

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

PEDRO ESBER SCHAPHAUSER

**INSTRUMENTAÇÃO UTILIZANDO FIBRA ÓTICA PARA ANÁLISE
DE ANDADURA EQUINA**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2017

PEDRO ESBER SCHAPHAUSER

**INSTRUMENTAÇÃO UTILIZANDO FIBRA ÓTICA PARA ANÁLISE
DE ANDADURA EQUINA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Cicero Martelli

Co-orientador: Prof. Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva

CURITIBA

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

S299i
2017 Schaphauser, Pedro Esber
Instrumentação utilizando fibra ótica para análise de andadura equina / Pedro Esber Schaphauser.-- 2017.
65 f. : il. ; 30 cm

Texto em português com resumo em inglês
Disponível também via World Wide Web
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2017
Bibliografia: f. 53-58

1. Cavalos – Medicina veterinária. 2. Biossensores. 3. Redes de Bragg. 4. Detectores de fibra óptica. 5. Patologia veterinária. 6. Cavalos de corrida – Doenças – Diagnóstico. 7. Cavalo – Doenças – Diagnóstico. 8. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Martelli, Cicero. II. Silva, Jean Carlos Cardozo. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: Ed. 23 – 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba
Bibliotecário: Adriano Lopes CRB9/1429

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 772

A Dissertação de Mestrado intitulada “**Instrumentação Utilizando Fibra Ótica para Análise de Andadura Equina**” defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Pedro Esber Schaphauser**, no dia 11 de outubro de 2017, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, área de concentração Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

Prof(a). Dr(a). Cicero Martelli - Presidente – (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). Ilda Abe - (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). Marcos Vinicio Haas Rambo - (UFPR)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 11 de outubro de 2017.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para que este trabalho se tornasse possível.

Às agências de fomento brasileiras que auxiliam o desenvolvimento da pesquisa nacional, CNPq, FINEP, Fundação Araucária e em especial à CAPES pela concessão de bolsa de Mestrado e apoio financeiro a este projeto.

A Deus pelo dom da vida, pelo presente Pedro José e pela graça de permitir eu dedicar minha vida aos cavalos, estes preciosos animais que sempre foram meu motivo de força e inspiração.

Aos professores Jean e Cicero pela oportunidade de conhecer a fascinante área da Engenharia Biomédica. Também a UTFPR e ao CPGEI por toda a estrutura disponível.

Aos meus pais Valdevino e Renata por todos os valores que me ensinaram e por sempre investirem e acreditarem em minha capacidade, muitas vezes mais do que eu mesmo, vocês são tudo pra mim!

Aos colegas de laboratório pela participação neste projeto, por todas as risadas e paciência com alguém de uma área tão diferente. Em especial a grande parceira que tive durante todo o mestrado Alessandra, você foi um verdadeiro anjo da guarda! E aos amigos Galvão e Guilherme, sem vocês três eu não conseguiria ter feito metade do que me foi confiado, obrigado!

A amiga e colega de profissão Monalisa pelas aulas de boa medicina veterinária e pelo chute para eu começar este projeto. Por fim mas não menos importante a minha querida amiga Beatriz, pelo chute para que eu terminasse este projeto, rss.

RESUMO

SCHAPHAUSER, Pedro Esber. INSTRUMENTAÇÃO UTILIZANDO FIBRA ÓTICA PARA ANÁLISE DE ANDADURA EQUINA. 66 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

O presente trabalho tem por objetivo apresentar uma nova técnica de instrumentação para estudo dos diferentes tipos de andaduras realizadas por equinos, utilizando sistemas baseados na tecnologia de sensoriamento ótico quase-distribuído, redes de Bragg em fibra ótica-FBG. Essa técnica poderá ser usada como ferramenta auxiliar de diagnóstico precoce de lesões relacionadas ao sistema locomotor do cavalo, principalmente na porção distal do dígito, uma das causas mais comuns de aposentadoria destes quando atletas. São apresentadas, portanto, duas técnicas de instrumentação *in vivo*: a primeira técnica consiste na fixação de FBGs sem encapsulamento, diretamente na parede dorsal do casco em cada um dos membros de três cavalos atletas em treinamento; a segunda técnica apresentada é o desenvolvimento de um protótipo sensor com formato de ferradura encapsulado em material compósito reforçado com fibra de carbono, este método foi utilizado na instrumentação de dois equinos também em fase de treinamento. O primeiro método permite avaliar o comportamento do casco em diferentes fases da passada, durante as andaduras passo e trote. A segunda técnica, com o elemento sensor encapsulado, permite avaliar diferentes tipos de andadura, como passo, trote e galope sob condições de treinamento. Estas duas técnicas de instrumentação, utilizando sensores FBGs, se mostram promissoras para o estudo clínico e biomecânico de equinos, em avaliações médicas ou até mesmo durante treinamentos ou competições.

Palavras-chave: andadura equina, cavalo atleta, casco equino, biosensor, redes de Bragg, monitoração *in vivo*, sensores a fibra ótica

ABSTRACT

SCHAPHAUSER, Pedro Esber. INSTRUMENTATION USING FIBER OPTICS FOR EQUINE GAIT ANALYSIS. 66 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

The main goal of this paper is to study the viability of the application of the system based on the optic sensing almost distribute (Fiber Bragg Gratings-FBG) technology, to study different kinds of equine gaits and how it is a possible helpful tool to early diagnose of injuries related to the locomotor system of the horse, mainly the distal part of the digit, which is one of the most common reasons for retire of athlete horses. Two different technics are presented *in vivo*: The first one consists in the attachment of the FBGs without encapsulation, directly on the wall of the hoof of each member of three athlete horses during training; the second technic presented, is the development of a prototype sensor with the same form of a horse shoe, encapsulated in a composite material reinforced with Carbon Fiber, this method was used in two horses during training as well. The first method allowed evaluate the behavior of the hoof in different phases of the horse gaits, such as walk and trot. The second technic, with the sensor element now encapsulated, allowed to evaluate different types of equine gaits, like walk, trot and run under training conditions. Both of the instrumentation using FBGs sensors technics were considered promising to clinical and biomechanics equine study in the medical evaluations or even during training or competition.

Keywords: equine gaits, athlete horse, equine hoof, biosensor, Bragg gratings, *in vivo* monitoring, optical-fiber sensors

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 – Desenho esquemático representando o funcionamento da FBG	12
FIGURA 2.1 – Porção distal dos membros equinos	20
FIGURA 2.2 – Anatomia do dígito equino	21
FIGURA 2.3 – Visão macroscópica da porção distal do dígito em um corte sagital	22
FIGURA 2.4 – Anatomia da porção plantar do casco	23
FIGURA 2.5 – Deformação sofrida pelo casco	24
FIGURA 2.6 – Possíveis conformações dos membros em equinos	26
FIGURA 2.7 – Fases de apoio	29
FIGURA 2.8 – Esquema ilustrativo da ordem dos membros na andadura passo	30
FIGURA 3.1 – Processo de colagem das FBGs nos cascos	34
FIGURA 3.2 – Fixação dos cabos óticos	35
FIGURA 3.3 – Ensaio em ambiente fechado	36
FIGURA 3.4 – Ensaio em ambiente aberto	36
FIGURA 3.5 – Início da confecção das ferraduras instrumentadas	38
FIGURA 3.6 – Confecção das ferraduras instrumentadas	38
FIGURA 3.7 – Fixação de um dos cascos e animal com as ferraduras instrumentadas ..	39
FIGURA 3.8 – Demonstração do transporte do IMON durante o ensaio em campo	40
FIGURA 4.1 – Deformações geradas em relação ao tempo na andadura passo	42
FIGURA 4.2 – Deformações geradas em relação ao tempo na andadura trote	43
FIGURA 4.3 – Sinal da FBG encapsulada para a andadura passo	46
FIGURA 4.4 – Sinal da FBG encapsulada para a andadura trote	47
FIGURA 4.5 – Sinal da FBG encapsulada para a andadura galope	48
FIGURA B.1 – Mapeamento das forças nos membros equinos utilizando PDI	60
FIGURA C.1 – Detecção pelo DAS do cavalo durante a andadura trote	63

LISTA DE SIGLAS

RM	Ressonância magnética
RD	Radiografia digital
SG	<i>Strain gauge</i>
FBG	<i>Fiber Bragg Gratings</i> - Redes de Bragg em fibra ótica
Mc	Ossos Metacarpianos
FP	Falange proximal
FM	Falange medial
FD	Falange distal
Mt	Ossos Metatarsianos
VANT	Veículo aéreo não tripulado
PDI	Processamento digital de imagens
TE	Membro torácico esquerdo
TD	Membro torácico direito
PD	Membro pélvico direito
PE	Membro pélvico esquerdo
DAS	Distributed Acoustic Sensing - Sensoriamento Acústico Distribuído

LISTA DE SÍMBOLOS

λ_B	Comprimento de onda de Bragg
n_{eff}	Índice de refração efetivo do núcleo da fibra
Λ	Período da modulação do índice de refração
Δl	Varição de comprimento
ΔT	Varição de temperatura
$\Delta\lambda_{B,l}$	Varição do comprimento de onda devido à deformação longitudinal
$\Delta\lambda_{B,t}$	Varição do comprimento de onda devido à variação de temperatura
S_l	Coefficiente de sensibilidade de deformação
S_t	Coefficiente de sensibilidade de temperatura
ε	<i>Strain</i> (deformação)
W	Watt
ns	Nanosegundo
nm	Nanometro
kHz	kiloHertz
pm	Picometro
g/m^2	Grama por metro quadrado
$^{\circ}C$	Graus Celsius
s	Segundo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
1.1	PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DAS FBGS	12
1.2	REDES DE BRAGG EM ESTUDOS BIOMECÂNICOS	14
1.3	OBJETIVOS	16
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	17
2	SISTEMA LOCOMOTOR DOS EQUINOS	18
2.1	FORMA E FUNÇÃO DA PORÇÃO DISTAL DO MEMBRO EQUINO	18
2.2	CONFORMAÇÃO DOS MEMBROS DO EQUINO	25
2.3	TIPOS DE ANDADURA	26
2.4	PATOLOGIAS COMUNS AO DÍGITO EQUINO	31
3	ENSAIOS	33
3.1	ENSAIO A CAMPO COM INSTRUMENTAÇÃO DOS CASCOS <i>IN VIVO</i>	33
3.1.1	Instrumentação dos cascos	33
3.1.2	Procedimentos de ensaio	35
3.2	ENSAIO A CAMPO COM FERRADURAS INSTRUMENTADAS <i>IN VIVO</i>	37
3.2.1	Confecção e instrumentação de ferraduras em material compósito	37
3.2.2	Instrumentação do equino	39
3.2.3	Procedimentos de ensaio	40
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	41
4.1	RESULTADOS DO ENSAIO COM INSTRUMENTAÇÃO DOS CASCOS <i>IN VIVO</i>	41
4.2	RESULTADOS DO ENSAIO COM FERRADURAS INSTRUMENTADAS <i>IN VIVO</i>	45
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	49
5.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS	51
5.2	TRABALHOS FUTUROS	51
	REFERÊNCIAS	53
	Apêndice A – PUBLICAÇÕES	59
	Apêndice B – MAPEAMENTO DO CASCO	60
	Apêndice C – SENSORIAMENTO ACÚSTICO DISTRIBUÍDO - DAS	62
	Anexo A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS	64

1 INTRODUÇÃO

Na época em que o cavalo possuía sepultura assegurada no túmulo da família de seu dono e era o mais rápido instrumento de comunicação entre longas distâncias, Xenofonte (430-354 a.C.) escreveu dois tratados que se perpetuaram na história da arte de cavalgar, “Da Equitação” e “Hiparco” ou “Comandante de Cavalaria”. Estes tratados destinados a jovens cavalários, tinham por objetivo os tornar hábeis em manipular um cavalo, até então, uma das mais poderosas armas de guerra. No primeiro capítulo de seu manual de equitação, o oficial da cavalaria grega trata da escolha de um cavalo, sugerindo atentar-se primeiramente aos “pés” do animal com a premissa “Se um cavalo não tem cascos bons, nunca terá futuro como cavalo de batalha” (FONZAR, 1978). Dependente do cuidado de ferreiros e intensidade de trabalho (LEFROY, 2013), a saúde dos cascos dos equinos tem sido objeto de diversos estudos (THOMASON *et al.*, 1992; DOUGLAS *et al.*, 1996; THOMASON, 1998; CHERAMIE; O’GRADY, 2003, 2003; ZHANG *et al.*, 2010; ESTRADA, 2014; GOULET *et al.*, 2015; OOSTERLINCK *et al.*, 2015; ARAÚJO, 2016; LEŚNIAK *et al.*, 2017) e a antiga expressão “*no foot, no horse*”, “sem casco, sem cavalo” (tradução livre), é tão verdadeira como no dia em que foi cunhada, afirma Lefroy (2013).

A extraordinária velocidade, resistência e força dos modernos cavalos atletas é resultado de séculos de criação seletiva nas diferentes raças de equinos. Sua capacidade atlética superior é atribuída a um número de adaptações anatômicas e fisiológicas de sistemas corporais envolvidos no exercício, oferecendo uma plasticidade de quase todos os sistemas do corpo para responder ao treinamento (RIVERO; HILL, 2016).

Patologias nos membros, principalmente em suas porções distais são consideradas as mais frequentes causas da diminuição de desempenho e de atendimento médico em equinos (THOMASON *et al.*, 2004; HANSEN *et al.*, 2005; BAXTER, 2011; LEFROY, 2013; GOULET *et al.*, 2015), sendo a claudicação ¹ o primeiro sinal clínico apresentado pelo animal (CLAYTON *et al.*, 2007; BAXTER, 2011; GOULET *et al.*, 2015; HAMMARBERG *et al.*, 2016).

¹ Ato de mancar.

O retorno de um cavalo às pistas pode depender não apenas de um tratamento eficaz, mas principalmente do diagnóstico precoce, e então classificação da patologia instalada no membro claudicante (GRUNDMANN *et al.*, 2015). Padrões normais do casco equino vêm sendo estabelecidos com o uso de exames de imagem, como a ressonância magnética (RM) e a radiografia digital (RD), o que permite a realização de diagnósticos antes do cavalo apresentar claudicação, ou quando esta é presente de forma muito sutil, afim de evitar injúrias irreversíveis na porção interna do casco (GOULET *et al.*, 2015; PAVÓN, 2015).

O método mais empregado no diagnóstico de claudicações consiste na apresentação clínica do animal e na avaliação visual do mesmo ao realizar determinadas andaduras, logo o diagnóstico depende da prática e sensibilidade do médico veterinário avaliador (KEEGAN *et al.*, 2010; MCCRACKEN *et al.*, 2012; GOULET *et al.*, 2015; HAMMARBERG *et al.*, 2016). A avaliação da andadura pode ser auxiliada com testes de flexão do membro claudicante e do contra lateral, quando há dificuldade em concluir qual o membro afetado (STASHAK *et al.*, 2008). Na ocasião em que são utilizados bloqueios anestésicos, o resultado pode ser bastante tendencioso (MCCRACKEN *et al.*, 2012; GOULET *et al.*, 2015; HAMMARBERG *et al.*, 2016). A discordância entre avaliadores aumenta significativamente em claudicações menos severas (MCCRACKEN *et al.*, 2012), principalmente quando são provenientes dos membros pélvicos (HAMMARBERG *et al.*, 2016).

Historicamente, o tipo do exercício desenvolvido pelo cavalo não tem sido usado como parte da avaliação diagnóstica de claudicação, mas agora pode ser considerado essencial para cavalos desportistas (DYSON, 2017). Em um estudo com 506 cavalos atletas em trabalho, considerados normais por seus proprietários, aproximadamente 47% dos animais tinham o que se acreditava ser anormalidades de marcha relacionadas à dor, embora algumas delas fossem aparentes em linhas retas, na maioria, as claudicações só foram detectadas quando os animais foram montados (GREVE; DYSON, 2014).

Sensores inerciais baseados em acelerômetros, têm apresentado resultados satisfatórios quando se trata de acertar qual o membro afetado em relação aos exames visuais, principalmente em claudicações consideradas discretas (MCCRACKEN *et al.*, 2012). Porém, a utilidade deste tipo de sensor na avaliação de claudicações em mais de um membro, atualmente é menos convincente, e existem evidências limitadas da claudicação exibida durante o exercício montado (DYSON, 2017).

A mensuração *in vivo* das tensões sofridas pelo casco equino foi relatada por Thomason *et al.* (1992), Chang *et al.* (1993) e Thomason (1998) com a utilização de extensômetros elétricos de resistência, *strain gauges* (SG). Para monitorar pequenas deformações, SG repre-

sentam uma tecnologia consistente e amplamente testada, esses sensores oferecem boa sensibilidade, medições precisas e preço competitivo. Porém, apesar dos resultados apresentados nos estudos de Thomason *et al.* (1992), Chang *et al.* (1993) e Thomason (1998), SG não são muito adequados para utilização *in vivo*, pois não podem ser deixados no local de medição (FRESVIG *et al.*, 2008), sua miniaturização para procedimentos minimamente invasivos apresenta alguns inconvenientes como fragilidade e instabilidade a longo prazo (RORIZ *et al.*, 2014; MIGNANI; BALDINI, 1996). Além disso, a sua produção está restrita a uma pequena área de sensibilidade tornando-se necessário o uso de mais sensores para detectar regiões maiores, e consequentemente, uma grande quantidade de fios elétricos, que podem representar um corpo estranho considerável (FARAMARZI, 2007; FRESVIG *et al.*, 2008; ARKWRIGHT *et al.*, 2009). Essas desvantagens combinadas com a má biocompatibilidade de componentes metálicos e grande sensibilidade à interferência eletromagnética, pode comprometer algumas aplicações *in vivo* e o uso de SG na prática clínica.

Sensores em fibras óticas oferecem inúmeras vantagens para aplicações biomédicas, principalmente, devido as suas pequenas dimensões e massa, biocompatibilidade, imunidade eletromagnética e ausência de toxicidade (MISHRA *et al.*, 2011; CARVALHO *et al.*, 2011), demonstrando assim, características intrínsecas que garantem segurança para pacientes em monitoramentos contínuos (MISHRA *et al.*, 2011). Entre as tecnologias de sensoriamento empregadas, destacam-se as redes de Bragg em fibra ótica (*Fiber Bragg Gratings* - FBG), capazes de monitorar grandezas físicas como temperatura, deformação e outras derivadas destas duas grandezas (MISHRA *et al.*, 2011; CARVALHO *et al.*, 2011; RORIZ *et al.*, 2014; RIPKA *et al.*, 2014), estes sensores se mostram promissores no estudo da biomecânica, devido aos resultados que estes vêm apresentando nos últimos anos (RORIZ *et al.*, 2014).

Esta dissertação apresenta uma nova técnica de instrumentação utilizando redes de Bragg gravadas em fibras óticas, para aplicações em cascos de equinos atletas, como (1) ferramenta de análise do sistema locomotor, capaz de mensurar parâmetros do complexo cavalo cavaleiro, (2) ferramenta para auxílio em diagnósticos precoces de afecções na porção distal dos membros em equinos, como dispositivo sensível para detecção de alterações na marcha imperceptíveis em exames visuais, e (3) um elemento sensor utilizado na prevenção de tais afecções, avaliando desigualdades na distribuição de forças em cada casco, em animais com diferentes aprumos.

1.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DAS FBGS

A rede de Bragg é um elemento sensor que acopla luz do modo propagante para o modo contra propagante em uma frequência específica, funcionando como um refletor seletivo que responde a perturbações térmicas e mecânicas. As FBGs são produzidas através de modulações periódicas geradas no núcleo de uma fibra ótica, essas modulações promovem uma alteração no índice de refração do núcleo da fibra (OTHONOS, 1997). A Figura 1.1 ilustra o princípio básico do funcionamento de uma FBG.

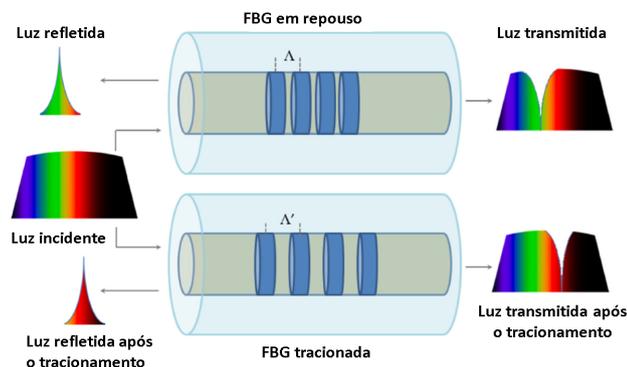


Figura 1.1: Ilustração da luz transmitida e refletida pelas redes de Bragg. Quando a fibra ótica é tracionada, o comprimento de onda central refletido pela rede de Bragg sofre alteração.

Fonte: Adaptada de Massaroni *et al.* (2015).

A luz incidida no núcleo de uma fibra ótica percorre cada plano da rede de Bragg. Se não ocorrer o casamento de fase em cada plano da rede, a luz torna-se fora de fase gradativamente, então a condição de Bragg não é satisfeita. Quando ocorre o casamento de fase em cada plano da rede a condição de Bragg é satisfeita e a luz se constrói na direção contra propagante, gerando uma banda de reflexão com um comprimento de onda central definido pelas características da determinada rede gravada (OTHONOS; KALLI, 1999). O comprimento de onda cêntrico do espectro em reflexão ocorre próximo ao comprimento de onda de Bragg λ_B , este é dependente do índice de refração efetivo n_{eff} da fibra e do período da modulação do índice de refração Λ (OTHONOS, 1997), como pode ser visualizado na Equação 1.1:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (1.1)$$

O índice de refração efetivo e o intervalo periódico entre os planos da FBG podem ser alterados por mudanças de temperatura e/ou deformação, deslocando a posição central do espectro para valores maiores ou menores em comprimento de onda. Portanto, fundamentado pela equação 1.1, a ocorrência de esforços mecânicos ou variações de temperatura sobre uma

rede de Bragg, provoca em função dos efeitos fotoelástico e termo-ótico, um deslocamento do comprimento de onda de Bragg, que é descrito pela Equação 1.2 (OTHONOS, 1997):

$$\begin{aligned}\Delta\lambda &= \Delta\lambda_{B,l} + \Delta\lambda_{B,t} \\ \Delta\lambda &= 2\left(\Lambda\frac{\partial n_{eff}}{\partial l} + n_{eff}\frac{\partial\Lambda}{\partial l}\right)\Delta l + 2\left(\Lambda\frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + n_{eff}\frac{\partial\Lambda}{\partial T}\right)\Delta T \\ \Delta\lambda &= S_l\Delta l + S_t\Delta T\end{aligned}\quad (1.2)$$

onde Δl é a variação de comprimento da fibra, ΔT é a variação de temperatura, $\Delta\lambda_{B,l}$ é a variação do comprimento de onda devido à deformação longitudinal da fibra e $\Delta\lambda_{B,t}$ é o efeito térmico sob o mesmo parâmetro. Os termos S_l e S_t representam os coeficientes de sensibilidade de deformação e de temperatura dos sensores FBG.

O deslocamento do comprimento de onda de Bragg devido à ação de uma grandeza externa como pressão, tensão e temperatura, é dependente das características da fibra ótica na qual se encontra a FBG, porém, o valor médio encontrado na literatura para tais deslocamentos é de $1,2 \text{ pm}/\mu\epsilon$ (ϵ é uma grandeza adimensional definida como $\Delta l/l_0$) e $10 \text{ pm}/^\circ\text{C}$. Esses valores são apontados para redes de Bragg com comprimentos de onda próximos a 1550 nm (OTHONOS, 1997).

Existem diversas técnicas para gravação das Redes de Bragg em fibra ótica (OTHONOS, 1997). Para este trabalho, a gravação das redes foi realizada através do método que utiliza máscara de fase, também chamado de método direto devido a sua simplicidade, capacidade de reprodutividade e a reduzida coerência da emissão laser necessária para formar a interferência (SILVA, 2005).

O sistema de gravação utilizado nesta pesquisa é composto pelo laser da marca COHERENT[®], modelo Xantos XS, que possui uma potência de 25 W , um período de pulso de 3 ns a 12 ns . O laser emite um feixe de luz que é refletido por espelhos, estes desviam o feixe para alinhá-lo no mesmo plano da máscara de fase; uma íris que tem por função diminuir o diâmetro do feixe, enquanto uma lente cilíndrica o converge sobre a fibra ótica. A fibra conectada ao interrogador ótico, é posicionada (sem a casca polimérica de proteção) junto a máscara de fase, para que a rede de Bragg seja inscrita. Os elementos sensores foram gravados em fibra ótica monomodo padrão usadas em telecomunicações (fabricante *Furukawa*).

Para a aquisição dos dados, foram utilizados dois sistemas de interrogação das FBGs, o interrogador Micron Optics SM 130 foi utilizado na instrumentação dos cascos, enquanto o interrogador Ibsen Photonics IMON 512E foi utilizado nos testes com as ferraduras instrumentadas por facilitar a comunicação wirelles. Sistemas de interrogação, além de adquirir o

espectro refletido e/ou transmitido, na sua maioria, utilizam filtros e algoritmos para detecção de pico a fim de melhorar a precisão do sistema. A adição ao sistema de uma referência de comprimento de onda insensível à temperatura, tal como a célula de gás de acetileno utilizada no SM 130, permite que o interrogador estabeleça uma referência absoluta de comprimento de onda, sendo assim um sistema auto-referenciado (JANZEN, 2012; WANG *et al.*, 2014).

O sistema interrogador primeiramente utilizado foi o Micron Optics SM 130, este utiliza o espectro emitido por laser sintonizável em modo varredura. Uma pequena porção da luz do laser é desviada por um acoplador e é direcionada para a célula de gás acetileno e é realizada a detecção como referência. O restante da luz é direcionada pelo acoplador em direção à fibra ótica que possui a FBG. Como o laser funciona varrendo o espectro de 1510 nm a 1590 nm, comprimentos de onda específicos são refletidos pelas FBGs, os quais variam conforme flutuações de temperatura e tensões. Os sinais refletidos passam por um circulador ótico e são direcionados para outro fotodetector. Os dois sinais provenientes dos fotodetectores são comparados para então gerar o valor final de cada sinal. Este interrogador possui taxa de aquisição de 1 kHz e resolução (via *software*) de 1 pm (JANZEN, 2012).

O segundo sistema de interrogação utilizado foi o IMON 512E, este interrogador necessita de fonte de luz de banda larga externa. O espectro é direcionado através de um circulador para a FBG. O espectro refletido pela FBG é direcionado pelo mesmo acoplador ao interrogador. O circulador possui o papel de, além de direcionar o espectro refletido pelo FBG ao interrogador, isolar a fonte de reflexões que a possam danificar. No interrogador o espectro é difratado através de uma rede de difração. Devido a angulação da rede os diferentes comprimentos de onda do espectro de banda larga irão atingir os fotodetectores em diferentes posições. Cada posição do fotodetector corresponderá a um comprimento de onda na faixa entre 1510 nm e 1595 nm. Este interrogador possui taxa de aquisição de 970 Hz e resolução (via *software*) de 0,5 pm (JANZEN, 2012).

1.2 REDES DE BRAGG EM ESTUDOS BIOMECÂNICOS

O monitoramento *in vivo* é uma tarefa complexa e exige inúmeros requisitos, porém é geralmente o objetivo final de pesquisas dentro da área da biomecânica experimental. Acompanhando o desenvolvimento dos sensores em fibras óticas nos últimos anos, estudos com FBGs utilizadas para a mensuração de parâmetros biomecânicos ou no comportamento de materiais implantados ao corpo têm sido descritos. O desenvolvimento destes sensores para monitoração *in vivo* atraiu a atenção devido às características intrínsecas das FBGs, possibilitando uma gama de aplicações dentro da biomecânica (RORIZ *et al.*, 2014; GALVÃO *et al.*, 2017).

No início dos anos 2000, FBGs foram utilizadas para mensurar o movimento do tórax em humanos, no trabalho de Wehrle *et al.* (2001). Esta aplicação possui interesse no monitoramento da quantidade de entrada de ar em ventilações assistidas em pacientes críticos, ou ainda para estudar o comportamento do tórax durante hiperventilações em procedimentos cirúrgicos. Já na pesquisa apresentada por Tjin *et al.* (2001) a mensuração da força e da temperatura de placas dentárias utilizadas por pacientes diagnosticados com apneia do sono foi realizada. Graças a dimensão reduzida, as FBGs foram incorporadas na placa sem afetar o tratamento proposto, devido a mensuração dos dois parâmetros, a utilização correta ou não da placa pelos pacientes pode ser indicada.

Silva *et al.* (2011), desenvolveram uma luva instrumentada com FBGs, capaz de monitorar movimentos de abertura e fechamento das mãos. Através dos dados obtidos pelo sensoramento, informações como a força dos dedos puderam ser estimadas. No trabalho de Milczewski *et al.* (2012) através da instrumentação de uma maxila artificial, foi possível mensurar as tensões produzidas por aparelhos ortodônticos tanto nos dentes quanto no osso em que estes estão fixados, tendo por conclusão que as forças geradas nos dentes, pelos aparelhos, não são transmitidas de forma igual para o osso, o que segundo os autores esclarece efeitos indesejáveis que podem ocorrer durante tratamentos, como a absorção da raiz de algum dos dentes com o aparelho.

Na pesquisa de Butz e Dennison (2015), a FBG mensurou as forças de impacto que podem ocorrer entre cabeça e capacete, uma estrutura de alumínio foi utilizada como transdutor, sendo capaz de resistir ao impacto e detectar as forças ocorridas em tal evento. O elemento sensor apresentou repetibilidade para detectar a força e frequência dos eventos e segundo os autores este dispositivo pode ser utilizado em testes de fabricantes de capacetes e os dados podem ser relacionados com eventos que possam gerar traumatismos cranianos. Umesh *et al.* (2016) utilizaram FBGs em uma aplicação *in vivo* para a mensuração da força em dentes distintos durante a mordida. Tensões foram geradas durante a mordida em uma placa com FBGs coladas, os resultados apresentados mostraram forças relevantes entre diferentes grupos dentários e a placa instrumentada se mostrou viável para o estudo da biomecânica da mordida.

Kalinowski *et al.* (2017), utilizaram FBGs para medir a deformação mecânica na superfície óssea da mandíbula em um bovino, durante a mastigação de alimentos tanto concentrados quanto volumosos, e também durante o processo de ruminação. Um encapsulamento foi desenvolvido através de uma malha de titânio como transdutor, testes de calibração e caracterização do sensor foram realizados, o sensor proposto foi implantado *in vivo*. Os resultados demonstraram que o sensor é eficaz e sensível, capaz de capturar a força gerada durante o processo de mastigação nos diferentes tipos de alimento utilizados na pesquisa.

Domingues *et al.* (2017), apresentaram a construção e aplicação de uma palmilha instrumentada com FBGs para monitorar a distribuição das forças ocorridas na superfície plantar em humanos durante a caminhada. De acordo com os autores, a partir dos dados obtidos com a palmilha, podem ser geradas análises da estrutura do pé em diferentes conformações do membro inferior, além de auxiliar o entendimento de problemas relacionados com a coluna vertebral. Este dispositivo também possui aplicação em trabalhos relacionados a engenharia de reabilitação.

Galvão *et al.* (2017), apresentaram o mapeamento das deformações em uma prótese transtibial de corrida, confeccionada a partir de material compósito em fibra de carbono e instrumentada com FBGs em posições verticais e horizontais ao longo de todo o equipamento. As FBGs permitiram o monitoramento em tempo de real das deformações produzidas durante a caminhada em diferentes intensidades (em um voluntário não amputado com a utilização de um adaptador mecânico), além de apontar os locais da respectiva prótese que sofreram maior tensão durante as fases de apoio. A partir deste dispositivo, estudos relacionados aos materiais utilizados na fabricação de próteses podem ser gerados, bem como, estudos e monitoramentos em amputados poderiam ser facilmente empregados.

Não foram encontrados na literatura relatos da utilização de FBGs para análise de qualquer parâmetro em equinos. Portanto, ao analisar a grande aplicabilidade deste método de sensoriamento dentro da biomecânica, considera-se adequada a utilização de FBGs para o presente estudo.

1.3 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é propor uma técnica de instrumentação para análise do sistema locomotor de equinos, fazendo uso de sensores FBGs. Define-se, então, um conjunto de objetivos específicos que devem ser alcançados para o desenvolvimento do trabalho proposto:

- Definir o local de fixação do elemento sensor no casco equino;
- Avaliar a resistência do sensor sem encapsulamento em ambiente dinâmico;
- Caracterizar a deformação do casco equino, utilizando o sensor sem encapsulamento em diferentes tipos de andaduras;
- Desenvolver encapsulamento utilizando material compósito;
- Caracterizar a passada completa, utilizando o sensor encapsulado, em diferentes andaduras, nos quatro membros simultaneamente.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho está organizado em 5 capítulos, sendo esta Introdução o primeiro deles. Os demais capítulos estão organizados da seguinte forma:

- No capítulo 2 são apresentados conceitos anatômicos e biomecânicos do sistema locomotor dos equinos e suas doenças.
- No capítulo 3 são apresentados os métodos utilizados para a instrumentação dos cascos equinos com o sensor sem encapsulamento e com o sensor encapsulado em material compósito, também são apresentadas as condições sob as quais os sinais foram adquiridos.
- No capítulo 4 são apresentados os resultados provenientes do ensaio com a instrumentação diretamente nos cascos, bem como os resultados do ensaio com os sensores encapsulados e fixados aos cascos por método de ferrageamento, ambos *in vivo*.
- No capítulo 5 são apresentadas as conclusões obtidas a partir dos dados gerados por este trabalho.

2 SISTEMA LOCOMOTOR DOS EQUINOS

Cavalos atletas são submetidos a treinamentos rigorosos com inúmeros movimentos repetitivos e conseqüentemente, sofrem uma carga excessiva sobre seus membros, sendo a claudicação o principal sinal clínico de injúrias (CLAYTON *et al.*, 2007; BAXTER, 2011; GOULET *et al.*, 2015). A procura do entendimento dos movimentos realizados pelos equinos se estabeleceu na busca de resultados que sustentassem diagnósticos e tratamentos de afecções que acometem esse complexo sistema (HANSEN *et al.*, 2005; BAXTER, 2011; GOULET *et al.*, 2015). Tais estudos hoje são considerados o ponto chave para a melhora do desempenho esportivo e a prevenção de lesões do aparelho locomotor. A biomecânica do cavalo atleta se tornou uma área de pesquisa bem estabelecida, com grandes investimentos em centros de análises, tratamentos de dados e equipamentos cada vez mais sofisticados (KNAPKIEWICZ *et al.*, 2014; LEWIS *et al.*, 2015).

Neste capítulo são apresentados os conhecimentos necessários para entender a área de aplicação dos elementos sensores. Portanto são descritas a anatomia, fisiologia, biomecânica e duas principais patologias que acometem a porção distal do membro equino.

2.1 FORMA E FUNÇÃO DA PORÇÃO DISTAL DO MEMBRO EQUINO

Responsável pela sustentação e estruturação, o esqueleto do equino (*Equus Caballus*) é composto por 205 ossos, que podem ser divididos em grupos: 54 vértebras espinhais, 36 costelas, 1 osso esterno, 34 ossos cranianos, 40 ossos que compreendem os membros torácicos e também 40 ossos que competem aos membros pélvicos. As articulações são estruturas que permitem mobilidade entre as porções ósseas distais e proximais sem desgastá-las, enquanto os ligamentos são estruturas de tecido conjuntivo que promovem a ligação entre os ossos com limitação de mobilidade. De forma geral, existem vários grupamentos musculares que recobrem as estruturas ósseas e articulares e são os responsáveis diretos pela movimentação do corpo, conforme a sua origem e inserção, os músculos exercem ação de flexão, extensão, rotação, adução e abdução (BUDRAS *et al.*, 2012; LÔBO *et al.*, 2016).

Os membros torácicos são responsáveis por suportar de 55 a 60% da massa corporal de um cavalo em estação, e se arranjam (do aspecto proximal para o distal) em: escápula, úmero, rádio, ulna, ossos do carpo, ossos metacarpianos (Mc), ossos sesamóides proximais e osso sesamóide distal (osso navicular), falanges proximal (FP), medial (FM) e distal (FD). Somente os ossos metacarpianos 2, 3 e 4 estão presentes, o Mc1 e o Mc5 desapareceram, os Mc2 e Mc4 foram bastante reduzidos de acordo com o alisamento e alongamento do membro para a velocidade. O 3º osso metacarpiano, é um osso muito bem desenvolvido e robusto, a fim de carregar o peso total atribuído ao membro torácico, a extremidade distal deste osso apresenta uma crista sagital que engata um sulco na face da falange proximal, os Mc2 e Mc4 são esbeltos e cerca de um terço mais curtos do que o Mc3 (osso da canela) (STASHAK *et al.*, 2008; BUDRAS *et al.*, 2012; LÔBO *et al.*, 2016).

O esqueleto do membro pélvico inclui os ossos da cintura pélvica: ílio, ísquio e púbis, conhecidos juntos como osso do quadril ou osso coxal, para razões clínicas e didáticas aplicadas, o osso do quadril, de fato toda a pelve óssea, é considerada como órgão pélvico (BUDRAS *et al.*, 2012). Portanto a organização dos membros pélvicos (do aspecto proximal para o distal) pode ser dada por: fêmur, patela, tíbia, fíbula, ossos do tarso (Jarrete), ossos metatarsianos (Mt), ossos sesamóides proximais e osso sesamóide distal (osso navicular), falanges proximal, medial e distal (LÔBO *et al.*, 2016). Os ossos metatarsianos, as falanges e os ossos sesamóides proximais e distal, são semelhantes aos ossos correspondentes no membro torácico, porém devido ao fato dos membros torácicos possuírem a função de absorver o choque de pouso, o 3º metacarpiano é mais curto e possui maior robustez em relação ao 3º metatarsiano, e a seção transversal desses ossos varia consideravelmente (STACHURSKA *et al.*, 2008; BUDRAS *et al.*, 2012), a comparação anatômica entre a porção distal dos membros torácico e pélvico pode ser vista na Figura 2.1.

Abaixo dos terceiros ossos metacarpianos no membro torácico e metatarsianos no membro pélvico, encontram-se as articulações metacarpo e metatarso falangianas respectivamente, também conhecidas zootecnicamente como boletos, estas possuem forma de dobradiça e são reforçadas pelos ligamentos colaterais e os ossos sesamóides proximais. Abaixo destas articulações, ou seja, a partir da falange proximal, considera-se dígito para qualquer um dos membros de um cavalo (PARKS, 2003; STASHAK *et al.*, 2008; BUDRAS *et al.*, 2012; LÔBO *et al.*, 2016). A articulação interfalangiana distal é uma articulação complexa com três articulações junstas: 1 - entre as falanges medial e distal; 2 - entre a falange medial e o sesamóide distal (osso navicular); e 3 - entre a falange distal e o sesamóide distal. Há muito pouco movimento entre a falange distal e o sesamóide distal, por este motivo as três articulações são frequentemente tratadas como apenas uma (PARKS, 2003).

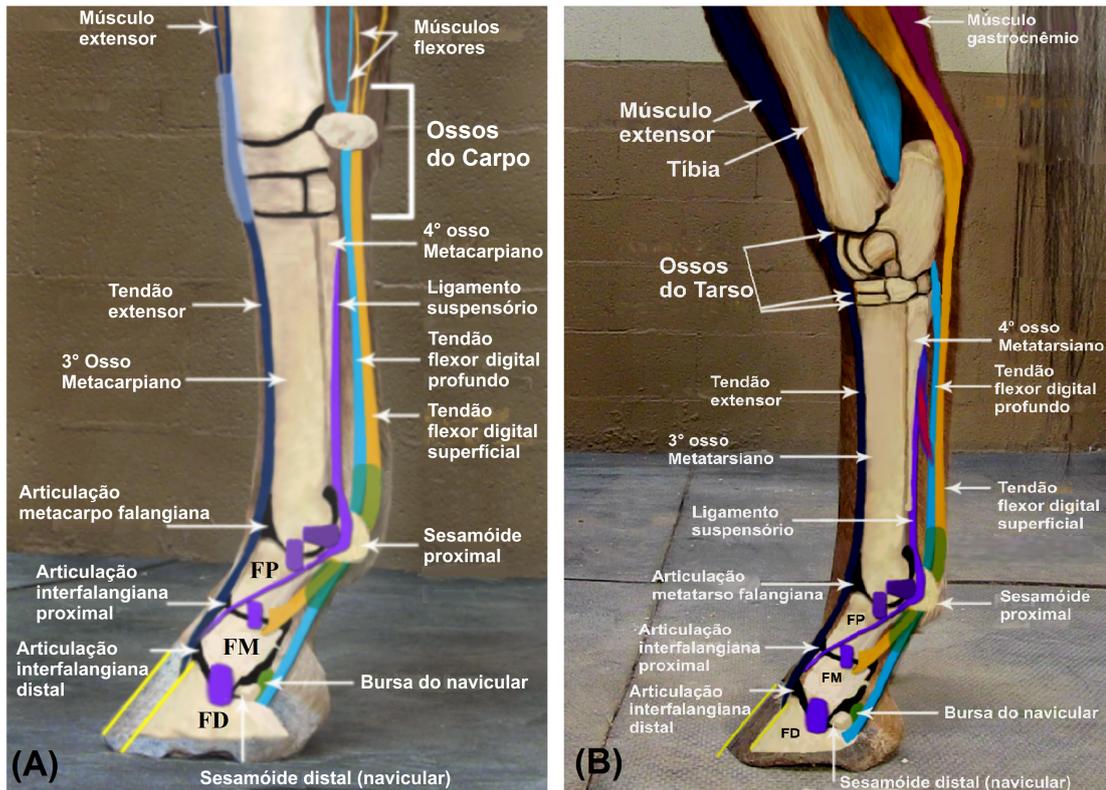


Figura 2.1: Comparação anatômica da porção distal dos membros equinos em vista lateral. Membro torácico (A) e membro pélvico (B).

Fonte: Adaptada de HorseSideVetGuide (2013).

Não existem músculos no dígito, mas sim a inserção de tendões de dois músculos extensores e dois músculos flexores do dígito como ilustra a Figura 2.1. As extensões digitais laterais inserem-se na falange proximal, o tendão extensor digital comum se insere principalmente no processo extensor da falange distal, mas também na superfície dorsal da falange medial. Próximo da articulação do boleto, o tendão flexor digital superficial forma um túnel, através do qual, o tendão flexor digital profundo passa na medida em que os dois tendões se aproximam da superfície flexora na extremidade distal da falange proximal, o tendão flexor digital superficial se bifurca em dois ramos que se inserem na porção distal da falange proximal e proximal da falange medial (PARKS, 2003; BUDRAS *et al.*, 2012).

Depois de passar pelos ossos sesamóides proximais dentro do túnel formado pelo tendão flexor digital superficial, o curso do tendão flexor digital profundo é alterado pelos ligamentos sesamoideanos distais e pela superfície flexora do osso sesamóide distal, para sua inserção na superfície flexora da falange distal. Ambos os tendões flexores compartilham da bainha do tendão flexor digital comum, que se estende da porção distal do metacarpo até a porção distal da bursa do navicular. Existem numerosos ligamentos no dígito, que servem para

manter as articulações em posição e guiar seus movimentos, particularmente porque não existem outros tecidos volumosos como músculos para proporcionar estabilidade, estes ligamentos podem ser divididos em cinco grupos, a Figura 2.2A ilustra e descreve tais grupos de ligamentos (PARKS, 2003; BUDRAS *et al.*, 2012).

O suprimento de sangue, ilustrado na Figura 2.2B, se estende distalmente ao lado do tendão flexor digital profundo e é assegurado pelas artérias digitais palmares medial e lateral, na companhia de veias e nervos igualmente nomeados, porém não representados na Figura 2.2B. As artérias estão conectadas entre si por seus múltiplos ramos, pelos quais o suprimento de sangue é assegurado em carregamentos variáveis do casco, as veias laterais e mediais são conectadas da mesma forma, especialmente com seus plexos venosos, que trabalhando juntamente com o mecanismo do casco, têm uma importância especial para a drenagem do casco. Anastomoses arteriovenosas superficiais e profundas, estão no corium lamelar do casco na base das papilas dérmicas, e permitem a drenagem do sangue da porção interna da parede e da sola do casco (THOMASON, 1998).

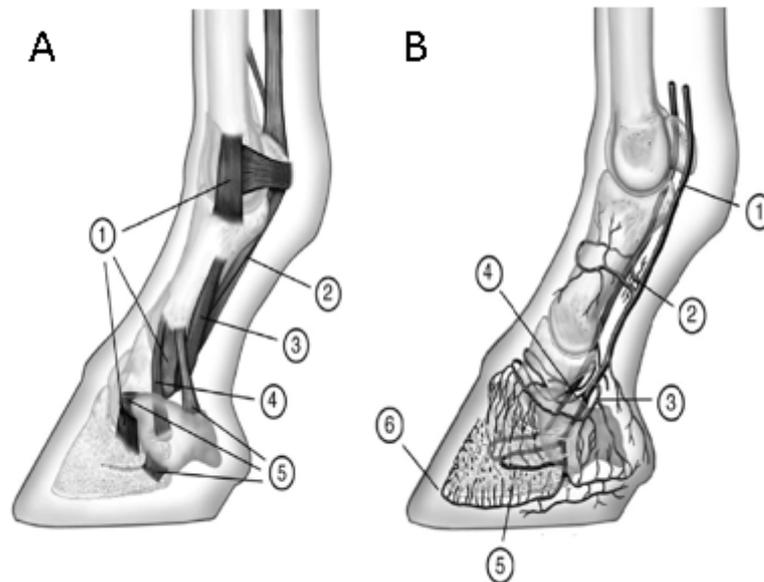


Figura 2.2: (A) Ligamentos do dígito: 1, ligamentos colaterais das articulações metacarpofalangianas e interfalangianas; 2, ligamentos sesamoideanos distal (apenas dois mostrados); 3, ligamento palmar (um não mostrado); 4, ligamento sesamoideano colateral; e 5, ligamentos unguais e cartilagem das estruturas adjacentes (nem todas mostradas). (B) Artérias do dígito: 1, artéria digital palmar; 2, ramo da falange proximal; 3, ramificação para a almofada digital; 4, ramo dorsal da falange média; 5, ramo dorsal da falange distal; e 6, artéria circunflexa da sola.

Fonte: Adaptada de Parks (2003).

Um corium é uma estrutura vascular que irá formar um dos elementos externos da cápsula do casco, por exemplo, o corium solar produzirá a sola, o corium palmar formará o

coxim digital (sensível) até a camada externa da ranilha (insensível). A banda coronária contém um corium intertubular que constitui a parede do casco, enquanto que mais camadas córneas intertubulares são fabricadas no corium que circunda a falange distal (também conhecida como camada dérmica) (STASHAK *et al.*, 2008).

O casco em um sentido estrito, não é nada mais do que a pele modificada cobrindo a ponta de um dígito. Em um sentido mais amplo, o casco inclui também as estruturas que cobre e protege, ilustradas na Figura 2.3, tais como a porção distal da falange medial, a articulação interfalangiana distal, cartilagens, a falange distal, o osso sesamóide distal (navicular) e sua bursa sinovial, tendões, ligamentos, o coxim digital, ramos nervosos, vasos sanguíneos e linfáticos. A notável modificação que acontece na parede do casco envolve as três camadas da pele: epiderme, derme e subcutis, mas não uniformemente em todas as suas partes, a epiderme (parede externa) é rígida e deve ser cortada semelhante a uma unha ou, inversamente, precisa de sapatos de metal caso seu crescimento não mantenha o ritmo de desgaste nas superfícies em que é submetido (FLOYD; MANSMANN, 2007; BUDRAS *et al.*, 2012)

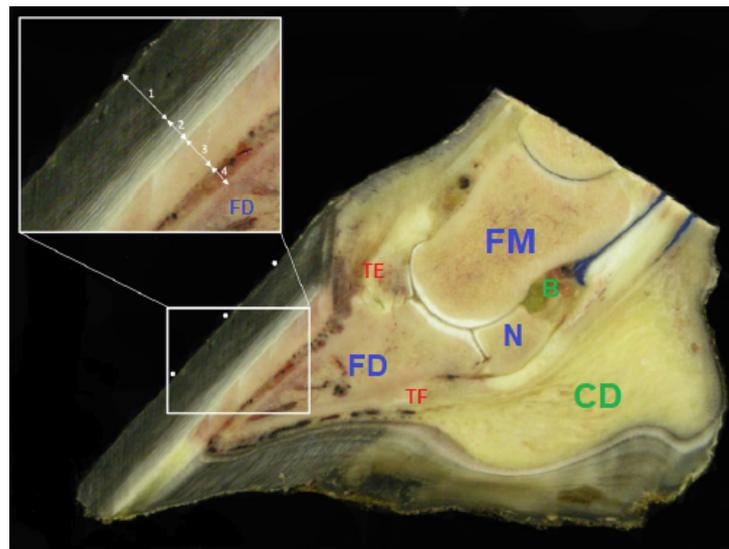


Figura 2.3: Visão macroscópica da porção distal de um dígito torácico em um corte sagital, abaixo da linha pontilhada que representa a banda coronária, são apresentadas as estruturas internas presentes no casco, porção distal da falange medial (FM), falange distal (FD), osso navicular (N), bursa do navicular (B), coxim digital (CD) e as porções distais dos tendões extensor (TE) e flexor (TF). O detalhe ilustra a divisão dos extratos da parede dorsal e a junção lamelar (4) entre a derme parietal da parede (3) e a falange distal (FD).

Fonte: Adaptada de Goulet *et al.* (2015).

A superfície da falange distal é aderida à parede do casco através de tecido conjuntivo especializado, denominado lamelatum ou tecido laminar (lâminas do casco), este tecido é constituído por lamelas epidérmicas (camada externa) e dérmicas (camada interna), a divisão dessas

estruturas pode ser melhor visualizada no detalhe da Figura 2.3, estas lamelas possuem a função de auxiliar a transferência de energia do esqueleto digital para a parede do casco. Estudos angiográficos indicam que a derme lamelar dorsal é a última a ser irrigada e, portanto, é mais propensa a isquemia e conseqüentemente mais susceptível a ferimentos em estados de fluxo sanguíneo reduzido. Em circunstâncias normais, o fornecimento colateral de sangue é tal que uma artéria digital geralmente pode ser oclusa sem causar efeitos adversos na vascularização do dígito (PARKS, 2003; HANSEN *et al.*, 2005; STASHAK *et al.*, 2008; ESTRADA, 2014; GOULET *et al.*, 2015).

A cápsula externa do casco consiste basicamente em: Parede externa, parede interna, sola, ranilha e bulbos. A Figura 2.4 ilustra as porções externas do casco em uma visão plantar. A parede externa é a parte visível no cavalo em estação e compreende uma porção dorsal (pinça), os quartos mediais e laterais e os talões mediais e laterais na porção caudal do casco. A sola preenche o espaço entre a parede e a ranilha, esta é triangular em forma de cunha e projeta-se para a sola por trás, fechando o espaço entre os talões medial e lateral. Os bulbos dos talões junto com a ranilha podem ser considerados a parte externa da almofada ou coxim digital (CD) que pode ser visualizado na Figura 2.3, este desempenha um papel vital na absorção de impacto através da transferência de sangue por meio de seus plexos venosos (FLOYD; MANSMANN, 2007; BUDRAS *et al.*, 2012).

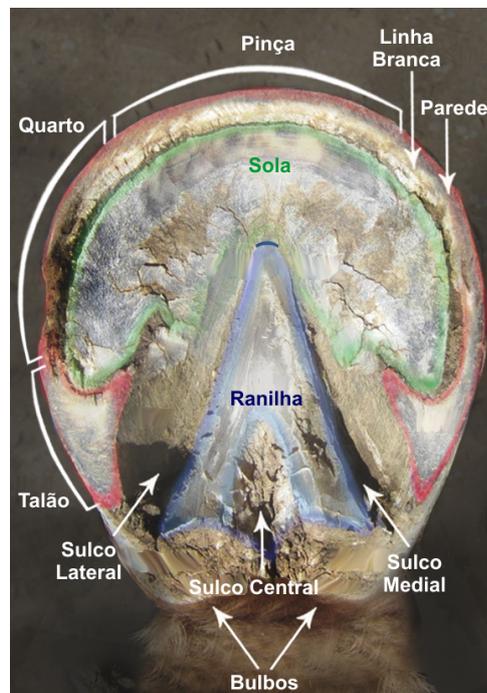


Figura 2.4: Anatomia do casco equino, vista plantar.

Fonte: Adaptada de HorseSideVetGuide (2013).

Projetado para atender ao propósito específico de amortecimento e auxiliar no bombeamento de sangue (retorno venoso), o casco age como um para-choque entre o esqueleto sensível e o substrato externo, enquanto que as cargas de compressão de sua parede orientadas verticalmente são obviamente um resultado do esqueleto digital, a origem das cargas de compressão orientadas horizontalmente são menos óbvias, mas provavelmente são produzidas pela deformação do casco durante a fase de apoio, ilustrada na Figura 2.5 (CHANG *et al.*, 1993; REILLY, 2010), logo que é conhecida a expansão da porção caudal do casco durante o suporte de peso, esta expansão é orientada no sentido horizontal e produzirá tensões na face dorsal do casco, quando em fase de apoio, a parede dorsal do casco dos equídeos se aplanam e a parede dorsal proximal gira caudoventralmente sobre sua borda distal (THOMASON *et al.*, 1992; CHANG *et al.*, 1993; DOUGLAS *et al.*, 1996; THOMASON, 1998; ZHANG *et al.*, 2010).

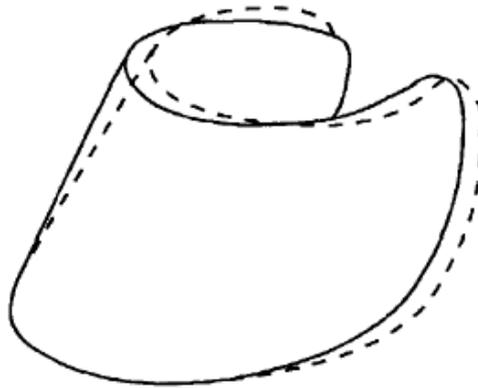


Figura 2.5: Deformação sofrida pelo casco. A parede do casco sem carregamento é representada pela linha sólida, a linha tracejada mostra os 2 principais componentes de deformação durante o carregamento: rotação caudal da pinça e abertura dos quartos e talões.

Fonte: Thomason (1998).

O comprimento da parede dorsal (pinça) afeta consideravelmente a tensão nesta porção de casco (THOMASON, 1998), Hagen *et al.* (2016) e Eliashar *et al.* (2004) concordam que as forças aplicadas no casco estavam, entre outros, correlacionadas com as mudanças na proporção de altura dos talões, os experimentos indicaram que os talões baixos levaram a um maior estresse na cápsula do casco, enquanto que aumentar o tamanho dos talões resultou em menor estresse, portanto uma relação entre o comprimento da pinça e a altura dos talões deve ser estudada.

2.2 CONFORMAÇÃO DOS MEMBROS DO EQUINO

A mineralização dos ossos individuais, tanto de membros torácicos quanto pélvicos ocorre de forma bastante parecida em equinos, predominante de vários centros de ossificação separados por zonas de crescimento cartilaginosa (placas de crescimento ou fises). Algumas dessas placas de crescimento fecham apenas após o nascimento, variando de 5 a 24 meses em ossos distintos dos membros do cavalo, fraturas nestas linhas de crescimento (fraturas de Salter-Harris) em diferentes configurações em jovens animais não são raras (STASHAK *et al.*, 2008; BUDRAS *et al.*, 2012).

O crescimento desigual nas áreas das placas de crescimento pode resultar em deformidades angulares nos membros, tanto torácicos quanto pélvicos, nestes casos um desvio axial do membro em sua porção distal para uma direção lateral é chamada de posição valgo, enquanto um desvio axial da porção distal do membro em direção medial, uma posição de varo (BUDRAS *et al.*, 2012).

De boa conformação, os membros torácicos aparecem retos e paralelos um ao outro quando vistos de frente, uma linha de prumo da ponta do peito do animal ao solo, dividindo ao meio teoricamente as articulações do carpo, metacarpo (boleto) tocando a porção dorsal da parede do casco e deixando este com duas partes iguais (BUDRAS *et al.*, 2012; LEŚNIAK *et al.*, 2017). A mesma linha é traçada a partir da ponta de cada nádega do animal em direção ao solo com o cavalo visto de trás, divide-se então, a partir do jarrete (ossos do tarso), as regiões ao meio, ficando entre os cascos uma distância igual na largura destes (BUDRAS *et al.*, 2012).

Diversas configurações de aprumos são encontradas em equinos (LEŚNIAK *et al.*, 2017), as propostas de estudo da capacidade atlética em animais com membros de má conformação vêm sendo consideradas tanto *in vitro* (SINGER *et al.*, 2013) como *in vivo*, seja com avaliações diretas ao animal mal conformado (OOSTERLINCK *et al.*, 2015), ou em situações criadas mecanicamente (HAGEN *et al.*, 2016, 2017), tais estudos têm sua motivação devida ao grande número de relatos da presença de conformações fora do padrão tido como ideal (BUDRAS *et al.*, 2012) em equinos de diferentes raças e finalidades, principalmente nas porções distais de seus membros (SAMPAIO *et al.*, 2013; ARAÚJO, 2016; CANTO *et al.*, 2004). A figura 2.6 ilustra algumas das conformações possíveis em membros torácicos e pélvicos.

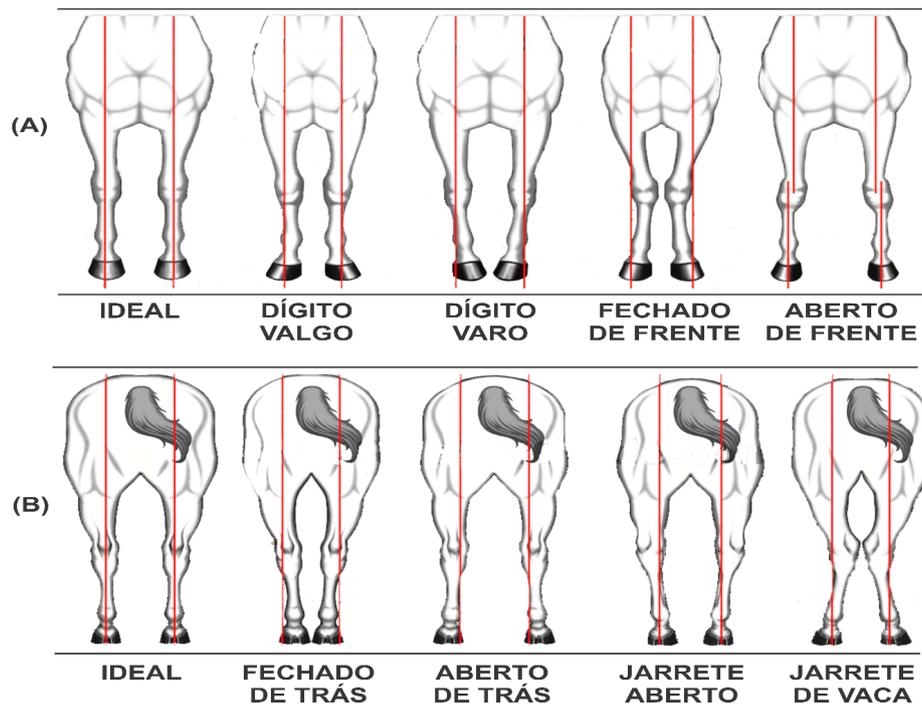


Figura 2.6: Possíveis conformações dos membros em equinos.

Fonte: Adaptada de HorseSideVetGuide (2015).

2.3 TIPOS DE ANDADURA

Os diversos tipos de andaduras que os equinos podem realizar, bem como suas particularidades morfológicas e comportamentais se devem a grande variabilidade genética encontrada nesta espécie Andrade (2014). Tendo como referência o glossário utilizado por Back e Clayton (2013), são apresentados alguns conceitos primordiais para um melhor entendimento das variadas formas de locomoção dos cavalos:

- Bípede ou bipedal: relativo a dois membros;
- Bípede anterior: refere-se aos dois membros torácicos;
- Bípede posterior: refere-se aos dois membros pélvicos;
- Bípede lateral: refere-se a dois membros ipsilaterais;
- Bípede diagonal: refere-se a dois membros contralaterais, sendo um deles torácico e outro pélvico;
- Contato: instante que o casco toca o solo, independente de qual porção do casco seja;

- Apoio ou fase de apoio: período onde o membro está suportando o peso do animal, sozinho ou em divisão com outros membros;
- Apoio monopedal: período que apenas um dos membros está em contato com o solo;
- Apoio bipedal: período que dois membros estão em contato com o solo;
- Apoio tripedal: período que três membros estão em contato com o solo;
- Apoio quadrupedal: período que os quatro membros estão em contato com o solo;
- Elevação ou fase de elevação: período que o membro se eleva, logo após o contato final do casco com o solo;
- Avanço ou fase de sustentação: período de vôo do dígito, onde o membro realiza sua trajetória no ar;
- Suspensão ou fase de suspensão do membro: período que o dígito não tem contato com o solo. Começa na fase de elevação, passa por toda a fase de suspensão, terminando no instante anterior da fase de apoio;
- Fase de suspensão do animal: período que os quatro membros encontram-se no ar, acontece no galope e na troca dos apoios diagonais na andadura trote;
- Tempo de apoio do membro: tempo em segundos para cada fase de contato dos cascos com o solo;
- Tempo de suspensão do membro: tempo em segundos para cada fase de suspensão dos dígitos;
- Sobrepistar ou sobrepegada: quando as pegadas deixadas pelos cascos dos membros pélvicos cobrem as pegadas deixadas pelos cascos dos membros torácicos;
- Ultrapistar ou ultrapegada: quando as pegadas deixadas pelos cascos dos membros pélvicos ultrapassam as pegadas deixadas pelos cascos dos membros torácicos;
- Retropistar ou retropegada: Quando as pegadas deixadas pelos cascos dos membros pélvicos não atingem as pegadas deixadas pelos cascos dos membros torácicos;
- Deslocamento: Distância medida entre o ponto inicial e o ponto final do deslocamento de um corpo;
- Passada completa: É a sequência compreendida entre dois momentos de apoio sucessivos para cada um dos quatro membros, em uma determinada andadura;

- Comprimento da passada: Deslocamento do membro em centímetros (cm) ou metros (m) durante uma passada completa;
- Velocidade da passada: Deslocamento do do animal em função do tempo, em metros por segundo (m/s);
- Batida: Som produzido pelo toque do casco no solo.
- Andamento reunido: Quando as passadas possuem um deslocamento menor dos membros, no trote reunido ocorrerá a retropegada;
- Andamento médio ou normal: Quando as passadas possuem um deslocamento mediano dos membros, no passo e trote médios ocorrerá a sobrepegada;
- Andamento alongado: Quando as passadas possuem um deslocamento maior dos membros, no passo e trote alongados ocorrerá a ultrapegada

A andadura é dividida em passadas, estas possuem duas fases, o voo ou elevação, quando o dígito se encontra no ar e a fase de apoio, que é período em que o casco do animal está em contato com o solo (FLOYD; MANSMANN, 2007). O curso dos eventos relacionados a fase de apoio é subdividido por Thomason e Peterson (2008) em cinco fases que são descritas a seguir e representadas na Figura 2.7, incluindo uma fase anterior ao casco tocar o solo e uma posterior ao casco deixar o chão, cada fase tem características biomecânicas diferentes, com a sobreposição das três fases de suporte:

1. Pré-impacto é a fase imediatamente anterior ao casco atingir o chão;
2. O impacto pode ser dividido em dois eventos: O 1º impacto (Fig. 2.7A), representa aproximadamente os primeiros 7% do apoio e caracteriza a colisão do casco com o solo, o 2º impacto (Fig. 2.7B), representa de 5 a 30% do apoio e caracteriza o primeiro estágio da colisão da massa do cavalo com o membro.
3. O suporte (Fig. 2.7C) corresponde a aproximadamente 5% a 90% do apoio, é caracterizado pela descarga do peso do corpo sobre o membro, e representa a maior parte da colisão do corpo com o membro.
4. O rolamento (Fig. 2.7D) representa cerca de 85% a 100% da posição de apoio, após a fase de suporte, a área de contato entre o casco e o solo vai diminuindo gradualmente, os talões começam a descolar-se do solo e termina quando a pinça o deixa totalmente.
5. O pós-rolamento ou fase de elevação, compreende o período imediatamente após o casco sair do chão, quando o casco e o dígito flexionam-se rapidamente.

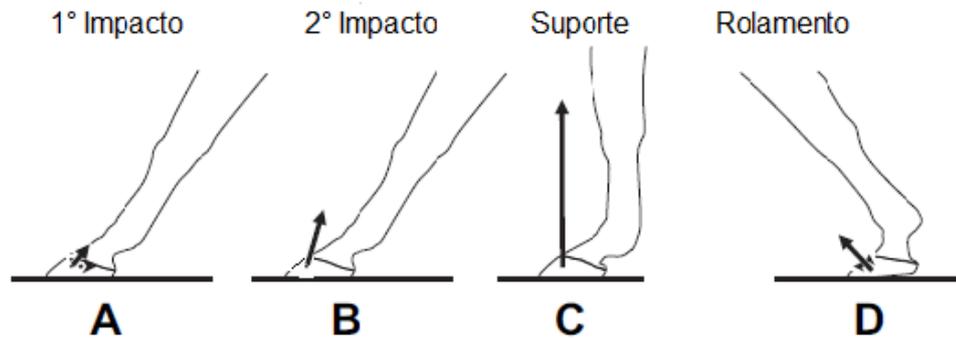


Figura 2.7: Fases do apoio do membro torácico com o solo (A) 1º impacto, (B) 2º impacto, (C) fase de suporte e (D) fase de rolamento e início da fase de elevação, as setas representam a orientação das forças (de reação do solo) de acordo com a posição do membro.

Fonte: Adaptado de Thomason e Peterson (2008).

Segundo Floyd e Mansmann (2007), em cavalos sadios, durante passadas mais compridas, o primeiro impacto do casco com o solo é observado na porção caudal do membro (talões), enquanto durante passadas mais curtas este é realizado na porção mais próxima da parede dorsal (pinças) e normalmente este contato inicial acontecerá nas porções lateral e medial simultaneamente. Lefroy (2013) e Hammarberg *et al.* (2016) associam o pouso do casco sobre sua porção dorsal (pinças) como uma condição patológica, indicativa de problemas relacionados com o osso sesamóide distal (navicular). Parks (2003) e Thomason e Peterson (2008) afirmam que em condições normais o pouso do casco é iniciado pelos talões, geralmente em um sentido latero-medial ou com um pouso plano sobre toda a solo do casco. O método de ferrageamento e o intervalo de tempo na realização de tal procedimento, têm influência tanto no pouso quanto na decolagem do casco (O'GRADY, 2008; ESTRADA, 2014; LEŚNIAK *et al.*, 2017).

Entre as andadura naturais dos equinos, o passo é considerado uma andadura simétrica (onde os membros irão se elevar e pousar sempre na mesma ordem), o passo é característico por ser uma andadura de quatro tempos, ou seja, entre as fases de apoio e suspensão de um membro serão ouvidas 4 batidas, cada batida corresponderá a uma base de apoio tripedal. As variâncias dentro dessa andadura serão definidas pela condução do cavaleiro, podendo variar entre passo reunido, passo médio e passo alongado (TORRES, 1998; ANDRADE, 2014; LÔBO *et al.*, 2016). Um passo completo compreende 2 bases diagonais, 2 bases laterais e 4 bases tripedais (batidas). Ao partir para o passo, um dos membros torácicos se eleva em 1º lugar, sendo seguido pelo membro pélvico da diagonal correspondente, pelo outro torácico e finalmente pelo pélvico restante, o esquema da Figura 2.8 ilustra tal movimento (TORRES, 1998).

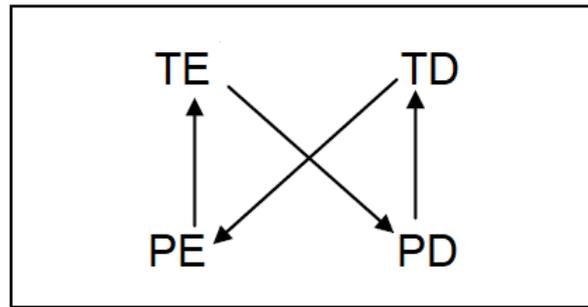


Figura 2.8: Esquema ilustrativo da ordem dos membros na andadura passo.

Fonte: Torres (1998).

O trote também é um movimento natural dos equinos, e pode ter graus de impulsão que variam de moderado a intenso, é classificada como uma andadura saltada e simétrica, na qual os membros de cada bípode diagonal se elevam e pousam simultaneamente, um par diagonal (um membro pélvico ipsilateral e o membro torácico contralateral), tocam o solo simultaneamente e posteriormente entram juntos na fase de suspensão, o cavalo então salta apoiado no outro par de diagonal, separados por outro tempo de suspensão entre o pousar de cada diagonal. O trote é uma andadura a 2 tempos, ou seja entre a fase de apoio e suspensão de uma mesma base diagonal, serão ouvidas duas batidas (TORRES, 1998; ANDRADE, 2014; LÔBO *et al.*, 2016).

A andadura trote também irá variar de acordo com a forma de condução do cavaleiro, sendo elas: trote reunido, trote médio, trote alongado e trote de trabalho (TORRES, 1998; ANDRADE, 2014). Devido aos movimentos simétricos e a mínima movimentação de cabeça e pescoço pelo cavalo, ao realizar esta andadura que possui intensidade significativamente maior que o trote, os diagnósticos de claudicação em pacientes da espécie equina através do método visual, são geralmente concluídos durante a realização da andadura trote (HAMMARBERG *et al.*, 2016).

O galope também natural aos cavalos, é uma andadura saltada e assimétrica (quando o cavalo utiliza intensidade de esforços diferentes com cada membro). O galope é classificado como uma andadura diagonal a 3 tempos, portanto entre as fases de apoio e suspensão de um mesmo membro, ouvem-se 3 batidas nítidas no solo (TORRES, 1998). O animal locomove-se com os bípodes em diagonal, com os membros pélvicos movimentando-se pouco antes dos torácicos, os apoios encontrados são monopodais, bipedais e tripedais com momentos de suspensão do animal para que se inicie novo impulso, nesta andadura as variações definidas pelo comando do cavaleiro são galope reunido, galope médio, galope alongado e galope de trabalho (TORRES, 1998; ANDRADE, 2014; LÔBO *et al.*, 2016).

No chamado galope a 4 tempos, considerado uma andadura deturpada devido aos dois membros pertencentes a uma determinada diagonal, não entram em fase de apoio ao mesmo tempo. Caso o membro torácico seja o qual antecipe o apoio em relação ao pélvico, o cavalo estará sobre si de frente e o membro torácico estará sofrendo maior carga, bem como, se o membro pélvico apoiar antes do torácico, o cavalo estará então sobre si de trás e o membro mais sobrecarregado será o pélvico. Na elevação dos membros desta mesma diagonal ocorrerá o inverso, ou seja, o membro que apoiar primeiro será o último a se elevar (TORRES, 1998). De acordo com Thomason e Peterson (2008), sobrecarregamentos sofridos por apenas um dos membros durante corridas, podem ser a causa de injúrias irreversíveis relacionadas a porção interna do casco equino, e um método capaz de indicar tais eventos seria muito útil na prevenção de lesões.

2.4 PATOLOGIAS COMUNS AO DÍGITO EQUINO

Entre as doenças comuns que acometem o dígito equino, neste trabalho serão destacadas a laminite e a síndrome do navicular.

As junções laminares são comprometidas por uma variedade de fatores, incluindo processos sépticos, toxicidade sistêmica devida a alta ingestão de grãos, desregulações metabólicas ou endócrinas, lesões traumáticas e por carga de sustentação do casco elevada, resultante de uma lesão em um membro contralateral (BAXTER, 2011). Estas condições causam inflamação do tecido laminar dérmico e epidérmico, gerando dor intensa e muitas vezes incapacitante para o animal. Independente do fator desencadeante, a doença denominada Laminite possui relação direta com o aumento da pressão sanguínea do casco e é considerada a mais frequente causa de aposentadoria em equinos no mundo (WANG *et al.*, 2013; GOULET *et al.*, 2015; GRUNDMANN *et al.*, 2015), com altas taxas de eutanásia dos animais por acometidos por esta doença, principalmente por motivos relacionados ao bem estar animal (MORGAN *et al.*, 2016).

Se não tratada em sua fase inicial, a laminite pode acabar com a vida útil do cavalo atleta a partir do momento em que se torna crônica, quando a falange distal rotaciona em sentido ao solo. A forma crônica é diagnosticada pela imobilidade apresentada pelo animal e confirmada através de exames de imagem. A forma aguda é caracterizada pela apresentação característica do animal em estação, apoiando-se sobre os talões com o intuito de aliviar a pressão na porção dorsal da parede do casco (pinça) (STASHAK *et al.*, 2008; GRUNDMANN *et al.*, 2015). Além da preocupação com a redução do calor resultante da inflamação do local, a redução da pressão sobre a pinça é o foco principal do tratamento e possui estreita relação com a evolução da doença, bem como, determinará seu prognóstico (STASHAK *et al.*, 2008).

A injúria relacionada ao osso navicular é chamada de síndrome do navicular porque pode afetar todas as estruturas de tecido mole adjacentes, tendões, ligamentos e a bursa do navicular, quando ocorre um processo degenerativo do osso é geralmente irreversível. Caso o osso não seja afetado, mas em vez disso, os tendões ou ligamentos, não é necessariamente irreversível e a causa pode ser traumática (LEFROY, 2013). O osso sesamóide distal, mais conhecido como osso navicular e o tendão flexor digital profundo são protegidos pela bursa do navicular, uma membrana sinovial que repousa entre essas duas estruturas comprimindo e lubrificando o tendão flexor digital profundo a medida que ele desliza sobre o osso navicular (FLOYD; MANSMANN, 2007; STASHAK *et al.*, 2008; LEFROY, 2013).

A predisposição de cavalos das raças Quarto de Milha e Puro Sangue Inglês indicam que pode haver uma relação genética para o desenvolvimento desta doença, principalmente ligada a má conformação, porém as causas mais prováveis desta síndrome giram em torno da má perfusão sanguínea gerada por compressões repetitivas do dígito, porém, a anatomia do casco possui grande influência para que esta injúria se instale (LEFROY, 2013) e o moldeamento do casco realizado por ferreiros é fundamental para a prevenção desta, bem como pode ser um fator predisponente se realizado de forma errônea (PARKS, 2003; HAGEN *et al.*, 2017).

O diagnóstico desta síndrome é obtido utilizando uma combinação de exame físico e resultados de radiografia ou ressonância magnética. Cavalos afetados pela síndrome do navicular são geralmente diagnosticados com histórico de claudicações leves, porém intermitentes. A claudicação pode ser evidente apenas em superfícies duras ou círculos apertados, e às vezes é caracterizada por uma marcha agitada. Em casos severos o animal pode se apresentar com uma posição "pontiaguda" dos membros afetados, pois tenta aliviar a dor na porção caudal do casco (PARKS, 2003; LEFROY, 2013). O objetivo básico do tratamento consiste em tentar conseguir uma redução da pressão exercida pelo tendão flexor digital profundo no osso navicular, facilitando o rolamento da parede dorsal (pinça) com o uso de ferraduras ortopédicas basculantes (HAGEN *et al.*, 2017).

Os efeitos sobre a parede do casco, de diferentes ferraduras ortopédicas e métodos de ferrageamento vem sendo estudados (CHERAMIE; O'GRADY, 2003; HANSEN *et al.*, 2005; HÜPPLER *et al.*, 2016) e juntamente com estudos sobre a biomecânica de cascos sadios (OOSTERLINCK *et al.*, 2013; ESTRADA, 2014; LEŚNIAK *et al.*, 2017), são considerados o ponto chave para o sucesso buscado pelas diferentes formas de tratamento, bem como são de extrema importância para o entendimento e possível prevenção destas duas enfermidades tão presentes na clínica de equinos.

3 ENSAIOS

Neste capítulo são apresentados os métodos utilizados para a instrumentação dos cascos dos equinos, com o sensor sem encapsulamento e com o sensor encapsulado em material compósito, também serão apresentadas as condições sob as quais os sinais foram adquiridos. O manejo dos animais foi realizado conforme pedido aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais-CEUA da UTFPR, sob o protocolo número 2017-027 conforme anexo A.

3.1 ENSAIO A CAMPO COM INSTRUMENTAÇÃO DOS CASCOS *IN VIVO*

Os ensaios foram realizados em três equinos adultos com idades entre seis e oito anos, sendo dois machos da raça Crioula e uma fêmea da raça Quarto de Milha, todos em treinamento para a mesma finalidade esportiva e com aprumos considerados ideais, ou seja, o alinhamento dos membros dentro do padrão da respectiva raça. A instrumentação se deu nos quatro cascos de cada animal.

Para cada cavalo, quatro FBGs foram gravadas com refletividade de aproximadamente 80%. Os sinais foram semelhantes para um dos animais da raça Crioula e para o animal da raça Quarto de Milha, o terceiro cavalo ficou incomodado com o cabo ótico, o que alterou visivelmente sua andadura, então os sinais oriundos deste animal não foram analisados.

3.1.1 INSTRUMENTAÇÃO DOS CASCOS

Para a instrumentação dos diferentes animais seguiram-se os mesmos procedimentos em todos os cascos. A FBG foi fixada em posição vertical na região do terço médio do plano dorsal da parede do casco (pinça), com o dígito do animal sempre suspenso, para que o casco não sofresse qualquer deformação por carregamento durante a colagem do sensor, bem como durante o tempo de secagem. A escolha do local para fixação do elemento sensor foi determinada a partir de diversos estudos, os quais apontam a porção dorsal da parede do casco como a que mais sofre tensão durante seu carregamento na fase de apoio (THOMASON, 1998; DOU-

GLAS *et al.*, 1996; ZHANG *et al.*, 2010). E pela relação direta do comprimento da parede do casco nessa porção, sobre o carregamento do restante da parede da cápsula do casco durante as fases de apoio (ZHANG *et al.*, 2010).

O processo de limpeza dos cascos e colagem dos sensores seguiu os passos descritos por Silva (2005): primeiramente a superfície na qual será colado o sensor é lixada (parede do casco); no segundo passo com intuito de promover um desengorduramento do local de aplicação, a limpeza é complementada com o uso de um algodão com acetona. Com a superfície limpa e desengordurada o processo de colagem pode ser iniciado, primeiro uma fita adesiva é colada sobre o sensor, entre dois pontos que indicam a posição da rede de Bragg na fibra ótica, então a fita juntamente com a fibra ótica (entre os pontos marcados) é posicionada sobre a superfície e fixada cola a base de cianoacrilato. Após aproximadamente dois minutos a fita é retirada, restando no local apenas a fibra ótica com a rede de Bragg colada.

As colas a base de cianoacrilato vêm apresentando bons resultados na fixação de FBGs à materiais diversos (KALINOWSKI *et al.*, 2017). A Figura 3.1 ilustra o procedimento de colagem das FBGs nos cascos de um dos cavalos instrumentados. Os comprimentos de onda de Bragg para o membro torácico direito TD, membro torácico esquerdo TE, membro pélvico direito PD e membro pélvico esquerdo PE são, respectivamente, 1527,8 nm, 1533,0 nm, 1542,1 nm e 1553,4 nm.



Figura 3.1: Processo de colagem das FBGs nos cascos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os cabos óticos foram fixados ao longo dos membros do animal com bandagem Micro-pore[®] de forma a evitar possíveis rompimentos durante a movimentação do animal e com a preocupação de não tornar algum movimento desfavorável ao equino, como pode ser visto na Figura 3.2.A.



Figura 3.2: Fixação dos cabos óticos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Em um primeiro momento, a fixação dos cabos óticos oriundos de cada membro foi ligada ao cabo ótico principal (ligado ao sistema de leitura) por conectores *pig tail* fixados em uma placa de madeira (MDF), presa sobre a sela do animal como é mostrado na Figura 3.2.B. Em um segundo momento os conectores foram substituídos por emendas físicas, permitindo a fixação dos cabos sobre a sela de forma mais organizada e com menor volume, essa nova configuração pode ser visualizada na Figura 3.4 na Subseção 3.1.2.

Em todos os ensaios os sensores foram denominados conforme o respectivo membro em que se encontravam, membro torácico direito (TD), membro torácico esquerdo (TE), membro pélvico direito (PD), e membro pélvico esquerdo (PE).

3.1.2 PROCEDIMENTOS DE ENSAIO

Os ensaios se deram em ambiente fechado com piso de concreto e posteriormente em um terreno de grama, as andaduras realizadas foram passo e trote com os animais encilhados, porém não montados. A orientação do percurso se deu por comandos através de uma guia, os animais ainda eram acompanhados por um responsável pelo suporte do cabo ótico ligado ao interrogador. Para aquisição dos dados, foi utilizado o interrogador ótico dinâmico SM130 Micron Optics[®], descrito na Subseção 1.1, e os sinais processados pelo programa CatmanEasy[®].

A Figura 3.3 ilustra o ensaio em ambiente fechado e a Figura 3.4 em terreno aberto, ambas durante a andadura passo.



Figura 3.3: Ensaio em ambiente fechado.

Fonte: Elaborada pelo autor.



Figura 3.4: Ensaio em ambiente aberto.

Fonte: Elaborada pelo autor.

3.2 ENSAIO A CAMPO COM FERRADURAS INSTRUMENTADAS *IN VIVO*

No ensaio descrito na Seção 3.1, é possível caracterizar o comportamento do casco, porém, devido ao fato de não serem revestidas por nenhum encapsulamento as FBGs apresentam grande fragilidade, pois uma vez colada ao casco, a FBG precisa ser rompida para sua retirada. Portanto, com o intuito de criar elementos sensores mais robustos, que possam ser utilizados em outros animais, e principalmente, que pudessem ser usados para captar apenas as diferentes fases da andadura, foram criados dois jogos, com quatro ferraduras cada, em material compósito instrumentadas com FBGs, essa técnica de instrumentação já é dominada pelo grupo de pesquisa (GALVÃO, 2015; GALVÃO *et al.*, 2017).

3.2.1 CONFECÇÃO E INSTRUMENTAÇÃO DE FERRADURAS EM MATERIAL COMPÓSITO

Foram utilizados dois sensores para cada ferradura fabricada, os sensores foram gravados com refletividade de aproximadamente 70%, com os seguintes comprimentos de onda: 1524,0 nm e 1530,0 nm para o membro TE, 1547,0 nm e 1551,8 nm para o membro TD, 1518,8 nm e 1521,5 nm para o membro PE, e 1532,9 nm e 1538,0 nm para o membro PD.

As ferraduras do cavalo foram fabricadas com 14 camadas de tecido de fibra de carbono, bidirecional (200 g/m²). Resina epóxi, tipo termorrígida, foi utilizada para laminação em uma superfície plana. Os sensores FBGs foram inseridos entre a 8^a e a 9^a camada de fibra de carbono, foram colados em uma cavidade, feita com auxílio de uma microretífica em todo o contorno da ferradura, considerando um espaço para possível ajuste do tamanho na hora de instrumentação do animal. As FBGs foram posicionadas na região lateral e dorso-medial de cada ferradura. Para uma melhor resistência mecânica, a ferradura foi inserida em uma bolsa de vácuo e mantida durante 1 hora a 80 °C e 8 horas a 140 °C, como pode ser visto na Figura 3.6. Finalmente, o acabamento final foi realizado, de acordo com as dimensões do casco do cavalo que seria testado.

Foi utilizado como molde um conjunto de ferraduras da marca JK[®] número 3 conforme ilustra a Figura 3.5, o mesmo número de ferraduras utilizadas normalmente nos dois animais instrumentados.

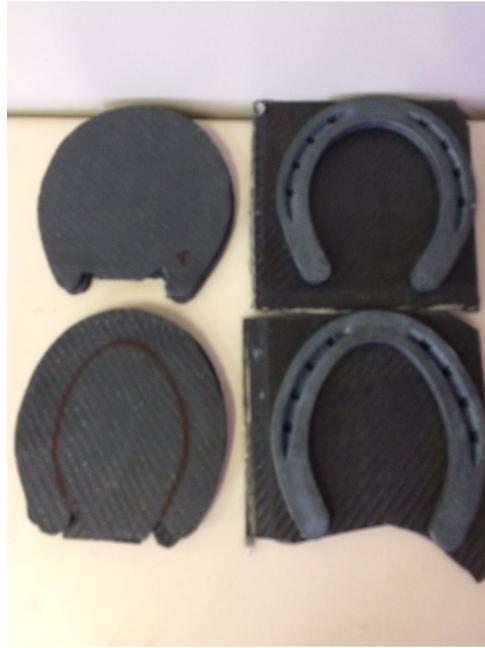


Figura 3.5: Molde das ferraduras, com 8 camadas de tecido de fibra de carbono. Na região superior da Figura são mostradas as ferraduras dos membros torácicos e na região inferior, as ferraduras dos membros pélvicos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

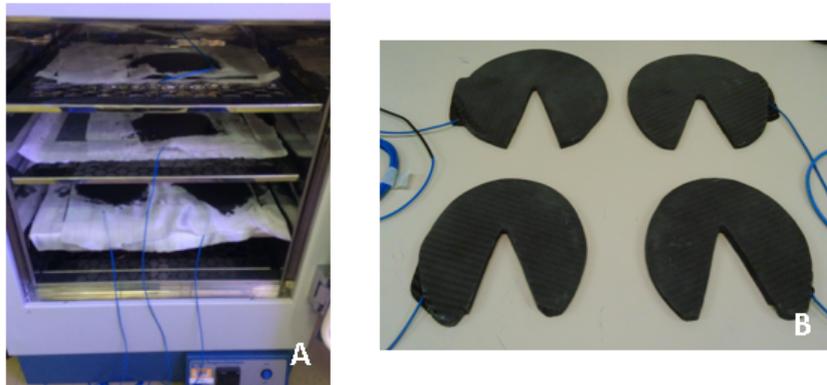


Figura 3.6: Confeção das ferraduras instrumentadas. A) Posicionamento das ferraduras já instrumentadas no forno. B) Jogo de Ferraduras em material compósito instrumentadas com redes de Bragg. Na região superior as ferraduras dos membros torácicos e na região inferior, as ferraduras dos membros pélvicos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Um dia após a secagem do material, as ferraduras receberam o primeiro acabamento com o auxílio da microretífica.

3.2.2 INSTRUMENTAÇÃO DO EQUINO

O acabamento final das ferraduras fabricadas foi realizado no momento do ensaio, foi feita a medição de cada ferradura em seu respectivo casco, só após esse ajuste, os orifícios para passagem dos cravos de fixação e uma cavidade para acomodar a cabeça de tais cravos foram abertos. Foi utilizada técnica de ferrageamento padrão em equinos, (O'GRADY; POUPARD, 2001; ESTRADA, 2014).

Para evitar qualquer desconforto aos animais, o responsável pela instalação das ferraduras foi o mesmo que realiza este procedimento mensalmente nos cavalos instrumentados, a fixação de uma ferradura é mostrada na Figura 3.7A, o mesmo animal parcialmente calçado com as ferraduras instrumentadas é mostrado na Figura 3.7B



Figura 3.7: Fixação de uma ferradura no membro TE através do método de ferrageamento tradicional (A) e imagem do animal já calçado com as ferraduras instrumentadas nos dois membros torácicos e no membro pélvico esquerdo (B).

Fonte: Elaborada pelo autor.

O mesmo jogo de ferraduras foi utilizado em dois animais, primeiramente em um equino macho da raça Crioula e depois em uma fêmea da raça Quarto de Milha, estes haviam sido selecionados previamente por calçarem o mesmo tamanho de ferradura. Ambos os animais eram adultos e em fase de treinamento para esportes semelhantes, portanto habituados aos exercícios realizados.

3.2.3 PROCEDIMENTOS DE ENSAIO

A leitura das ferraduras instrumentadas foi realizada utilizando um interrogador ótico dinâmico IMON512E da empresa Ibsen Photonics®. Além do interrogador, foi utilizado um *notebook* e um multiplexador de canal, 4x1, pois o interrogador possui apenas um canal de entrada. Todo esse sistema foi inserido em uma mochila, a qual foi utilizada pelo cavaleiro, como mostrado na Figura 3.8.



Figura 3.8: Demonstração do transporte do sistema de aquisição utilizado no ensaio com os cascos dos membros torácicos instrumentados.

Fonte: Elaborada pelo autor.

As aquisições de dados foram obtidas em uma pista plana de areia, durante as andaduras passo, trote e galope, com trajetos de ida e volta em linha reta e em círculos nos sentidos horário e anti-horário, sob intensidade de trabalho (treinamento).

Para melhor visualização da força exercida pelo equino, foi criado um método que utiliza os sinais provenientes dos sensores óticos, associados às imagens adquiridas a partir de um VANT (veículo aéreo não tripulado) em cada ensaio realizado, em conjunto com técnicas de processamento digital de imagens (PDI), para que cores representem a força exercida em cada membro do cavalo. Mais detalhes desse procedimento são descritos no Apêndice B.

A técnica de medição através de sensor ótico para monitoramento acústico/sísmico distribuído DAS (*Distributed Acoustic Sensing*) foi utilizada em conjunto durante os ensaios, porém os dados não serão discutidos neste trabalho, apenas algumas aquisições serão apresentadas no Apêndice C

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta Seção são apresentados os resultados provenientes dos ensaios, tanto com a instrumentação dos sensores diretamente aos cascos, quanto os resultados dos ensaios com os sensores encapsulados e fixados aos cascos.

4.1 RESULTADOS DO ENSAIO COM INSTRUMENTAÇÃO DOS CASCOS *IN VIVO*

Os sensores se mostraram sensíveis à detecção da deformação gerada pela compressão do dígito contra o solo, exercida pelo esqueleto sobre as falanges e a cápsula do casco durante a fase de apoio, reproduzindo sinais muito semelhantes aos sinais produzidos por Thomason *et al.* (1992) e Thomason (1998), que fizeram o uso de SG em diferentes partes da parede do casco. Apesar de estudos que definiram o comportamento das tensões sofridas pela parede do casco equino, a utilização de sensores FBGs para mapeamento da deformação do casco é uma alternativa promissora para o estudo de tal comportamento em diferentes raças, principalmente se comparado com os métodos citados por Salo *et al.* (2010).

Uma das vantagens das FBGs sobre os SG neste caso, é o monitoramento da deformação mecânica de todos os cascos do animal, simultaneamente e em tempo real, principalmente porque dados referentes aos membros pélvicos não são apresentados nos estudos de Thomason *et al.* (1992), Thomason (1998) e Faramarzi (2007). Nestes estudos os autores apenas adquirem dados do membro torácico direito de cada animal avaliado. Na pesquisa de Chang *et al.* (1993), o autor só apresenta resultados provenientes dos membros torácicos do lado esquerdo dos cavalos avaliados.

Nos sinais obtidos com os sensores FBGs, é possível identificar detalhes que ocorrem nos membros torácicos em fases anteriores ao contato do casco com o solo, não apresentados pelos diversos autores que utilizaram os extensômetros elétricos (SG). Por exemplo, as oscilações de tensão durante a ação do tendão extensor digital comum sobre a falange distal, ao longo da fase de suspensão do dígito, mais precisamente nos momentos que antecedem a aterrissagem do membro ao solo (PARKS, 2003), estes eventos são detalhados nas Figuras 4.1 e 4.2.

Os sinais obtidos pelos sensores FBGs dos quatro cascos durante as andaduras passo e trote, são apresentados nas Figuras 4.1 e 4.2, respectivamente. Para ambos os resultados o comportamento do sinal entre os pontos A e B refere-se à fase de apoio e entre os pontos B e A à fase de elevação, portanto entre A e A considera-se uma passada completa dentro de determinada andadura, este padrão será apresentado durante uma passada completa de um dos membros e servirá para melhor visualização e entendimento dos sinais, tanto para os membros torácicos quanto pélvicos. A deformação mecânica da parede do casco exercida pela ação do tendão extensor digital sobre a terceira falange (BUCHNER *et al.*, 2005; HARRISON *et al.*, 2010), instantes antes do início das fases de apoio são destacadas no detalhe enumerado 1 na Figura 4.1, além disso, nos sinais referentes aos membros torácicos é possível identificar o momento exato de transição entre a primeira fase de apoio (THOMASON; PETERSON, 2008) e a fase de suporte, onde ocorrem os maiores picos de tensão compressiva sofridos pelos cascos (PARKS, 2003), este detalhe é enumerado como 2. Nos sinais provenientes dos membros pélvicos, a rotação falangeana, ou rolamento, é destacada no detalhe enumerado 3.

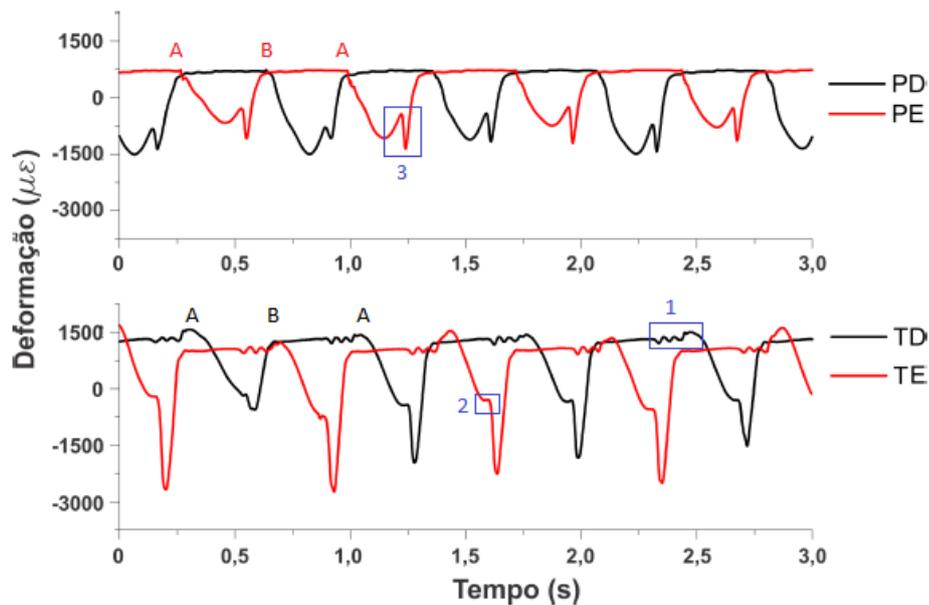


Figura 4.1: Deformações geradas no casco em relação ao tempo em segundos durante a andadura passo. Os detalhes nos sinais referentes aos membros TD e TE ilustram a oscilação na tensão exercida sobre a falange distal pelo tendão extensor digital comum (1) e a transição da fase de pré impacto para a fase de suporte (2), enquanto o detalhe no sinal oriundo do membro PE ilustra a fase de rolamento dos membros pélvicos (3).

Fonte: Elaborada pelo autor.

As diferenças de amplitude dos sinais observada no gráfico apresentado na Figura 4.1 também pode ser atribuída como característica deste tipo de andadura, devido ao padrão de mais membros em fase de apoio em um mesmo período de tempo (apoio tripedal), o animal pode descarregar maior ou menor quantidade de peso sobre um determinado membro, mesmo com o membro contralateral encontrando-se também em fase de apoio (TORRES, 1998).

A Figura 4.2 ilustra o padrão de sinais obtidos com a andadura trote, nesta podem ser notadas as passadas simétricas e os apoios bipedais em diagonal, entre membros torácicos e pélvicos, característica da andadura (TORRES, 1998; ANDRADE, 2014; LÔBO *et al.*, 2016). É possível ainda em comparação com os sinais referentes a andadura passo, a visualização da diminuição do tempo durante as fases de apoio A-B e suspensão B-A nos quatro membros, bem como a oscilação da tensão exercida sobre a falange distal pelo tendão extensor comum (1) agora mais intensa. Nos sinais referentes aos membros pélvicos, a presença dos sinais de rotação falangeana são mais sutis e aparecem no início da fase de apoio (2), tendo em vista que agora tais membros precisam gerar impulso com mais velocidade e intensidade (TORRES, 1998; STACHURSKA *et al.*, 2008).

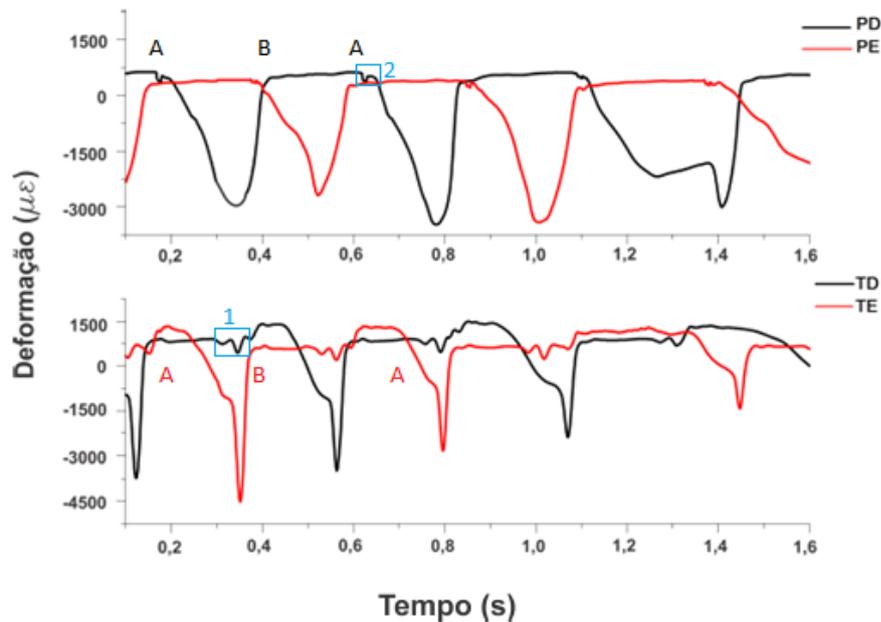


Figura 4.2: Deformações geradas no casco em relação ao tempo em segundos durante a andadura trote. O detalhe evidenciado no sinal referente ao membro TD ilustra a oscilação na tensão exercida sobre a falange distal pelo tendão extensor digital comum (1), enquanto o detalhe (2) evidenciado no sinal oriundo do membro PD ilustra o sinal de rotação falangeana.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Pelo padrão dos sinais apresentados na Figura 4.2, tanto dos membros torácicos (diminuição gradativa dos picos de tensão e frequência da passada) quanto dos membros pélvicos, onde no último sinal proveniente do membro PD o sinal de rotação falangeana começa a aparecer novamente (3), pode-se afirmar que este gráfico ilustra a transição das andaduras trote para a andadura passo a partir do tempo 0,8 (s) da imagem.

O monitoramento utilizando FBGs apresenta possibilidade de multiplexação de inúmeros sensores gravados em uma única fibra ótica, (RORIZ *et al.*, 2014), o que permite, por exemplo, a distribuição de sensores ao longo de diversos pontos da parede do casco equino, este mapeamento personalizado da tensão desvendaria as dúvidas levantadas por Oosterlinck *et al.* (2015) quando se trata de cavalos com más conformações da porção distal, os quais não possuem estudos focados. Más conformações, de acordo com Araújo (2016), são encontradas frequentemente em cavalos não atletas atendidos na região de Curitiba-PR e descritas em cavalos atletas por Canto *et al.* (2004) e Sampaio *et al.* (2013). FBGs podem portanto, auxiliar até mesmo na detecção das diferenças de conformação naturais apontadas por Leśniak *et al.* (2017), que a parede do casco sofre durante o intervalo entre casqueamentos e processos de ferrageamento.

O sensoriamento de vários pontos no casco poderia ser utilizado para realização do mapeamento do casco equino, o que serviria de base para modelos que utilizam método de elementos finitos como os realizados por Zhang *et al.* (2010), Salo *et al.* (2010), em animais de diferentes raças ou conformações, e principalmente, capaz de proporcionar dados referentes ao comportamento individual dos cascos de membros torácicos e pélvicos separadamente em um mesmo animal.

O estudo do sistema locomotor de animais saudáveis é a melhor maneira de entender e possivelmente prevenir doenças que acometem este sistema (GRUNDMANN *et al.*, 2015; GOULET *et al.*, 2015). O tipo de sensoriamento aqui apresentado permite tais estudos de forma dinâmica. Porém devido a sua sensibilidade, FBGs apresentam potencial em estudos realizados *in vitro* (HANSEN *et al.*, 2005) ou *in vivo*, através de métodos de imagem (HÜPPLER *et al.*, 2016) voltados a avaliar a diminuição das tensões sofridas pelo casco principalmente em sua porção dorsal, proposta por métodos de ferrageamento terapêutico, amplamente aplicados em casos de Laminite, principalmente em sua forma crônica.

4.2 RESULTADOS DO ENSAIO COM FERRADURAS INSTRUMENTADAS *IN VIVO*

O tipo de encapsulamento aqui apresentado se mostra como uma forma eficiente em diminuir a fragilidade das FBGs, confirmando resultados apresentados por (GALVÃO *et al.*, 2017), contanto que respeitados os limites da posição do cordão ótico. As ferraduras ficaram robustas o suficiente para permitir a utilização de métodos abrasivos sobre as mesmas, durante a realização do acabamento, citado na Subseção 3.2.1. O mesmo conjunto de ferraduras foi utilizado para instrumentação dos quatro membros, em dois cavalos atletas condicionados ao exercício diário, esta ferramenta permitiu a realização de ensaios em três tipos de andaduras: passo, trote e galope, sob intensidade de treinamento. Nesta Subseção, serão apresentados os dados referentes aos três tipos de andaduras, realizadas em círculos em sentido horário.

A Figura 4.3 apresenta o gráfico gerado pela variação das deformações mecânicas sofridas pelos cascos e detectadas pelos sensores nas posições mediais das quatro ferraduras, durante as fases de apoio (A-B) e elevação (B-A) dos membros em função do tempo em segundos, durante a andadura passo em círculo no sentido horário. Pode ser notada que a frequência das passadas foi constante. O movimento completo de um determinado membro, que consiste de um apoio até outro (A-A) é identificado facilmente nos sinais referentes aos membros pélvicos e ao membro TD, não foi possível determinar com precisão os pontos de início das fases de apoio (A) e da fase de elevação (B) no sinal referente ao membro TE.

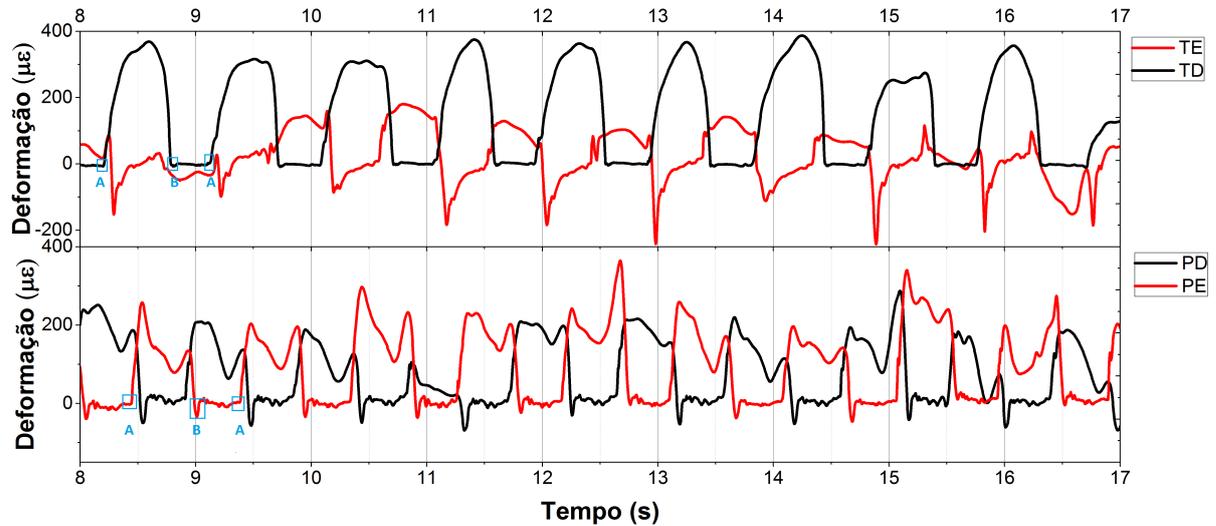


Figura 4.3: Deformação da porção medial das quatro ferraduras, demonstrada pela variação do comprimento de onda (nm) em função do tempo (s), da andadura do equino em passo. O formato dos sinais entre A-B representam a fase de apoio e entre B-C a fase de elevação.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A determinação de um padrão dos sinais adquiridos pelo método com encapsulamento aqui proposto ainda não é estabelecida, porém algumas hipóteses são levantadas para a discrepância no comportamento do sinal em alguns momentos do ensaio: 1 - A capacidade do tipo de fixação utilizada em promover contato ideal com a superfície da sola do casco, tendo em vista que apesar de próximo ao método convencional de ferrageamento (ESTRADA, 2014; O'GRADY; POUPARD, 2001), a superfície da ferradura aqui apresentada não pode sofrer mudanças mecânicas, a fim de possibilitar uma melhora no contato entre a ferradura e a sola do casco. 2 - O tipo de terreno onde foram realizados os ensaios, de acordo com Thomason (1998), Thomason e Peterson (2008) e Reilly (2010), terrenos que proporcionam que o casco afunde, interagem na distribuição de força ao redor do casco, principalmente quando a rasilha entra em contato com o solo. Esta última afirmação, juntamente com as diferentes formas de pouso e decolagem possíveis dos cascos (LEWIS *et al.*, 2015), podem explicar as diferenças na amplitude dos sinais dos membros durante a fase de apoio (A-B), que podem ser notadas em alguns momentos nos sinais referentes aos membros pélvicos apresentados na Figura 4.3.

Nos sinais obtidos com a andadura trote, apresentados na Figura 4.4, os pontos de transição da fase de elevação para apoio (A) e de apoio para elevação (B) podem ser determinados nos quatro membros, portanto a visualização dos apoios em diagonal, característica da

andadura (TORRES, 1998; ANDRADE, 2014), entre membros torácicos e pélvicos é facilitada pelas cores dos sinais (preto para os membros do lado direito e vermelho para os membros do lado esquerdo). Por exemplo, se o início de uma passada começa com o apoio do membro TD (vermelho), no mesmo espaço de tempo, obrigatoriamente, o sinal referente ao membro PE (preto) também estará em contato com o solo. A partir deste princípio, alterações locomotoras com o animal realizando a andadura trote poderiam ser sugeridas caso ocorresse diferença entre estas fases de apoio, desde que estas possíveis diferenças não ocorressem em fases de transição de uma andadura para outra. A diferença na amplitude dos sinais, principalmente nos sinais referentes aos membros torácicos se devem ao sentido em que a andadura é realizada.

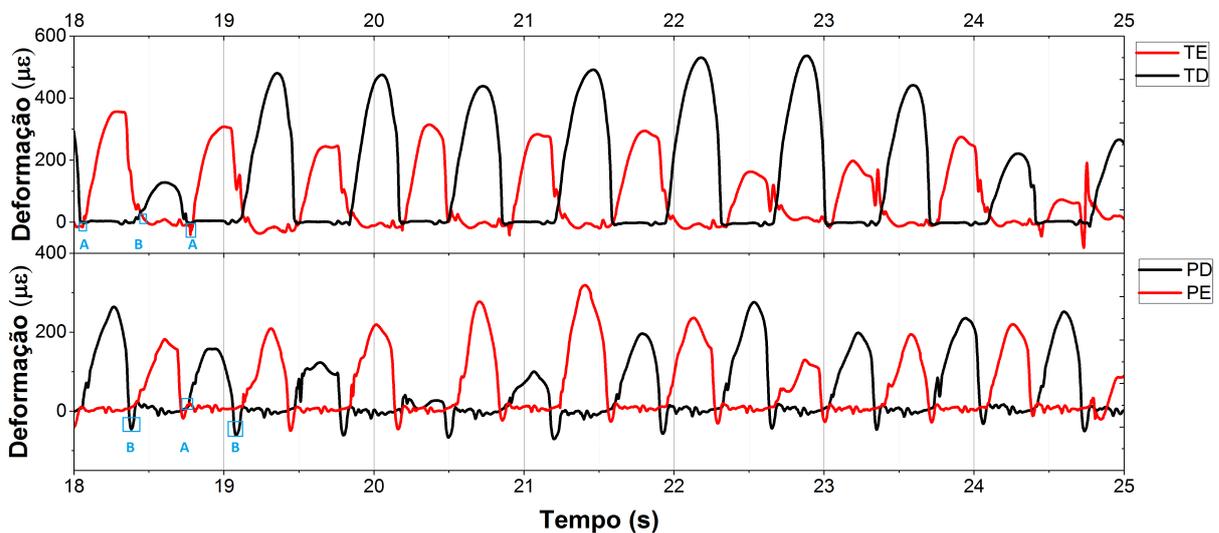


Figura 4.4: Deformação da porção medial das quatro ferraduras, demonstrada pela variação do comprimento de onda (nm) em função do tempo (s), da andadura do equino em trote, cada gráfico representa um membro do equino. As fases de apoio A-B e elevação B-A são ilustradas nos sinais referentes aos membros TE e PD.

Fonte: Elaborada pelo autor.

O galope é descrito como uma andadura assimétrica (TORRES, 1998), ou seja, com diferentes possibilidades de configurações de apoios. A Figura 4.5 apresenta os sinais obtidos durante a andadura galope em círculo orientado no sentido horário. Pode ser visto neste sinal a maior frequência das passadas em comparação com a frequência dos sinais referentes as andaduras passo e trote, em um mesmo período de tempo. A maior intensidade e o sentido horário da andadura galope, justificam a menor amplitude nos sinais referentes aos membros torácico e pélvico do lado esquerdo que estão na parte externa do círculo, como visto na Figura 4.5. O início da fase de apoio pode ser visto no membro TE, porém o ponto de transição para a fase de

elevação não pode ser determinado na maioria das vezes. Mesmo com a diferença das amplitudes dos sinais, a identificação do início das fases de apoio (A) e de elevação (B), bem como a duração da fase de apoio (A-B) e de elevação (B-A) podem ser identificados nos dois sinais referentes aos membros pélvicos.

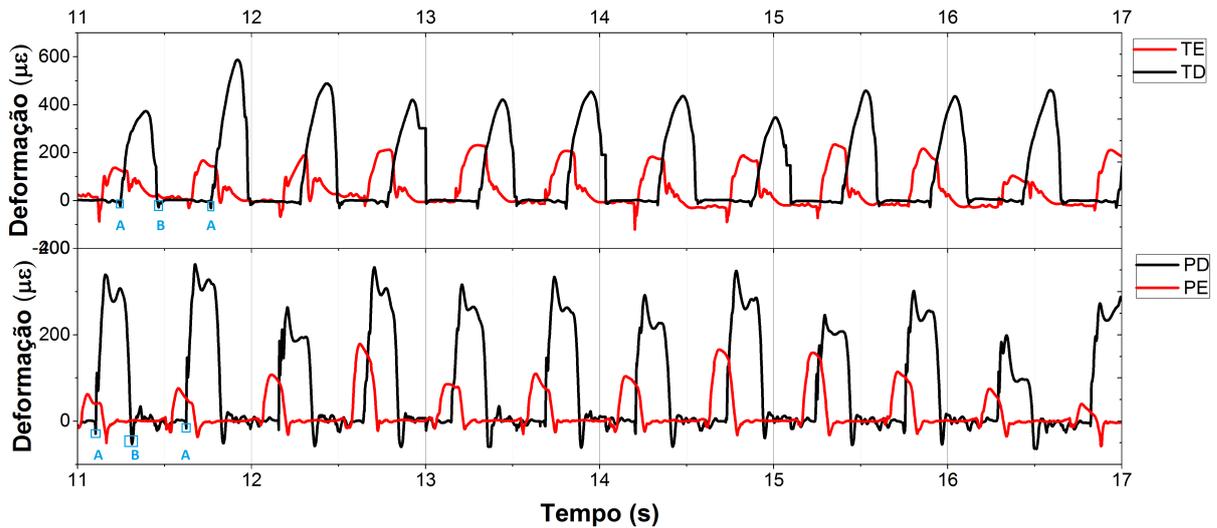


Figura 4.5: Deformação da porção medial das quatro ferraduras, demonstrada pela variação do comprimento de onda (nm) em função do tempo (s), da andadura do equino em galope, cada gráfico representa um membro do equino. TE - membro torácico esquerdo, TD - membro torácico direito, PD - membro pélvico direito, PE - membro pélvico esquerdo. As fases de apoio (A-B) e suspensão (B-A) são ilustradas nos membros TD e PD.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Segundo Thomason e Peterson (2008), obter dados durante corridas pode ajudar na compreensão das causas de danos no casco, que podem ser fatais à cavalos corredores, principalmente se a coleta for realizada com materiais que proporcionem a realização natural de movimentos pelo animal avaliado. As ferraduras em material compósito instrumentadas com FBGs, se mostram viáveis para tal fim, pois estas eliminaram os inconvenientes apontados por alguns autores, seja pela não possibilidade de obtenção de dados em andaduras mais intensas, quando a utilização de SG permitiu avaliações apenas sob as andaduras passo e trote (THOMASON, 1998); ou quando tais mensurações se mostram possíveis, porém em apenas um dos membros do animal avaliado (THOMASON *et al.*, 1992; CHANG *et al.*, 1993; REILLY, 2010).

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Nesta dissertação foi apresentado o estudo da viabilidade do uso de sensores baseados em redes de Bragg em fibra ótica para monitorar deformações em cascos de equinos atletas, bem como apresentar as deformações características geradas nos cascos a partir de cada andadura. Para monitorar as deformações dos cascos, FBGs foram coladas diretamente na região do terço médio da parede dorsal de cada casco do animal, enquanto um método de encapsulamento foi desenvolvido para proporcionar avaliações dinâmicas das andaduras em diferentes animais.

Os resultados apresentados demonstraram a possibilidade da utilização de FBGs no estudo do comportamento dos cascos, tanto no estudo da deformação sofrida pela parede do casco, quanto na captação de dados referentes a andaduras específicas com o sensor encapsulado. O sensor FBG é também, adequado para fixação em regiões irregulares e biocompatível, ideal para aplicações *in vivo*, apresentando algumas vantagens, além de sua alta sensibilidade, linearidade, tamanho reduzido, biocompatibilidade e imunidade à interferência eletromagnética, destaca-se também a forma automatizada na aquisição e processamento dos dados e necessidade de poucos cabos óticos, evitando o estresse dos animais avaliados e permitindo que estes realizassem as andaduras propostas a eles de forma natural.

Através dos dados obtidos pelo primeiro método de ensaio, com o sensor colado diretamente aos cascos, conclui-se que a análise conformacional de cada casco é possível, principalmente se além de apenas um elemento sensor como aqui apresentado, através de técnicas de multiplexação, fossem distribuídas FBGs ao redor de todo o casco. Devido a alta incidência de cavalos considerados mal conformados, principalmente sobre a região distal de seus membros, este método também se mostra útil no auxílio do estudo dos impactos sofridos pelos cascos de animais com aprumos que fogem ao padrão ideal.

Além da vantagem da possibilidade de instrumentação dos quatro membros do animal, onde pode-se notar que os sinais oriundos dos membros pélvicos possuem diferença de comportamento em relação aos sinais dos membros torácicos, este dispositivo apresenta a determinação de detalhes da andadura como por exemplo, a tensão sofrida pela falange distal durante a ex-

tensão do dígito nos momentos que precedem o contato do casco com o solo, bem como a mudança no tempo da fase de rolamento durante o apoio, nas andaduras passo e trote, detalhes não observados em trabalhos anteriores expostos na literatura que se utilizaram de SG para realizar suas medições apenas em membros torácicos, indicando que os pélvicos teriam o mesmo comportamento (THOMASON *et al.*, 1992; CHANG *et al.*, 1993; THOMASON, 1998). Os resultados aqui apresentados são de um primeiro teste realizado com o protótipo sensor, futuras medições serão realizadas para análise do comportamento do mesmo, em animais de diferentes raças e finalidades.

Estudos realizados *in vitro* por Hansen *et al.* (2005), visando definir qual o efeito sobre as tensões sofridas pela porção dorsal da parede do casco, por métodos de tratamento de suporte para equinos com Laminitis, se mostram possíveis *in vivo* com o uso de FBGs coladas diretamente ao casco acometido pela doença, devido não somente a biocompatibilidade dos sensores exposta em literatura, mas também encorajados pelos resultados obtidos com o presente trabalho, podendo-se então chegar a um método capaz de verificar a real eficácia de diferentes propostas de ferrageamento terapêutico em pacientes com os mais variados graus de acometimento da doença. Portanto as FBGs se mostram como potenciais ferramentas de auxílio no estudo e compreensão de tratamentos do sistema locomotor de equinos atletas.

No segundo ensaio, com os elementos sensores encapsulados e então fixados aos cascos, as ferraduras instrumentadas apresentaram-se como uma boa alternativa para a análise dos tempos das fases de apoio e suspensão do dígito equino em diferentes tipos de andaduras, e a dificuldade apresentada por estudos anteriores sobre a aquisição de dados dos quatro membros simultaneamente e em intensidade de treinamento é eliminada com a utilização do método aqui proposto. As ferraduras em material compósito também se mostraram eficientes em permitir a liberdade de movimentos dos animais avaliados e não influenciaram sobre a forma em que estes realizaram os exercícios propostos. Futuramente este método também poderá ser utilizado durante a execução de exercícios de alta complexidade realizados por cavalos atletas, onde o comportamento do casco durante tais movimentos ainda não é encontrado na literatura.

Corroborando as pesquisas utilizadas nesta dissertação e os resultados aqui apresentados, o sensor FBG encapsulado apresenta-se como uma possível ferramenta para auxílio de diagnósticos precoces de claudicações, principalmente em formas muito sutis com difícil visualização de discrepâncias nos tempos de apoios ao olho nu. Esta afirmação se baseia a partir do fato que o sensor permite a visualização do momento exato de apoio de cada membro em todas as andaduras analisadas, para isto a caracterização de um padrão de sinal para cada tipo de andadura ainda precisa ser realizada.

Uma futura multiplexação de elementos sensores ao redor das ferraduras, poderia fornecer informações sobre a forma de distribuição de força em cada casco do animal avaliado, sob diferentes condições de terrenos e em diferentes esportes, auxiliando assim na escolha do método de ferrageamento a ser empregado em cada cavalo atleta, bem como fornecendo informações para as recentes dúvidas levantadas sobre o complexo cavalo-cavaleiro e a influência desta interação sobre a forma em que o animal montado realizará determinados movimentos (ECKARDT; WITTE, 2017; DYSON, 2017).

Conclui-se que as redes de Bragg em fibra ótica possuem um grande potencial no auxílio ao estudo da biomecânica equina em diferentes formas de aplicação, bem como se apresentam como uma futura ferramenta capaz de auxiliar diagnósticos precoces de claudicação, portanto o comportamento destes sensores quando encapsulados precisa ser melhor estudado.

5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados aqui apresentados são de primeiros ensaios realizados, o padrão dos sinais, bem como o comportamento dos elementos sensores para tais mensurações ainda são objetos de estudo.

Todo este trabalho foi desenvolvido a partir de redes de Bragg em fibra ótica gravadas pelo grupo de pesquisa em Dispositivos Fotônicos e Aplicações da Universidade tecnológica Federal do Paraná –UTFPR

5.2 TRABALHOS FUTUROS

Para aplicações reais dos elementos sensores encapsulados como ferramenta de monitoramento da andadura equina em situações de treinamento e possível ferramenta de auxílio a diagnósticos precoces, definem-se alguns trabalhos futuros:

1. Confecção de ferraduras em material compósito em pelo menos três diferentes números de calçamento, com três FBGs multiplexadas em cada ferradura, nas posições lateral, medial e dorsal (cranial);
2. Ensaios a campo com a realização das três andaduras, passo, trote e galope em diferentes animais com conformações consideradas ideais, com estes montados e também apenas comandados por uma guia;
3. Caracterização dos sinais para cada andadura com os animais montados e não montados;

4. Definição dos padrões de sinal para melhoramento do método de processamento das imagens adquiridas dos animais avaliados;
5. Ensaios com cavalos de diferentes conformações e análise do comportamento dos sensores para cada configuração de aprumo avaliada;
6. Aplicação do método de monitoramento em equinos com claudicações já diagnosticadas, ou com histórico de diminuição de desempenho com diagnósticos ainda inconclusivos.

O estudo de uma forma de multiplexação de elementos sensores para sua aplicação diretamente no casco e a partir dos sinais obtidos, gerar um mapeamento da deformação de cada casco dos animais avaliados também é considerado, bem como a utilização deste método em conjunto com o sensoriamento das ferraduras em animais com conformações diferentes.

REFERÊNCIAS

- ANDRADE, A. M. de. **Biometria e locomoção de equinos da raça brasileiro de hipismo**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, 2014.
- ARAÚJO, F. F. **Avaliação Morfométrica Computacional de Cascos e Obtenção de Modelos de Elementos Finitos a Partir da Tomografia Computadorizada dos Metacarpos de Equinos**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Paraná, 2016.
- ARKWRIGHT, J. W. *et al.* In-vivo demonstration of a high resolution optical fiber manometry catheter for diagnosis of gastrointestinal motility disorders. **Optics Express**, v. 17, n. 6, p. 4500–4508, Mar 2009.
- BACK, W.; CLAYTON, H. M. **Equine Locomotion-E-Book**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2013.
- BAXTER, G. M. **Adams and Stashak's Lameness in Horses**. 6. ed. Colorado: Wiley-Blackwell, 2011.
- BUCHNER, H. *et al.* Distal limb internal dynamics: joint moments, tendon forces, and lessons for orthopedic shoeing. In: AMERICAN ASSOCIATION OF EQUINE PRACTITIONERS (AAEP). **Proceedings of the 51st Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, Seattle, Washington, USA, 3-7 December, 2005**. [S.l.], 2005. p. 134–140.
- BUDRAS, K.-D.; SACK, W. O.; RÖCK, S. **Anatomy of the Horse: with Aaron Horowitz and Rolf Berg**. [S.l.]: Schlütersche, 2012.
- BUTZ, R. C.; DENNISON, C. R. In-fiber Bragg grating impact force transducer for studying head-helmet mechanical interaction in head impact. **Journal of Lightwave Technology**, v. 33, n. 13, p. 2831–2838, July 2015.
- CANTO, L. S. d. *et al.* **Frequência de problemas de equilíbrio nos cascos de cavalos crioulos em treinamento**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Santa Maria, 2004.
- CARVALHO, L. *et al.* In the trail of a new bio-sensor for measuring strain in bone: osteoblastic biocompatibility. **Biosensors & Bioelectronics**, v. 26, n. 10, p. 4046–4052, 2011.
- CHANG, Y. H.; SHERRILL, J.; BERTRAM, J. E. Hoof wall function in horses and donkeys: Experimental alteration of surface strain. In: IEEE. **Bioengineering Conference, 1993., Proceedings of the 1993 IEEE Nineteenth Annual Northeast**. [S.l.], 1993. p. 64–65.
- CHERAMIE, H. S.; O'GRADY, S. E. Hoof repair and glue-on shoe adhesive technology. **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, Elsevier, v. 19, n. 2, p. 519–530, 2003.
- CLAYTON, H. M. *et al.* 3d kinematics of the equine metacarpophal-angeal joint at walk and trot. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 20, p. 86–91, 2007.

- DOMINGUES, M. F. *et al.* Insole optical fiber Bragg grating sensors network for dynamic vertical force monitoring. **Journal of Biomedical Optics**, v. 22, n. 9, p. 091507, 2017.
- DOUGLAS, J. E. *et al.* The modulus of elasticity of equine hoof wall: implications for the mechanical function of the hoof. **Journal of Experimental Biology**, The Company of Biologists Ltd, v. 199, n. 8, p. 1829–1836, 1996.
- DYSON, S. Equine performance and equitation science: clinical issues. **Applied Animal Behaviour Science**, Elsevier, v. 190, p. 5–17, 2017.
- ECKARDT, F.; WITTE, K. Horse-rider interaction: A new method based on inertial measurement units. **Journal of Equine Veterinary Science**, Elsevier, v. 55, p. 1–8, 2017.
- ELIASHAR, E.; MCGUIGAN, M.; WILSON, A. Relationship of foot conformation and force applied to the navicular bone of sound horses at the trot. **Equine veterinary journal**, Wiley Online Library, v. 36, n. 5, p. 431–435, 2004.
- ESTRADA, M. Artículo de revisión fundamentos de podología equina: Recorte balanceado y herraje fisiológico. **Revista Ciencias Veterinarias**, v. 29, n. 2, p. 41–55, 2014.
- FARAMARZI, B. **Quantifying the equine hoof's response to loading during exercise**. Tese (Doutorado) — University of Guelph, Guelph, Ontario, Canada, 2007.
- FLOYD, A.; MANSMANN, R. **Equine Podiatry-E-Book**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2007.
- FONZAR, J. Grécia antiga: de uma educação "cavaleiresca" a uma educação cavalheiresca. **Educar em Revista**, n. 2, p. 83–91, 1978.
- FRESVIG, T. *et al.* Fibre optic Bragg grating sensors: An alternative method to strain gauges for measuring deformation in bone. **Medical Engineering & Physics**, v. 30, n. 1, p. 104–108, 2008.
- GALVÃO, J. R. **Sensor a fibra ótica encapsulado em resina polimérica com reforço de fibra de vidro para aplicação em gerador de alta potência**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2015.
- GALVÃO, J. R. *et al.* Strain mapping in carbon-fiber prosthesis using optical fiber sensors. **IEEE Sensors Journal**, v. 17, n. 1, p. 3–4, 2017.
- GOULET, C. *et al.* Radiographic and anatomic characteristics of dorsal hoof wall layers in nonlaminitic horses. **Veterinary Radiology and Ultrasound**, v. 56, n. 6, p. 589–594, 2015.
- GREVE, L.; DYSON, S. J. The interrelationship of lameness, saddle slip and back shape in the general sports horse population. **Equine veterinary journal**, Wiley Online Library, v. 46, n. 6, p. 687–694, 2014.
- GRUNDMANN, I. *et al.* Quantitative assessment of the equine hoof using digital radiography and magnetic resonance imaging. **Equine veterinary journal**, Wiley Online Library, v. 47, n. 5, p. 542–547, 2015.
- HAGEN, J. *et al.* Modifying the height of horseshoes: Effects of wedge shoes, studs, and rocker shoes on the phalangeal alignment, pressure distribution, and hoof-ground contact during motion. **Journal of Equine Veterinary Science**, Elsevier, v. 53, p. 8–18, 2017.

- HAGEN, J. *et al.* Modifying horseshoes in the mediolateral plane: effects of side wedge, wide branch, and unilateral roller shoes on the phalangeal alignment, pressure forces, and the footing pattern. **Journal of Equine Veterinary Science**, Elsevier, v. 37, p. 77–85, 2016.
- HAMMARBERG, M. *et al.* Rater agreement of visual lameness assessment in horses during lungeing. **Equine veterinary journal**, Wiley Online Library, v. 48, n. 1, p. 78–82, 2016.
- HANSEN, N. *et al.* Evaluation using hoof wall strain gauges of a therapeutic shoe and a hoof cast with a heel wedge as potential supportive therapy for horses with laminitis. **Veterinary Surgery**, v. 34, n. 6, p. 630–636, 2005.
- HARRISON, S. M. *et al.* Relationship between muscle forces, joint loading and utilization of elastic strain energy in equine locomotion. **Journal of Experimental Biology**, The Company of Biologists Ltd, v. 213, n. 23, p. 3998–4009, 2010.
- HORSESIDEVETGUIDE. **Horse Side Vet Guide® Equine Health Resource, Thal Enterprises®**. 2013. Disponível em: <<http://horsesidevetguide.com>>.
- HORSESIDEVETGUIDE. **Horse Side Vet Guide® Equine Health Resource, Thal Enterprises®**. 2015. Disponível em: <<http://horsesidevetguide.com>>.
- HÜPPLER, M. *et al.* Modifying the surface of horseshoes: effects of eggbar, heartbar, open toe, and wide toe shoes on the phalangeal alignment, pressure distribution, and the footing pattern. **Journal of Equine Veterinary Science**, Elsevier, v. 37, p. 86–97, 2016.
- JANZEN, F. C. **Ferramenta computacional para aquisição de dados de interrogadores ópticos e detecção de pico**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2012.
- KALINOWSKI, A. *et al.* Optical fiber Bragg grating strain sensor for bone stress analysis in bovine during masticatory movements. **IEEE Sensors Journal**, v. 17, n. 8, p. 2385–2392, April 2017.
- KEEGAN, K. *et al.* Repeatability of subjective evaluation of lameness in horses. **Equine veterinary journal**, Wiley Online Library, v. 42, n. 2, p. 92–97, 2010.
- KNAPKIEWICZ, P.; KOSEK, W.; JOZWIAK, P. Mechatronic, autonomous system for movement assessment of horses — preliminary study. In: **2014 Proceedings of the 21st International Conference Mixed Design of Integrated Circuits and Systems (MIXDES)**. Lublin, Poland: IEEE, 2014. p. 252–255.
- LEFROY, J. Navicular syndrome: Using new technology to unlock the secrets of this complex lameness. **Canadian HORSE HEALTH Annual**, p. 46–50, 2013.
- LEŚNIAK, K. *et al.* Does a 4-6 week shoeing interval promote optimal foot balance in the working equine? **Animals**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 7, n. 4, p. 29, 2017.
- LEWIS, K. *et al.* Comparison of equipment used to measure shear properties in equine arena surfaces. **Biosystems Engineering**, v. 137, p. 43–54, 2015.
- LÔBO, J. F. d. A. *et al.* Análise conformacional dos equinos utilizados na equoterapia do centro de reabilitação e readaptação doutor henrique santillo, goiânia, goiás. Universidade Federal de Goiás, 2016.

- MASSARONI, C.; SACCOMANDI, P.; SCHENA, E. Medical smart textiles based on fiber optic technology: An overview. **Journal of Functional Biomaterials**, v. 6, p. 204–221, 2015.
- MCCRACKEN, M. *et al.* Comparison of an inertial sensor system of lameness quantification with subjective lameness evaluation. **Equine veterinary journal**, Wiley Online Library, v. 44, n. 6, p. 652–656, 2012.
- MIGNANI, A. G.; BALDINI, F. Biomedical sensors using optical fibres. **Reports on Progress in Physics**, v. 59, p. 1–28, 1996.
- MILCZEWSKI, M. S. *et al.* Force monitoring in a maxilla model and dentition using optical fiber Bragg gratings. **Sensors**, v. 12, p. 11957–11965, 2012.
- MISHRA, V. *et al.* Fiber grating sensors in medicine: Current and emerging applications. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 167, n. 2, p. 279–290, 2011.
- MOLENAAR, M. M.; FIDAN, E.; HILL, D. J. Real-time downhole monitoring of hydraulic fracturing treatments using fibre optic distributed temperature and acoustic sensing. In: **SPE/EAGE European Unconventional Resources Conference & Exhibition-From Potential to Production**. [S.l.: s.n.], 2012.
- MORGAN, R. A. *et al.* Vascular dysfunction in horses with endocrinopathic laminitis. **PLoS one**, Public Library of Science, v. 11, n. 9, p. e0163815, 2016.
- O'GRADY, S. E. Basic farriery for the performance horse. **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, Elsevier, v. 24, n. 1, p. 203–218, 2008.
- O'GRADY, S. E.; POUPARD, D. Physiological horseshoeing: an overview. **Equine Veterinary Education**, Wiley Online Library, v. 13, n. 6, p. 330–334, 2001.
- OOSTERLINCK, M. *et al.* Preliminary evaluation of toe–heel and mediolateral hoof balance at the walk in sound horses with toed-in hoof conformation. **Journal of Equine Veterinary Science**, Elsevier, v. 35, n. 7, p. 606–610, 2015.
- OOSTERLINCK, M. *et al.* Pressure plate analysis of toe–heel and medio-lateral hoof balance at the walk and trot in sound sport horses. **The Veterinary Journal**, Elsevier, v. 198, p. e9–e13, 2013.
- OTHONOS, A. Fiber Bragg gratings. **Review of Scientific Instruments**, v. 68, n. 12, p. 4309–4341, 1997.
- OTHONOS, A.; KALLI, K. **Fiber Bragg Gratings: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing**. London: Artech House Print on Demand, 1999.
- PALMIERI, L.; SCHENATO, L. Distributed optical fiber sensing based on rayleigh scattering. **The Open Optics Journal**, v. 7, n. 1, 2013.
- PARKS, A. Form and function of the equine digit. **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, Elsevier, v. 19, n. 2, p. 285–307, 2003.
- PAVÓN, P. A. **Imaginología: proyección clínica en medicina deportiva equina**. Tese (Doutorado) — Universidad de León, 2015.

REILLY, P. T. In-shoe force measurements and hoof balance. **Journal of Equine Veterinary Science**, Elsevier, v. 30, n. 9, p. 475–478, 2010.

RIPKA, W. *et al.* Sensor de fibra óptica para detecção de hiperemia ativa fisiológica funcional em teste ergométrico. In: **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. Uberlândia-MG: CBEB 2014, 2014. único, p. 101–104.

RIVERO, J.-L. L.; HILL, E. W. Skeletal muscle adaptations and muscle genomics of performance horses. **The Veterinary Journal**, v. 209, p. 5–13, 2016.

RORIZ, P. *et al.* From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. **Journal of Biomechanics**, v. 47, p. 1251–1261, January 2014.

SALO, Z.; THOMASON, J.; RUNCIMAN, R. Analysis of strain and stress in the equine hoof using finite element analysis: comparison with minimum principal strains recorded in vivo. **Biosystems engineering**, Elsevier, v. 107, n. 3, p. 262–270, 2010.

SAMPAIO, B. F. B. *et al.* Biometric hoof evaluation of athletic horses of show jumping, barrel, long rope and polo modalities. **Revista Brasileira de Saúde e Produção Animal**, SciELO Brasil, v. 14, n. 3, p. 448–459, 2013.

SILVA, A. F. da *et al.* FBG sensing glove for monitoring hand posture. **IEEE Sensors Journal**, v. 11, n. 10, p. 2442–2448, November 2011.

SILVA, J. C. C. da. **Monitoração de vibrações de estruturas com o emprego de sensores em fibra ótica**. Tese (Doutorado) — Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2005.

SINGER, E.; GARCIA, T.; STOVER, S. How do metacarpophalangeal joint extension, collateral motion and axial rotation influence dorsal surface strains of the equine proximal phalanx at different loads in vitro? **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 46, n. 4, p. 738–744, 2013.

STACHURSKA, A. *et al.* Differentiation between fore and hind hoof dimensions in the horse (*equus caballus*). **Archiv für Tierzucht**, v. 51, n. 6, p. 531–540, 2008.

STASHAK, T. S. *et al.* **Adams' lameness in horses**. [S.l.]: Verlag M. & H. Schaper, 2008.

THOMASON, J. Variation in surface strain on the equine hoof wall at the midstep with shoeing, gait, substrate, direction of travel, and hoof shape. **Equine Veterinary Journal**, v. 26, p. 86–95, 1998.

THOMASON, J.; BIEWENER, A.; BERTRAM, J. Surface strain on the equine hoof wall in vivo: implications for the material design and functional morphology of the wall. **Journal of Experimental Biology**, The Company of Biologists Ltd, v. 166, n. 1, p. 145–168, 1992.

THOMASON, J. *et al.* Effects of hoof shape, body mass and velocity on surface strain in the wall of the unshod forehoof of standardbreds trotting on a treadmill. **Equine and Comparative Exercise Physiology**, v. 1, n. 2, p. 87–97, 2004.

THOMASON, J. J.; PETERSON, M. L. Biomechanical and mechanical investigations of the hoof-track interface in racing horses. **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, Elsevier, v. 24, n. 1, p. 53–77, 2008.

TJIN, S. C. *et al.* Recording compliance of dental splint use in obstructive sleep apnoea patients by force and temperature modelling. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 39, n. 2, p. 182–184, 2001.

TORRES, C. da R. **As andaduras do cavalo**. Curitiba - PR, 1998. Disponível em: <<http://www.centauro.net.br/artigos/AS>

UMESH, S. *et al.* Fiber Bragg grating based bite force measurement. **Journal of Biomechanics**, June 2016.

WANG, L. *et al.* Impact of laminitis on the canonical wnt signaling pathway in basal epithelial cells of the equine digital laminae. **PloS one**, Public Library of Science, v. 8, n. 2, p. e56025, 2013.

WANG, Y. *et al.* Hardware embedded fiber sensor interrogation system using intensive digital signal processing. **Journal of Microwaves, Optoelectronics and Electromagnetic Applications**, v. 13, n. 2, p. 139–155, 2014.

WEHRLE, G. *et al.* A fibre optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements. **Measurement Science and Technology**, v. 12, n. 7, p. 805–809, 2001.

ZHANG, K. *et al.* The effect of shape factors on simulated horse hoof displacement and strain. p. 1–19, 2010.

APÊNDICE A – PUBLICAÇÕES

MARTELLI, Cicero; CARDOZO DA SILVA, Jean Carlos; PIPA, Daniel; DA SILVA, Marco José; ZAMARREÑO, Carlos R.; CANNING, John; SCHAPHAUSER, Pedro E.; DUTRA, Guilherme; DACIUK, Rafael; GALVÃO, José R.; MEZZADRI, Felipe; RENZO, Andre B.; DREYER, Uilian; WEBER, Guilherme; JANECKO, Cesar; DA ROCHA, Otoniel G. Photonic sensors: from horse racing to horse power. In: 25th International Conference on Optical Fiber Sensors, 2017, Jeju (Invited).

SCHAPHAUSER, Pedro Esber; DUTRA, Guilherme; CANNING, John; SILVA, Jean Carlos Cardozo da; MARTELLI, Cicero. Sensores em fibra ótica no monitoramento da andadura equina. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2016.

MARTELLI, C. ; SILVA, J. C. C. ; DA SILVA, MARCO JOSÉ ; PIPA, DANIEL ; MEZZADRI, FELIPE ; SOUSA, K. M. ; BAZZO, João. P. ; DUTRA, GUILHERME ; DREYER, UILIAN ; GALVÃO, JOSÉ R. ; PATYK, R. ; MOREIRA, F. ; SCHAPHAUSER, P. E. ; L., S. M. ; MORALES, R. E. M. . Optical fiber sensors: the last step towards mainstream. In: Advanced Photonics - Optical Sensors, 2015, Boston. Proceedings of Advanced Photonics 2015. Washington, DC: OSA Technical Digest (online), 2015 (Invited).

APÊNDICE B – MAPEAMENTO DO CASCO

Para que as informações dos sensores óticos fossem apresentadas no cavalo, utilizou-se segmentação de cores utilizando e lógica *fuzzy*. Para que isso fosse possível, cada membro do cavalo possuía uma cor diferente da outra, permitindo saber qual membro foi identificado a partir da cor definida para aquele membro. Desta forma, as faixas são substituídas por cores que indicassem o esforço que o equino exercia em seus membros. Esses esforços foram medidos através de sensores a fibra ótica encapsulados em ferraduras de fibra de carbono. Um exemplo de imagem adquirida pode ser visualizado na Figura B.1(a).

Após adquiridas as imagens do cavalo em diferentes velocidades, o vídeo foi submetido a técnicas de PDI com o objetivo de identificar cada faixa. Antes de iniciar o procedimento, definiu-se uma região de interesse que contivesse somente a área de interesse, nesse caso, a porção distal dos membros do cavalo. Após, cada cor foi analisada para que cada membro fosse identificado. Deste modo, o algoritmo desenvolvido foi executado e a resposta obtida pode ser visualizada na Figura B.1(b).

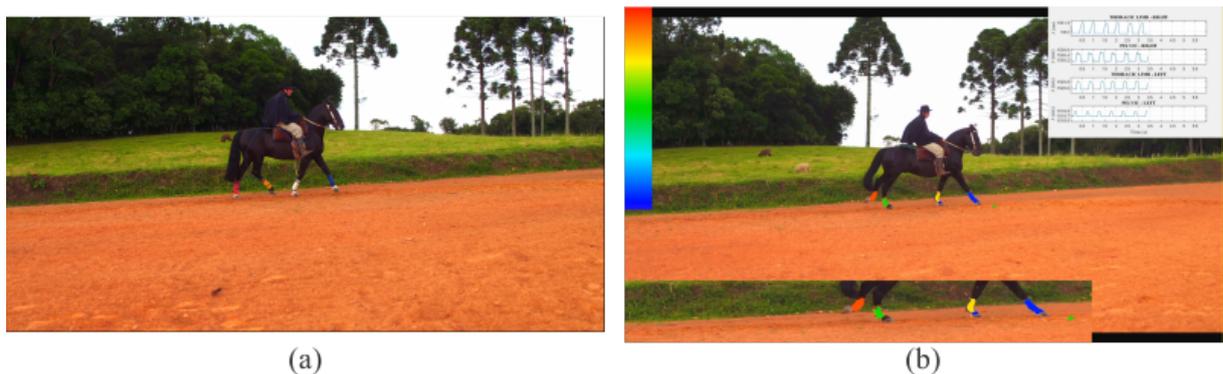


Figura B.1: Mapeamento das forças nos membros equinos utilizando FBGs associadas ao processamento digital de imagens. (a) imagem original, (b) imagem processada.

Fonte: Cedida por André Biffe Di Renzo.

Detectadas as cores, as mesmas foram substituídas por informações dos sensores conectados ao equino. Assim, definiu-se uma faixa de cores para serem apresentadas, a cor azul

representa o menor esforço exercido e a cor vermelha, o maior esforço. Além disso, um zoom foi executado na área de interesse, proporcionando melhor visualização dos dados. Finalmente, um gráfico com as informações dos sensores foi inserido no vídeo. O resultado final pode ser visualizado na Figura B.1(b).

APÊNDICE C – SENSORIAMENTO ACÚSTICO DISTRIBUÍDO - DAS

A técnica de medição ótica para monitoramento acústico/sísmico distribuído DAS (*Distributed acoustic sensing*) utiliza a própria fibra ótica como elemento sensor e baseia-se no método chamado tempo de voo de ida e volta (RTToF – *Round Trip Time-of-Flight*) (PALMIERI; SCHENATO, 2013). O seu funcionamento é relativamente simples, consiste no envio de um pulso único de laser através da fibra e na medição do retroespalhamento deste pulso. O retroespalhamento é causado pelas não homogeneidades causadas por variações na densidade da fibra ótica.

A tecnologia do sensoriamento distribuído possui inúmeras vantagens, como: o número de pontos monitorados, podendo chegar a resoluções espaciais menores que 1 m; além das vantagens da utilização da fibra ótica já citadas anteriormente, o que torna sua instalação relativamente fácil, e ainda permite o monitoramento remoto em tempo real e em grandes extensões (MOLENAAR *et al.*, 2012).

Na andadura trote as passadas do cavalo ocorrem de forma alternada e em pares (diagonais): membros pélvico direito e torácico esquerdo alternando para pélvico esquerdo e torácico direito. Na Figura C.1 é possível observar 19 eventos com variação na intensidade de retroespalhamento correspondentes a cada par de cascos impactando o solo. Através da figura é possível estimar a velocidade do movimento do cavalo de $(2,7 \pm 0,3)$ m/s.

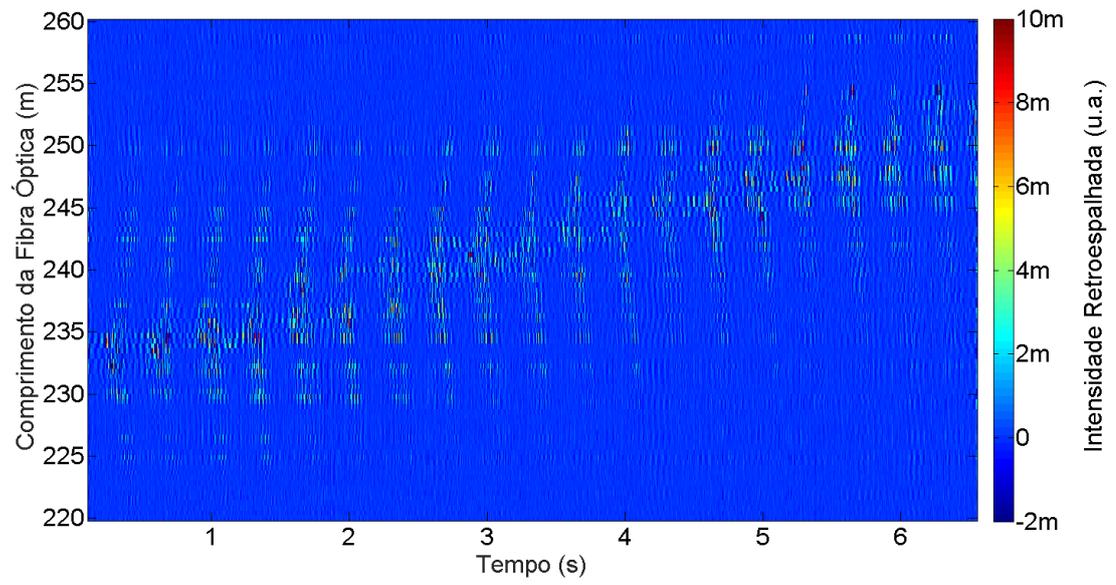


Figura C.1: Detecção da presença do cavalo trotando sobre o cabo óptico enterrado.

Fonte: Cedida por Guilherme Dutra.

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS



PROJETO DE PESQUISA / AULA PRÁTICA

Título:	Sensores em Fibra Ótica no Monitoramento da Andadura Equina
Área Temática:	Clínica Veterinária/Engenharias
Pesquisador / Professor:	Prof. Cícero Martelli
Instituição:	UTFPR/Câmpus Curitiba
Financiamento:	Não há.
Versão:	02

PARECER CONSUBSTANCIADO DA CEUA		Protocolo nº 2016-027
<p>Apresentação do Projeto: A pesquisa proposta trata da realização de ensaios para monitoramento de andamentos em equinos pela determinação de forças biomecânicas e reconhecimento de padrões. Serão utilizados sensores de fibra ótica, baseados em redes de Bragg (FBG), considerados biocompatíveis, quimicamente estáveis, com imunidade eletromagnética, de pequenas dimensões e passíveis de multiplexação com vários sensores em uma única fibra. Os elementos sensores serão fixados na parede de cada casco do animal com cola a base de Cianoacrilato em um processo semelhante ao ferrageamento. Cada sensor possuirá uma fibra ótica presa ao longo do membro com fita adesiva, que por sua vez, serão ligados em conectores na sela do animal, de onde sairá um único cabo para a central de aquisição de dados. Após adaptação do cavalo aos cabos, serão realizados movimentos de passo e trote em local plano (grama e/ou piso nivelado) em comando por guia. O sensor será ligado à unidade de medição por um cordão ótico de dimensão e peso reduzido para evitar desconforto durante a realização dos movimentos. Serão utilizados 10 cavalos atletas das raças quarto de milha e crioulo, machos e fêmeas com idades entre 4 e 10 anos.</p>		
<p>Objetivo:</p> <ul style="list-style-type: none">- Aplicar as redes de Bragg para mensurar as forças envolvidas no processo da marcha equina.- Determinação de forças e adaptação dos sensores <i>in vivo</i>;- Caracterização da marcha de equinos de diferentes raças;- Estudo de técnicas para a análise e processamento de sinais, visando a automação da identificação dos diferentes padrões envolvidos no processo da marcha equina;- Desenvolvimento de procedimentos e instrumentação em animais atletas com problemas locomotores		
<p>Avaliação dos Riscos e Benefícios:</p> <p>Riscos: Considerando que serão utilizados animais que já estão acostumados com a manipulação e o contato humano, os riscos são mínimos.</p> <p>Benefícios: A aquisição de dados relacionados ao andamento equino pode auxiliar na avaliação de patologias relacionadas ao sistema locomotor de equinos.</p>		
<p>Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:</p> <p>Trata-se do estudo de uma técnica de automatização do processo de classificação e avaliação de padrões de</p>		



andamentos de equinos, pela utilização de sensores de fibra ótica baseados em redes de Bragg. Os sensores são de pequenas dimensões e leves, o que permite a sua utilização sem causar incômodo ao animal.

Como as avaliações de andamentos de equinos são subjetivas, a proposta deste trabalho é relevante, por permitir uma avaliação mais rápida, precisa e simultânea dos membros dos animais durante sua movimentação.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória: Foram apresentados os seguintes termos e documentos: 1) Requerimento preenchido completamente e assinado pelo pesquisador responsável pelo projeto/aula prática; 2) formulário unificado de encaminhamento do CEUA/UTFPR/DV; 3) projeto de pesquisa completo no modelo da PROPPG-CEUA; 4) declaração de não início do projeto (com assinatura e data). 5) registro de projeto junto a Diretoria responsável (anuência da DIRPPG ou Direc).

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há.

Situação do Parecer:

APROVADO

Considerações Finais a Critério da CEUA:

Todos os procedimentos devem seguir a lei nº 11.794 de 8 de outubro de 2008.

CERTIFICADO

Certificamos que o projeto intitulado "**Sensores em Fibra Ótica no Monitoramento da Andadura Equina**", protocolo nº 2016/027, sob a responsabilidade de **Cícero Martelli** - que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA-UTFPR) da UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ, em reunião de 08/11/2016.

Vigência do projeto:	<u>07/2016</u> a <u>03/2017</u>
Finalidade	() Ensino (X) Pesquisa Científica
Espécie/linhagem:	Equina/Quarto de Milha e Crioulo
Número de animais:	10
Peso/Idade:	Aprox. 450kg / entre 4 e 10 anos
Sexo:	Machos e Fêmeas
Origem:	Fazenda São João e Fazenda Capivari

Dois Vizinhos, 8 de novembro de 2016.

Assinado por:

Nédia de Castilhos Ghisi

Nédia de Castilhos Ghisi
Presidente do CEUA - UTFPR
Comissão de Ética no
Uso de Animais

Presidente da Comissão de Ética no Uso de Animais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná