory cues on the perception of exertion during exercise and central regulation of exercise performance. **Sports Medicine**, Auckland, v.31, n.13, p.935-952, 2001.

HENNIG, E.M.; VALIANT, G.A.; LIU, Q. Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 12, p.143-150, 1996.

HOEL, P.G. **Estatística elementar**. São Paulo: Atlas, 1981.

KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. **Essentials of neural science and behavior**. Stamford: Appleton & Lange, 1995.

KATOULIS, E.C.; EDDON-PARRY, M.; LANSHAMMAR, H.; VILEIKYTE, L.; KULKARNI, J.; BOULTON, A.J. Gait abnormalities in diabetic neuropathy. **Diabetes Care**, v. 20, p. 1904-7, 1997.

KELLER, T.S.; WEISBERGER, A.M.; RAY, J.L.; HASAN, S.S.; SHIAMI, R.G.; SPENGLER, D.M. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. **Clinical Biomechanics**, v.11, n.5, p.253-259, 1996.

KOMI, P.V.; SALOMEN, M.; JÄRVISEN, M.; KOKKO, O. In vivo registration of aquilles tendon forces in man - Methodological development. **International Journal of Sports Medicine**, v.8, n.3, p. 41- 50, 1987.

LAGALLY, K.R; ROBERTSON, R.J.; GALLAGHER, K.I.; GOSS, F.L.; JAKICIC, J.M.; LEPHART, S.M.; McCAW, S.T.; GOODPASTER, B. Perceived exertion, electromiography and blood lactate during acute bouts of resistance exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.34, n.3, p.552-559, 2002.

LAKE, M.J.; LAFORTUNE, M.A. Mechanical inputs related to perception of lower extremity impact loading severity. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.30, n.1, p.136-143, 1998.

LEHMKUHL, L.; SMITH, L. K. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1987.

LEVIN, J. **Estatística aplicada a ciências humanas**. 2.ed. São Paulo: Harper & Row do Brasil, 1978.

McCAW, S.T.; HEIL, M.E.; HAMILL, J. The effect of comments about shoe construction on impact forces during walking. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.32, n.7, p.1258-1264, 2000.

McNITT-GRAY, J.L. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. **Internacional Journal of Sport Biomechanics**, Champaign, v.7, p.201-224, 1991.

MILANI, T.L. Biomechanical research in footwear development. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v.4, supl.1, 2003.

_____. Comparison of perceptual and biomechanical measurements. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA DO CALÇADO, 1, 2001, Gramado. **Anais...** Florianópolis: UDESC/CEFID, 2001. p.4.

MILANI, T.L.; HENNIG, E.M., LAFORTUNE, M.A. Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness. **Clinical Biomechanics**, v.12, n.5, p.294-300, 1997.

MUELLER, M.J.; MINOR, S.D.; SAHRMANN, S.A.; SCHAAF, J.A.; STRUBE, M.J. Differences in gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. **Physical Therapy**, v. 74, p. 299-313, 1994.

MÜNDERMANN, A.; NIGG, B.M.; STEFANYSHYN, D.J.; HUMBLE, R.N. Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. **Gait and Posture**, v.16, p.38-45, 2002.

MÜNDERMANN, A.; STEFANYSHYN, D.J.; NIGG, B.M. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.33, n.11, p.1939-1945, 2001.

MURRAY, M.P.; SPURR, G.B.; SEPIC, S.B.; GARDNER, G.M. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. **Journal Applied Physiology**. Salem, v.59, n.1, p.87-91, 1985.

NIGG, B.M. Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. **Sports Medicine**, Auckland, v.2, p.367-379, 1985.

_____. Experimental techniques used in running shoe research. In: NIGG, B.M. (Ed.). **Biomechanics of running shoes**. Champaign: Human Kinetics, 1986. p.27-61.

NIGG, B. M.; STERGIU, P.; COLE, G.; STEFANYSHYN, D.; MÜNDERMANN, A.; HUMBLE, N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.35, n.2, p.314-319, 2003.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A. Ground reaction force at different speeds of human walking and running. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.136, p.217-227, 1989.

NORTH COAST MEDICAL Inc. **Touch-Test Sensory Evaluator Instructions**. Morgan Hill, 2000.

NURSE, M.A.; HULLIGER, M.; WAKELING, J.M.; NIGG, B.M; STEFANYSHYN, D.J. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.15, p.496-506, 2005.

NURSE, M.A.; NIGG, B.M. Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. **Clinical Biomechanics**, v.14, p.667-672, 1999.

_____. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. **Clinical Biomechanics**, v.16, p.719-727, 2001.

OLMOS, P; CATALAND, S; O'DORISIO, T; CASEY, C; SMEAD, W; SIMON, S. The Semmes-Weinstein monofilament as a potential predictor of foot ulceration in patients with noinsulin-dependent diabetes. **The American Journal of the Medical Sciences**. v. 309, p.76-82, 1995.

PERRY, J.E.; HALL, J.O.; DAVIS, B.L. Simultaneous measurement of plantar pressure and shear forces in diabetic individuals. **Gait and Posture**, v.15, p.101-107, 2002.

PRICE, D.D.; McGRATH, P.A.; RAFII, A.; BUCKINGHAM, B. The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. **Pain**, Amsterdam, v. 17, p.45-56, 1983.

PUTTI, A.B.; ARNOLD, G.P.; COCHRANE, L.; ABOUD, R.J. The Pedar[®] in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. **Gait & Posture**, v.25, p. 401-405, 2007.

RITH-NAJARIAN, S; STOLUSKY, T; GOHDES, D.M. Identifying diabetic patients at high risk for lower-extremity amputation in a primary health care setting: a prospective evaluation of simple screening criteria. **Diabetes Care**, v.15, p.1386-1389, 1992.

ROBBINS, S.E.; GOUW, G.J. Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.23, n.2, p.217-224, 1991.

ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. London: Chapman & Hall, 1994.

SACCO, I.C.; AMADIO, A.C. A study of biomechanics parameters in gait analysis and sensitive cronaxie of diabetic neurophatic patients. **Clinical Biomechanics**, v.15, p. 196-202, 2000.

_____. Influence of the diabetic neuropathy on the behavior of electromyographic and sensorial responses in treadmill gait. **Clinical Biomechanics**, v.18, p. 426-434, 2003.

SACCO, I.C.N.; SARTOR, C.D.; GOMES, A.A.; JOÃO, S.M.A.; CRONFLI, R. Avaliação das perdas sensório-motoras do pé e tornozelo decorrentes da neuropatia diabética. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.1, n.1, p.27-33, janeiro/fevereiro, 2007.

SOLOMONOW, M.; KROGSGAARD, M. Sensorimotor control of knee stability. A review. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Copenhagen, v.11, p.64-80, 2001.

STEVENS, J.C.; MACK, J.D. Scales of apparent force. **Journal of Experimental Psychology**, Lancaster, v.58, n.5, p.405- 413, 1959.

STEVENS, S.S. The direct estimation of sensory magnitudes-loudness. **The American Journal of Psychology**, v.69, n.1, 1956.

THOMAS, J.R.; NELSON, J.K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 3.ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

WHITE, S.C.; GILCHRIST, L.A.; CHRISTINA, K.A. Within-day accommodation effects on vertical reaction forces for treadmill running. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v.18, p.74-82, 2002.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2.ed. New York: John Wiley & Sons, 1990.

WINTER, D.A., BISHOP, P.J. Lower extremity injury - Biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. **Sports Medicine**, v.14, n.3, p.149-156, 1992.

ANEXO 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

**ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO INDIVÍDUO :.....

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F

DATA NASCIMENTO:/...../.....

ENDEREÇO..... Nº..... APTO.....

BAIRRO: CIDADE :.....

CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)

2. RESPONSÁVEL LEGAL:.....

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador, etc.)

DOCUMENTO DE IDENTIDADE :..... SEXO: M F

DATA NASCIMENTO.:/...../.....

ENDEREÇO: Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE:

CEP: TELEFONE: DDD (.....).....

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA: Percepção das variáveis dinâmicas e eletromiográficas na locomoção.

2. PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão.

3. CARGO/FUNÇÃO: Professor Associado

4. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO RISCO MÉDIO RISCO BAIXO RISCO MAIOR

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. DURAÇÃO DA PESQUISA

No presente projeto analisar-se-ão os movimentos de corrida e de marcha. Corredores experientes e atletas de modalidades coletivas correrão em 2 (duas) sessões de coletas de dados com intervalo mínimo de 24 horas entre elas. A análise da marcha ocorrerá em 1 (uma) sessão de coleta de dados com adultos diabéticos neuropatas e idoso saudáveis (grupo controle).

Para ambos protocolos, as sessões de coleta serão agendadas previamente com o voluntário respeitando sua disponibilidade. Após a conclusão da sessão o voluntário concluirá sua participação no estudo.

ANEXO 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

**ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO INDIVÍDUO :.....
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO..... Nº..... APTO.....
BAIRRO: CIDADE
CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)

2. RESPONSÁVEL LEGAL:.....
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador, etc.)
DOCUMENTO DE IDENTIDADE : SEXO: M F
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO: Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE:
CEP: TELEFONE: DDD (.....).....

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA: Percepção das variáveis dinâmicas e eletromiográficas na locomoção.

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão.

CARGO/FUNÇÃO: Professor Associado

AValiação DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO RISCO MÉDIO
RISCO BAIXO RISCO MAIOR

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

DURAÇÃO DA PESQUISA

No presente projeto analisar-se-ão os movimentos de corrida e de caminhada. Corredores experientes e atletas de handebol correrão em 2 (duas) sessões de teste com intervalo mínimo de 24 horas entre elas. A análise da caminhada ocorrerá em 1 (uma) sessão de teste com a participação de portadores de diabetes com neuropatia e de idosos saudáveis.

Para ambos protocolos, as sessões de teste serão agendadas previamente com os senhores, respeitando sua disponibilidade.

O tempo previsto para finalização do projeto é de onze meses.

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

O presente projeto de pesquisa visa determinar aspectos biomecânicos que permitam melhor compreender a influência da percepção no controle do impacto em movimentos de locomoção (caminhada e corrida).

Protocolo de Corrida – Somente para corredores experientes e atletas de handebol

O senhor participará de duas sessões de atividade que serão realizadas em dois dias com no mínimo 24 horas de repouso. No início de cada sessão, antes da corrida, será analisada a sua sensibilidade nos pés para que possamos identificar se há uma diminuição na percepção de forças aplicadas nesta parte do corpo; bem como, serão identificados os músculos responsáveis pela corrida. A atividade em si consistirá em uma corrida de 50 minutos onde nossos objetivos serão:

