

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA



UNIVERSIDADE
DE LISBOA



ESTUDO PRELIMINAR DA UTILIZAÇÃO DA PLACA DE ANÁLISE DE POSIÇÃO COMO
MEIO COMPLEMENTAR DO ESTUDO DA DISPLASIA DE ANCA EM *CANNIS FAMILIARIS*

INÊS PEREIRA SIMÕES FREIRE DE CARVALHO

ORIENTADOR:
Doutor Luis Miguel Alves Carreira

2021

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA



UNIVERSIDADE
DE LISBOA



ESTUDO PRELIMINAR DA UTILIZAÇÃO DA PLACA DE ANÁLISE DE POSIÇÃO COMO
MEIO COMPLEMENTAR DO ESTUDO DA DISPLASIA DE ANCA EM *CANNIS FAMILIARIS*

INÊS PEREIRA SIMÕES FREIRE DE CARVALHO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA VETERINÁRIA

JÚRI

PRESIDENTE:

Doutora Maria de São José Sousa
Deyrieux Centeno

ORIENTADOR:

Doutor Luis Miguel Alves Carreira

VOGAIS:

Doutor Luis Miguel Alves Carreira

Doutor António Manuel Correia
Martinho Lopes

DECLARAÇÃO RELATIVA ÀS CONDIÇÕES DE REPRODUÇÃO DA TESE OU DISSERTAÇÃO

Nome: Inês Pereira Simões Freire de Carvalho

Título da Tese ou Dissertação: Estudo Preliminar da utilização da placa de análise de posição como meio complementar do estudo da displasia de anca em *Cannis familiaris*

Ano de conclusão (indicar o da data da realização das provas públicas): 2021

Designação do curso de Mestrado ou de Doutoramento: Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

Área científica em que melhor se enquadra (assinale uma):

- Clínica Produção Animal e Segurança Alimentar
 Morfologia e Função Sanidade Animal

Declaro sobre compromisso de honra que a tese ou dissertação agora entregue corresponde à que foi aprovada pelo júri constituído pela Faculdade de Medicina Veterinária da ULISBOA.

Declaro que concedo à Faculdade de Medicina Veterinária e aos seus agentes uma licença não-exclusiva para arquivar e tornar acessível, nomeadamente através do seu repositório institucional, nas condições abaixo indicadas, a minha tese ou dissertação, no todo ou em parte, em suporte digital.

Declaro que autorizo a Faculdade de Medicina Veterinária a arquivar mais de uma cópia da tese ou dissertação e a, sem alterar o seu conteúdo, converter o documento entregue, para qualquer formato de ficheiro, meio ou suporte, para efeitos de preservação e acesso.

Retenho todos os direitos de autor relativos à tese ou dissertação, e o direito de a usar em trabalhos futuros (como artigos ou livros).

Concordo que a minha tese ou dissertação seja colocada no repositório da Faculdade de Medicina Veterinária com o seguinte estatuto (assinale um):

- Disponibilização imediata do conjunto do trabalho para acesso mundial;
- Disponibilização do conjunto do trabalho para acesso exclusivo na Faculdade de Medicina Veterinária durante o período de 6 meses, 12 meses, sendo que após o tempo assinalado autorizo o acesso mundial*;

* Indique o motivo do embargo (OBRIGATÓRIO)

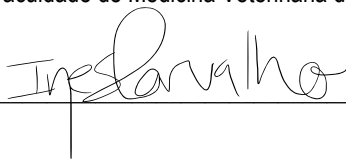
Nos exemplares das dissertações de mestrado ou teses de doutoramento entregues para a prestação de provas na Universidade e dos quais é obrigatoriamente enviado um exemplar para depósito na Biblioteca da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa deve constar uma das seguintes declarações (incluir apenas uma das três):

- É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE/TRABALHO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.
- É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA TESE/TRABALHO (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.) APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.
- DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.) NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA TESE/TRABALHO.

Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa, 5 de março de 2021

(indicar aqui a data da realização das provas públicas)

Assinatura: _____



AGRADECIMENTOS

Ao Professor Miguel Carreira que logo no 3º ano ouviu a história que me motivou a escolher este curso, o que me motivava para continuar tão árduo caminho, as minhas aspirações e as minhas preocupações e que, assim, aceitou ser meu orientador. Agradeço pelas palavras de apoio, de alento e de esperança que sempre me deu.

A esta *mui* nobre faculdade que me recebeu a mim, como antes recebeu os meus pais: de braços abertos. Que me educou e que me viu crescer, ao longo de tantos anos, formando-me como pessoa e profissional, à qual espero nunca desiludir.

Ao meu pai que me deu o céu, que me deixou sempre sonhar, que me deu apoio incondicional em todas as minhas decisões e que me incentivava a não desistir dos meus maiores sonhos. À minha mãe que me deu a terra, que me mete os pés assentes nela e não me deixa só, perdida nos sonhos e que me ensinou a enfrentar a realidade como ela é, porque o “não” está sempre garantido. A eles, que foram excecionais, que estiveram sempre lá para dar aquele abraço quando nada parecia correr bem, que me educaram a ser a mulher de força que hoje sou, que me trouxeram para o mesmo mundo que o deles, a veterinária. A eles, dedico todo o meu trabalho passado, presente e futuro.

À minha avó que nunca me deixou desamparada, que me educou a ser uma mulher cuidada e a fazer tudo com brio. A ela que tomou conta de mim, a ela que nunca abandonará o meu coração dedico esta dissertação porque sei que, ver a neta formada, é um dos seus maiores sonhos.

Ao Rodrigo, a quem eu disse um dia: “se a nossa relação aguentar uma época de exames aguenta tudo”. Sabia lá eu o que aí vinha. Agradeço todas as horas que me ouviu desabafar sobre todas as minhas frustrações e partilhou comigo todos os maiores momentos de celebração.

Aos companheiros das horas difíceis e de momentos inesquecíveis, Marques, Rita, Inês, Mafalda e André. Juntos aprendemos o suficiente, rimos muito e chorámos um pouco de mais. Sem eles, este curso não estaria acabado. Aos que também fizeram parte do percurso académico, mas que vão ficar para a vida, Rafiki, Catarina e Bastos.

Aos meus do coração Fonseca, “Barcelos”, Melo, Daniel, Viegas, Fontinha, Demi, Emídio e Macedo, amigos de sempre e para sempre, que estiveram lá, numa das piores fazes da minha vida e nunca me largaram e garantiram que voltava a sorrir.

À Drago, melhor amiga de uma vida inteira, que eu não tenho como agradecer por tudo o que já fez por mim. Apenas digo: se eu consegui, tu também consegues.

Ao Cr²al que me permitiu fazer voluntariado tantos meses, que me mostrou o mundo da reabilitação e me ensinou tanto sobre ele, principalmente à Dra. Ângela Martins, Dra. Débora Gouveia e Dr. Tiago Coelho.

Ao Centro Veterinária de Pêra pela formação, pela ajuda e pelo apoio fora de horas, principalmente à Dra. Natália Aleixo e à Dra. Sara Mendes.

“Twenty years from now you will be more disappointed by the things that you didn't do than by the ones you did. So throw off the bowlines. Sail away from the safe harbor. Catch the trade winds in your sails. Explore. Dream. Discover.” - Mark Twain

RESUMO

Estudo preliminar da utilização da placa de análise de posição como meio complementar do estudo da displasia de anca em *Canis familiaris*

A displasia de anca é uma doença ortopédica com grande prevalência em canídeos associada à claudicação devido ao esforço do animal em aliviar o membro afetado. A remoção da carga de um membro, causa adaptações biomecânicas em todos os membros restantes, e resulta num padrão de marcha irregular e uma redistribuição compensatória da carga do membro afetado.

O presente estudo teve como objetivo comparar, em animais com displasia de anca unilateral, a força suportada pelo membro afetado e pelo membro normal e avaliar a diferença entre forças físicas de suporte, nos diferentes graus de displasia de anca.

Foi realizada a recolha de informação de 11 canídeos afetados com displasia de anca unilateral, incluindo a classificação do grau de displasia; o ângulo de Norberg-Olsson; e utilizando uma Placa de Análise de Posição, as forças de distribuição de peso pelos membros pélvicos.

Calculou-se o rácio entre a força exercida pelo membro afetado e a força exercida pelo membro normal de modo a se obter uma proporção entre os dois valores. Utilizando o teste de Spearman, verificou-se uma correlação estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre o ângulo de Norberg-Olsson e o rácio entre a força exercida pelo membro pélvico afetado e a força exercida pelo membro pélvico normal. Foi também estabelecida uma correlação estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre a força exercida pelo membro pélvico afetado e o rácio entre a força exercida pelo membro pélvico afetado e a força exercida pelo membro pélvico normal. A partir das forças distribuídas pelos membros pélvicos estudados, foi possível calcular a percentagem da massa do animal distribuída pelos membros pélvicos.

Estes animais não apresentaram valores biomecânicos da distribuição do peso normais, dado que o normal seria 20% em cada membro pélvico. Os animais têm a tendência a retirar o peso dos membros afetados para os membros mais saudáveis devido à dor, e conseguem isso ao modificarem a sua postura e, assim, o seu centro de gravidade. Perante os resultados obtidos, foi possível verificar que existe diferença entre as forças suportadas pelos membros afetados e os membros saudáveis que são sobrecarregados de forma a compensar os membros menos saudáveis. Além disso, que existe diferença entre os vários diferentes graus de displasia de anca sendo que à medida que o grau de displasia aumenta, a compensação por parte dos membros sãos torna-se mais evidente.

Palavras-chave: Displasia de anca; Placa de análise de posição; Ângulo de Norberg-Olsson; Biomecânica; Força

ABSTRACT

Preliminary study on the use of the position analysis plate as a complementary means of the study of hip dysplasia in *Cannis familiaris*

Hip dysplasia is an orthopedic disease with high prevalence in dogs associated with lameness due to the animal's effort to relieve the affected limb. Removing the load from one limb causes biomechanical adaptations in all the remaining limbs and results in an abnormal gait pattern and a compensatory redistribution of the load away from the affected limb.

The present study aimed to compare in animals with unilateral hip dysplasia, the force supported by the affected limb and the normal limb and to evaluate the difference between physical support forces in the different degrees of hip dysplasia.

Data of 11 dogs affected with unilateral hip dysplasia was gathered, including the degree of dysplasia; the Norberg-Olsson angle; and using a Stance Analyzer, the forces of weight distribution across the pelvic limbs.

The ratio between the force applied in the affected limb and the force applied in the normal limb was calculated in order to obtain a correlation between the two values. Using the Spearman correlation, there was a statistically significant correlation ($p < 0.05$) between the Norberg-Olsson angle and the ratio between the force exerted by the affected pelvic limb and between the force exerted by the normal pelvic limb. A statistically significant correlation ($p < 0.05$) was also established between the force exercised by the affected pelvic limb and the ratio between the force exercised by the affected pelvic limb and between force exercised by the normal pelvic limb. From the forces distributed through the studied pelvic limbs, it was possible to calculate the percentage of the animal's mass distributed by the pelvic limbs.

These animals did not show normal biomechanical values for weight distribution since the normal would be 20% in each pelvic limb. Animals tend to take the weight of the affected limbs off to the healthiest limbs due to pain, and they do this by modifying their posture and thus their center of gravity. Given these results, it was possible to verify that there is a difference between the strengths supported by the affected limbs and the healthy limbs that are overloaded in order to compensate for the less healthy limbs. In addition, there is a difference between the different degrees of hip dysplasia in which, as the degree of dysplasia increases, the compensation by the healthy limbs becomes more evident.

Key-words: Hip dysplasia; Stance Analyzer; Norberg-Olsson angle; Biomechanics; Force

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	iii
RESUMO	iv
ABSTRACT.....	vi
LISTA DE FIGURAS.....	ix
LISTA DE GRÁFICOS	ix
LISTA DE TABELAS.....	x
LISTA DE ABREVIATURAS	xi
LISTA DE SÍMBOLOS	xi
PARTE I – RELATÓRIO DE ESTÁGIO	1
PARTE II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
1. MOVIMENTOS ARTICULARES	3
1.1. AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO ARTICULAR.....	5
2. ARTICULAÇÃO DA ANCA	6
3. BIOMECÂNICA.....	8
3.1. TEORIA MECÂNICA APLICADA.....	11
3.2. SISTEMAS DE MOMENTO E ALAVANCAS	12
3.3. CINÉTICA LINEAR	14
3.4. CINEMÁTICA ANGULAR.....	15
4. EXAME CLÍNICO DO SISTEMA LOCOMOTOR	15
4.1. AVALIAÇÃO VISUAL DA MARCHA	16
4.1.1. CLASSIFICAÇÃO DA CLAUDICAÇÃO.....	17
4.2. ANÁLISE CINÉTICA DA MARCHA COM PLACA DE FORÇAS	18

4.3.	ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA EM MOVIMENTO.....	20
4.4.	DISTRIBUIÇÃO DO PESO EM ESTAÇÃO.....	22
4.5.	PEDÓMETROS.....	23
5.	DISPLASIA DA ANCA	23
5.1.	ANÁLISE CINÉTICA E CINEMÁTICA DA MARCHA EM ANIMAIS COM DISPLASIA DA ANCA	25
PARTE III – ESTUDO.....		26
1.	INTRODUÇÃO.....	26
2.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
3.	RESULTADOS.....	30
4.	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	37
4.1.	LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	39
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		40

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Ilustração das várias classes de alavancas	13
Figura 2	Diagrama da medição das forças durante a análise cinética numa placa de forças	14
Figura 3	Resumo esquematizado dos diversos métodos para analisar a marcha canina	15
Figura 4	Preparação do canídeo para análise cinemática da marcha e representação no software (legendado posteriormente)	21
Figura 5	Exemplo de um canídeo numa Placa de Análise de Posição	28
Figura 6	Exemplo de dados computadorizados da leitura das forças obtidos através da Placa de Análise de Posição	29

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Dispersão linear simples entre o rácio da força exercida MPA/ força exercida MPN e o Ângulo NO	33
Gráfico 2	Dispersão linear simples entre a força exercida sob o Membro Afetado (N) e o rácio da força exercida MPA/ força exercida MPN	34
Gráfico 3	Dispersão linear simples entre a Distribuição de massa no MPA(%) e o Ângulo NO	36
Gráfico 4	Dispersão linear simples entre a Distribuição de massa no MPN(%) e o Ângulo NO	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Movimento articular e amplitude de movimento articular (AM) em graus	4
Tabela 2	Resumo dos músculos pélvicos	7
Tabela 3	Resumo de algumas das técnicas de avaliação biomecânica	9
Tabela 4	Resumo dos conceitos mais comuns em biomecânica	11
Tabela 5	Resumo de alguns dos tipos de marcha em canídeos	16
Tabela 6	Descrição das medições calculadas numa avaliação espaciotemporal da marcha	16
Tabela 7	Exemplo de uma escala de classificação visual da marcha numérica	18
Tabela 8	Forças medidas pelas placas de força	19
Tabela 9	Tabela de classificação de DA segundo a FCI	24
Tabela 10	Análise descritiva relativamente aos dados recolhidos	30
Tabela 11	Cálculo do rácio entre a força exercida pelo membro pélvico afetado e a força exercida pelo membro pélvico normal	31
Tabela 12	Teste de Correlação de Spearman (r_s) entre as várias variáveis	32
Tabela 13	Conversão de newtons para quilogramas e cálculo da percentagem da distribuição da massa pelos membros pélvicos	34

LISTA DE ABREVIATURAS

ACF	- Articulação coxofemoral
AM	- Amplitude de movimento articular
ASC	- Articulação sacroilíaca
DA	- Displasia de anca
DDA	- Doença degenerativa articular
EVA	- Escala visual analógica
FCI	- Fédération Cynologique Internationale (Federação Internacional Cinotécnica)
GPS	- Global Positioning System (Sistema de Posicionamento Global)
GRF	- Ground reaction force (força de reação ao solo)
IQR	- Interquartil range (intervalo interquartil)
M	- Músculo
MP	- Membro pélvico
MPA	- Membro pélvico afetado
MPN	- Membro pélvico normal
MT	- Membro torácico
NO	- Norberg-Olsson
PT	- Processo transverso
VL	- Vértebra lombar
VS	- Vértebra sacral
VT	- Vértebra torácica

LISTA DE SÍMBOLOS

ρ	- Coeficiente de correlação de Spearman
$^{\circ}$	- Grau
®	- Marca registrada
m/s	- metros por segundo
>	- Maior
\geq	- Maior ou igual
<	- Menor
N	- newton
p	- Nível de significância
%	- Percentagem
Kg	- quilograma

PARTE I – RELATÓRIO DE ESTÁGIO

O projeto inicialmente pensado para desenvolver no período de estágio final de curso a decorrer entre 1 de outubro de 2019 e 1 de março de 2020 teria como tema central um “Estudo Preliminar de Ortótese para Apoio à Biomecânica em *Cannis familiaris*”, e seria Orientado pelo Professor Doutor Miguel Carreira e Co-orientado pelo Ortoprotésico Pedro Filipe Galvão Matias. O início do trabalho contemplou a pesquisa e aprendizagem sobre conceitos de Prótese, Ortótese, Biomecânica do movimento, materiais utilizados nas próteses e ortóteses, e técnicas de produção destes dispositivos médicos. Existiu a possibilidade de realizar por múltiplas vezes visitas formativas à oficina da Empresa “Artioto” para familiarização prática e de campo com o processo de fabrico de próteses e ortóteses. Contudo, em março de 2020 e com o início da situação pandémica foi impossível de continuar o projeto até então desenvolvido.

Optou-se então por iniciar um outro projeto de estudo que constituiu assim o tema da presente Dissertação de Mestrado Integrado em Medicina Veterinária, que permitiu manter o contexto do inicialmente proposto, considerando os conceitos da anatomia, biomecânica do movimento, análise visual do movimento, cinética e cinemática da marcha e displasia de anca. O presente estudo foi desenvolvido no Centro de Medicina Veterinária Anjos de Assis – CMVAA, sob a Orientação do Professor Doutor Miguel Carreira.

Durante o período de estágio tive ainda a oportunidade de dinamizar a minha formação e assim, entre novembro de 2019 e junho de 2020 prestei voluntariado no Centro de Reabilitação e Regeneração Animal de Lisboa, onde me foi possível acompanhar doentes com várias afeções do foro neurológico e ortopédico, sujeitos a protocolos de reabilitação que incluíam as modalidades de ultrassom, laser, electroestimulação, ondas choque, diatermia, massagem, câmara hiperbárica e células estaminais.

Em fevereiro de 2020 iniciei o Curso de Profissional Certificado em Reabilitação Canina (Certified Canine Rehabilitation Practitioner – CCRP) lecionado pela Universidade do Tennessee em associação com a Academia Veterinária de Ensino Superior (Veterinary Academy of Higher Learning - VAHL).

No período de outubro de 2020 a dezembro de 2020 prestei voluntariado no Centro Veterinário de Pêra, onde me foi permitido fazer rotação entre a área de medicina interna, cirurgia e internamento de animais de companhia.

Do presente trabalho resultou a possibilidade de escrever um artigo científico submetido para publicação a um Jornal Internacional Indexado, aguardando até ao momento a resposta.

PARTE II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1. MOVIMENTOS ARTICULARES

O movimento primário de uma articulação é o movimento dos ossos como um todo e recebe a denominação de movimento fisiológico ou osteocinemático (Weigel et al. 2005).

Durante a flexão os ossos proximais e distais aproximam-se e, o ângulo articular deles resultante, torna-se mais agudo. Quando ocorre o movimento na direção oposta, no mesmo plano sagital, denomina-se extensão, ou seja, os ossos proximais e distais que se encontram próximos, afastam-se, e o ângulo articular aumenta. Se ocorrer uma extensão além do limite normal, reconhecemos então uma condição de hiperextensão (Levine and Millis 2014a).

Num plano transversal, quando a porção distal do membro se afasta da linha média do corpo, observamos uma abdução. Quando o membro está afastado e se aproxima, reconhecemos um movimento de adução. A circundação dos membros pélvicos ocorre nos quadris, não sendo obrigatório a rotação da articulação em si. Os movimentos de rotação dos membros ocorrem no plano dorsal, em que a rotação interna ocorre em relação à porção cranial do membro que roda em direção à linha média do corpo, enquanto a rotação externa, roda para longe (Levine and Millis 2014a).

Nos membros, os movimentos de supinação e de pronação implicam a rotação externa e interna do membro, de modo que a superfície da almofada plantar fique voltada medialmente e lateralmente, respetivamente. Em relação à pélvis podem ser descritos vários movimentos como a inclinação dorsal e ventral num plano sagital, em que a pélvis e a porção cranial do fémur se afastam ou se aproximam. Quando a pélvis se aproxima a uma das regiões laterais do tronco, observa-se o que se chama de inclinação lateral (Levine and Millis 2014a).

O segundo tipo de movimento ocorre na superfície da articulação sendo assim muito mais subtil. Este movimento recebe a denominação de movimento acessório ou artrocinemático, são exemplos disso, o 1) movimento de deslize, 2) rolamento, 3) rotação, 4) distração e 5) compressão (Weigel et al. 2005).

1) O movimento de deslize - é um movimento de cisalhamento entre superfícies articulares opostas, estando presente nas articulações de normal funcionamento dentro de um certo limite. Para recuperar o movimento normal de uma articulação numa situação patológica relacionado com excesso de movimento de deslize, faz-se uma imobilização. O movimento de deslize pode ser afetado pela geometria da superfície da articulação, pela resistência dos tecidos moles e pelas forças externas (Weigel et al. 2005);

2) O movimento de rolamento implica um osso a rolar sobre o outro. O movimento de deslizamento, em combinação com o de rolamento, é necessário para o movimento normal das articulações (Weigel et al. 2005);

3) O movimento de rotação implica um contato contínuo de uma única área da cartilagem articular na cartilagem articular adjacente dentro de uma articulação (Weigel et al. 2005);

4) movimentos de distração, que são movimentos de tração, ou seja, de separação entre os ossos;

5) movimentos de compressão, que são movimentos de aproximação entre os ossos, são também fundamentais para a mobilidade do corpo (Weigel et al. 2005).

Tabela 1 - Movimento articular e amplitude de movimento articular (AM) em graus (Levine and Millis 2014b)

ARTICULAÇÃO	MOVIMENTO ARTICULAR	AMPLITUDE DE MOVIMENTO NORMAL PARA CÃES (GRAUS, °)
Coxofemoral	Flexão	55
	Extensão	160-165
	Abdução com anca fletida	120 (articulação do joelho a 90)
	Adução com anca fletida	65 (articulação do joelho a 90)
	Pronação	55
	Supinação	50
Femorotibial	Flexão	45
	Extensão	160-170
Crurotársica	Flexão	40
	Extensão	170

Num estudo com cães da raça Labrador Retriever, a flexão e a extensão passiva é de 32° a 196° (AM de 164°) no carpo, 36° a 165° (AM de 129°) no cotovelo, 57° a 165° (AM de 108°) no ombro, 39 ° a 164° (AM de 125°) no tarso, 42° a 162° (AM de 120°) no joelho e de 50° a 162° (AM de 112°) na articulação da anca (Marcellin-Little and Levine 2015).

Durante a marcha os valores normais de flexão e extensão são de 128° a 238° (AM de 110°) no carpo, 91° a 146° (AM de 54°) no cotovelo, 88° a 125° (AM de 36°) no ombro, 111° a 145° (AM de 34°) no tarso, 111° a 146° (AM de 35°) no joelho e de 111° a 147° (AM de 36°) na articulação da anca (Marcellin-Little and Levine 2015).

A partir de uma posição de sentado para uma posição em estação o movimento varia entre 133° a 202° (AM de 70°) no carpo, 109° a 147° (AM de 37°) no cotovelo, 91° a 119° (AM

de 27°) no ombro, 95° a 131° (AM de 35°) no tarso, 46° a 108° (AM de 62°) no joelho e 49° a 115° (AM de 66°) na articulação da anca (Marcellin-Little and Levine 2015).

1.1. AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO ARTICULAR

A locomoção exige um esforço sinérgico dos ossos, articulações e do sistema neuromuscular, para se movimentar, parar e estabilizar. O sistema musculoesquelético está constantemente a distribuir o peso corporal, a absorver as forças, a manter a postura e o equilíbrio, e a transferir o centro de gravidade ao longo da base de suporte. Qualquer disfunção numa articulação ou num segmento do sistema esquelético, ou qualquer interrupção da função do sistema neuromuscular, pode resultar na incapacidade do indivíduo em realizar funções estáticas e dinâmicas (Levine and Millis 2014c). O movimento desses tecidos pode ser afetado negativamente por condições médicas agudas ou crônicas, ou por cirurgias. O movimento articular pode ser perdido temporária ou permanentemente, sendo necessário, para a avaliação da perda de movimento articular, a utilização de um goniômetro (Marcellin-Little and Levine 2015) .

Foi demonstrado que o excesso de peso é um dos fatores que altera a marcha do indivíduo. Existem algumas raças de cães, que devido a questões anatómicas, também podem ter movimentos articulares idiossincráticos, como é o caso dos Galgos que tem um menor grau de flexão do tarso em comparação com a raça Labrador Retriever (Marcellin-Little and Levine 2015).

O movimento das articulações é influenciado pela massa muscular, principalmente quando os músculos de diferentes segmentos dos membros podem interferir na flexão articular. Por exemplo, cães com membros pélvicos musculados parecem ter menos flexão de joelho do que cães com membros pélvicos esbeltos. O movimento articular também é influenciado pela conformação dos membros como é o caso dos cães condrodistróficos (Marcellin-Little and Levine 2015).

Um cão com perda de amplitude de movimento articular necessário aquando de momentos passivos, provavelmente não mostrará sinais de claudicação, desde que não se sobreponha ao movimento necessário durante o trote. A perda de movimento articular é mais comum do que a situação oposta, mas em ambos os casos o uso dos membros fica comprometido (Marcellin-Little and Levine 2015). A causa mais comum de perda de movimento articular é a presença de doença articular, principalmente a osteoartrite em que algumas articulações perdem o movimento de flexão e de extensão. Outra causa é a ocorrência de lesão muscular crônica, como por exemplo, a contratatura do quadríceps, que se pode desenvolver em alguns dias ou semanas após a resolução da fratura do fémur, especialmente em cães esqueleticamente imaturos. Aquando da contratatura do quadríceps,

este músculo torna-se fibrótico e perde toda a contratilidade, resultando numa articulação do quadril dolorosa da qual poderá resultar a sua luxação. Os músculos que cruzam duas articulações, são mais propensos à incidência de contraturas, do que os músculos que cruzam uma única articulação (Marcellin-Little and Levine 2015).

A perda de movimento articular também pode ser a consequência de um crescimento anormal. Por exemplo, cães com luxações patelares graves podem ter um deslocamento medial ou lateral da patela e do quadríceps femoral, de onde resulta o facto deste músculo poder deixar de exercer a sua função de extensão da articulação do joelho, conduzindo a uma perda até cerca de 50° a 60° de extensão no decorrer de alguns meses (Marcellin-Little and Levine 2015).

Por fim, a perda de movimento articular pode estar relacionada com doenças neuromusculares ou miopatias generalizadas ou focais cujas causas podem ser inflamatórias, necrosantes, distróficas, metabólicas ou congénitas (Marcellin-Little and Levine 2015).

A presença de movimento excessivo nas articulações pode ser o resultado de fraqueza das mesmas, sendo frequentemente observado em cães de raças grandes, onde a laxidão articular se associa à perda do tónus muscular, adotando, como consequência, uma postura anormal ou uma distribuição do peso incorreta. Frequentemente afeta as áreas de tensão elevada, particularmente a fibrocartilagem palmar, o complexo do tendão do músculo gastrocnémio e, em menor grau, a fibrocartilagem plantar. Os cães afetados deixam de ter a marcha sobre os dígitos podendo passar a ser parcial ou totalmente, palmígrados ou plantígrados (Marcellin-Little and Levine 2015).

2. ARTICULAÇÃO DA ANCA

Cada membro pélvico (MP) é composto por metade da cintura pélvica (Evans and Lahunta 2012) que consiste em dois conjuntos de ossos, os coxais, que se unem ventralmente com o oposto na sínfise pélvica que se articula firmemente com o sacro, dorsalmente. Cada coxal é composto pelo ílio, o ísquio e o púbis, em que os corpos se fundem para formar o acetábulo (Getty 1975). O púbis e o ísquio formam o forâmen obturador (Budras et al. 2007).

Tabela 2 - Resumo dos músculos pélvicos (Evans e Lahunta 2012).

Abreviaturas: ACF - Articulação coxofemoral; ASC – Articulação Sacroilíaca; M - Músculo; MP – Membro pélvico; PT – Processo transversos; VL – Vertebra lombar; VT – Vertebra torácica; VS – Vertebra sacral

	NOME		ORIGEM	INSERÇÃO	FUNÇÃO
Músculos Hipoxiais Lombares	M. Psoas menor (<i>m. psoas minor</i>)		Última VT e da 4ª/5ª VL	Tubérculo do ílio	Flexor da coluna vertebral lombar
	M. Iliopsoas (<i>m. iliopsoas</i>)	M. Psoas maior (<i>m. psoas major</i>)	PT das 2ª e 3ª VL	Trocânter menor do fêmur	Flexor da ACF;
		M. Ilíaco (<i>m. iliacus</i>)	Asa do ílio		
	M. Quadrado lombar (<i>m. quadratus lumborum</i>)		PT das VL	Asa do ílio	Flexor da ASC
Musculatura pélvica lateral	M. Glúteo superficial (<i>m. gluteus superficialis</i>)		Ílio	Terceiro trocânter do Fêmur	Extensor da ACF
	M. Glúteo médio (<i>m. gluteus medius</i>)			Trocânter maior do Fêmur	Extensão e rotação da ACF; prevenção de rotação lateral
	M. Glúteo profundo (<i>m. gluteus profundus</i>)		Espinha Isquiática		Extensor da ACF; Abdução do MP; Rotação medial da anca e prevenção do movimento lateral.
	M. Piriforme (<i>m. piriformis</i>)		3ª VS e 1ª VC		Extensor da ACF
	M. Tensor da fásia lata (<i>m. tensor fasciae latae</i>)		Tuberosidade coxal	Fásia lata, ao nível do trocânter maior	Tensão da fásia lata com projeção MP

Continuação da Tabela 2

	NOME	ORIGEM	INSERÇÃO	FUNÇÃO
Músculos pélvicos mediais	M. Obturador interno (<i>m. obturador internus</i>)	Face interna do forâmen obturador	Fossa Trocantérica do Fémur	Rotação lateral da ACF e prevenção da rotação medial
	M. Obturador externo (<i>m. obturador externus</i>)	Face externa do forâmen obturador		
	M. Gémeos (<i>m. gamelli</i>)	Ísquio		
	M. Quadrado da coxa (<i>m. quadratus femoris</i>)	Tuberosidade isquiática		Extensão e rotação lateral da ACF e prevenção da rotação medial

Na articulação coxofemoral, o ligamento da cabeça do fémur fixa a cabeça do fémur ao acetábulo, que ganha profundidade por meio do lábio do acetábulo constituído por fibrocartilagem (König and Hans-Georg 2011). É uma articulação esferóide e livre, o que permite que todos os movimentos sejam possíveis (Budras et al. 2007). Existem ainda os ligamentos extra-articulares, como o isquiofemoral, que fica em tensão durante a extensão e rotação interna e relaxa durante a rotação externa. Este fica também em tensão durante a abdução, mas relaxa durante a adução; o ligamento iliofemoral, que é um feixe mais vertical, entra em maior tensão durante a extensão e é uma das estruturas limitantes da retroversão pélvica. Este durante a flexão relaxa. Os ligamentos anteriormente referidos ficam em tensão durante a rotação externa e relaxam na rotação interna. Por fim, o ligamento pubofemoral (também denominado de pubocapsular) fica em tensão durante a rotação externa e na abdução e relaxa na rotação interna e na adução. Os ligamentos do quadril mantêm-se relativamente em tensão na posição ortostática contribuindo para a estabilidade da articulação coxofemoral. Na flexão do quadril, os ligamentos relaxam, tornando as articulações menos estáveis (Darlene and Kessler 1996).

3. BIOMECÂNICA

Biomecânica foi definida como o estudo do movimento de seres vivos usando a ciência da mecânica (Knudson 2018a). Subdivide-se em:

- 1) Biostática, que aborda as forças em equilíbrio que atuam nos animais e nos seus órgãos em estado de repous;

2) Biodinâmica, a qual por sua vez se subdivide em biocinemática e biocinética (Getty 1975).

A evolução das técnicas de análise biomecânica (Tabela 3) diminuiu gradualmente a avaliação subjetiva por parte dos clínicos. Tem assim vindo a permitir investigar de forma muito interessante a estrutura e função do sistema musculoesquelético, relativamente a condições de claudicação, atividade neuromuscular, ataxia, entre outras. Permite também uma avaliação dos tratamentos cirúrgicos e médicos previamente realizados, estudar a progressão ou recuperação do doente ao longo do tempo, as alterações subclínicas associadas ao movimento das articulações, assim como as alterações que induzem em outros sistemas, e ainda avaliar os efeitos do envelhecimento no corpo (Prankel et al. 2016).

A biomecânica é como tal uma área de estudo de grande relevância, quando se perspetiva uma otimização do desempenho do indivíduo e possibilita aos técnicos desenvolverem um conjunto de ações na área preventiva (Prankel et al. 2016).

A análise da cinemática investiga os movimentos sem considerar as forças que os determinam (Getty 1975), sendo por isso muito útil para avaliar a simetria da marcha e claudicações (Prankel et al. 2016). A análise cinética estuda as alterações no movimento causadas por um sistema não equilibrado de forças, e determina a força necessária para produzir qualquer alteração desejada de movimento (Getty 1975). É assim muito útil para identificar claudicações ou até para diferenciar entre condições clínicas semelhantes em termos de apresentação como, por exemplo, ataxia espinhal ou claudicação do membro (Prankel et al. 2016).

Tabela 3 - Resumo de algumas das técnicas de avaliação biomecânica (Prankel et al. 2016)

	DESCRIÇÃO	RESULTADO	BENEFÍCIOS	LIMITAÇÕES
Técnicas Cinemáticas				
Análise de vídeo 2D	Captura e processamento de vídeo 2D com software de análise	Vídeo do plano frontal e sagital e informação espaciotemporal	Baixo custo, intuitivo e portátil	Apenas 2D (plano frontal e sagital); Limitação de velocidade
Captura de vídeo 3D	Captura de vídeo 3D com o uso de marcadores colocados no sujeito	Modelo animado, gráficos repletos de pontos 3D em três planos e informação espaciotemporal	Rastreamento independente dos marcadores que permite a criação dos segmentos anatómicos em três planos. Método padrão de análise cinemática.	Dispendioso; Complexidade; Necessário grande espaço dedicado; Uso no terreno desafiante; Procedimento moroso.

Continuação da Tabela 3

	DESCRIÇÃO	RESULTADO	BENEFÍCIOS	LIMITAÇÕES
Técnicas Cinéticas				
Placa de forças	Possível medição da força de reação ao solo em três direções independentes usando uma placa de forças	Registo da Força-tempo, carga máxima e forças de impacto	Método de medição muito rápido e preciso de forças de impacto, centro de pressão e tempo de contacto no solo	Tipicamente usado no interior; Dispendioso; Dificil obtenção pegadas individuais em cada placa, particularmente com animais mais pequenos
Barografia (mapeamento de pressão 2D)	Uso de tapetes de pressão finos (<5 mm) para medição da interface ou pressão de contacto, distribuição e força	“Mapa térmico” 2D de pressão relativa com cartograma e pontos de alta pressão	Portátil e, devido a distribuição de pressão, é possível a análise de pontos de contacto assimétricos	Apenas mede força de reação ao solo.
Outras técnicas				
Eletromiografia	Medição da intensidade e cronometragem de atividade individual dos músculos, através de uma superfície ou elétrodos intramusculares	Gráficos de atividade muscular num intervalo de tempo	É o único método para medição de atividade muscular individual. Pode ser combinado com uma análise cinemática para diagnóstico de distúrbios neuromusculares. Elétrodos sem fios são tipicamente combinados com acelerómetros.	Difícil isolamento de um único músculo; Colocação de elétrodos pode ser bastante complexa; Dificil interpretação; Repetibilidade fraca entre sessões.
Acelerómetros e dispositivos de inércia	Medição triaxial de aceleração ou orientação espacial através de pequenos aparelhos ligados por segmentos	Gráficos de aceleração ou orientação num intervalo de tempo	Baixo custo, simples, método não-invasivo	Difícil interpretação; Não existe informação cinemática diretamente relacionada; parâmetros deduzidos através da aceleração necessitam de suposições relativamente às condições iniciais de inércia
Eletrogoniometria	Medição direta de pontos usando um sensor de fibra ótica	Ângulo entre pontos num intervalo de tempo, normalmente em dois planos	Simples, método não-invasivo	Os sensores são bastante delicados e devem ser colocados adequadamente de modo a medir movimento anatómico real; Não adequado para animais pequenos

3.1. TEORIA MECÂNICA APLICADA

A teoria da mecânica aplicada é baseada nos princípios fundamentais da estática e da dinâmica associadas às leis de Newton, que são três:

1) A primeira lei de Newton é conhecida como a Lei da Inércia em que é descrito que todos os objetos têm a propriedade inerente de resistir a uma mudança enquanto num estado de movimento. A lei é então enunciada como a tendência dos objetos a permanecer em repouso ou em movimento retilíneo uniforme, a menos que sejam influenciados por uma força desequilibrada (Knudson 2018b).

2) A segunda lei de Newton é a lei do movimento mais importante porque mostra como as forças que criam o movimento (cinética) estão ligadas ao movimento em si (cinemática). Esta lei é também denominada como a Lei de *momentum* ou Lei da Aceleração que descreve o movimento (aceleração) para qualquer instante no tempo e afirma que a aceleração que um objeto experimenta é proporcional à força resultante, está na mesma direção e é inversamente proporcional à massa. (Knudson 2018b).

3) A terceira lei do movimento de Newton é chamada de Lei da Ação-Reação, e é frequentemente descrita como: para cada força exercida, há uma força igual e oposta sendo exercida (Knudson 2018b).

Para se entender um pouco melhor sobre biomecânica, vários são os conceitos que são necessários entender. De entre eles destacam-se os seguintes:

- 1) Sistemas de momento e alavanca;
- 2) Cinética linear das forças de reação do solo (GRFs), momento linear e determinação do impulso;
- 3) Cinemática angular de deslocamento, velocidade, aceleração, momento e impulso, trabalho, energia e potência (Flanagan and Kulig 2016).

Estes conceitos estão resumidos na seguinte tabela (Tabela 4):

Tabela 4 – Resumo dos conceitos mais comuns em biomecânica (Flanagan and Kulig 2016)

CONCEITO	DEFINIÇÃO
Deslocamento	Variação de posição
Velocidade	Variação de posição em relação a uma variação de tempo

CONCEITO	DEFINIÇÃO
Aceleração	Varição da velocidade num intervalo de tempo
Força	Interação capaz de alterar o estado de movimento ou de repouso
Momento	Magnitude da força aplicada a um sistema rotacional a uma determinada distância de um eixo de rotação
<i>momentum</i>	Resistência a variações de velocidade
Impulso	Efeito de uma força num intervalo de tempo
Trabalho	Varição de energia
Potência	Varição de trabalho num intervalo de tempo
Pressão	Força aplicada numa área

3.2. SISTEMAS DE MOMENTO E ALAVANCAS

As forças raramente agem diretamente ao longo dos eixos centrais ou através dos centros de movimento e, portanto, resultam numa tendência de rotação chamada de momento, o qual é importante na compreensão de como uma força influencia a capacidade funcional do corpo (Weigel et al. 2005).

O momento de uma força envolve:

- 1) um eixo de rotação;
- 2) uma força com magnitude e direção;
- 3) um braço de momento (que é a distância perpendicular do vetor de força ao eixo de rotação que resulta numa tendência para girar) (Weigel et al. 2005).

Alterações estruturais, como as que ocorrem devido a alterações congénitas, luxações articulares ou fraturas por má-união, podem comprometer a capacidade dos músculos em gerar momentos apropriados, resultando no encurtamento do braço do momento. Um exemplo disso é a articulação do joelho, em que a patela estabelece um braço de momento significativo usado pelo músculo quadríceps para produzir um momento grande, o suficiente para resistir às forças de sustentação de peso. Em casos de luxação da patela, o comprimento desse braço do momento é reduzido, comprometendo gravemente a capacidade do quadríceps em gerar um momento suficiente capaz de resistir ao suporte de peso (Weigel et al. 2005).

Os momentos também podem ser alterados mudando a magnitude da força que gera o próprio momento. Por exemplo, a força do músculo quadríceps diminui após lesão do ligamento cruzado cranial e a sua reparação cirúrgica. Os esforços de reabilitação devem ser focados na recuperação da força do músculo quadríceps para que o momento de extensão em torno do joelho se torne mais eficaz na estabilização do suporte de peso (Weigel et al. 2005).

Os sistemas de alavanca baseiam-se assim na criação de um momento (força de carga) pela aplicação de força (força de esforço) a uma alavanca que age sob um fulcro (centro de rotação). Existem 3 classes de sistemas de alavanca (Figura 1), e cada uma é determinada pelas localizações relativas da força de esforço, força de carga e fulcro:

- 1) Alavanca de classe I tem o fulcro situado entre a força de esforço e a força de carga;
 - 2) Alavanca de classe II tem a força de carga entre a força de esforço e o fulcro;
 - 3) Alavanca de classe III tem a força de esforço entre o fulcro e a força de carga
- (Weigel et al. 2005).

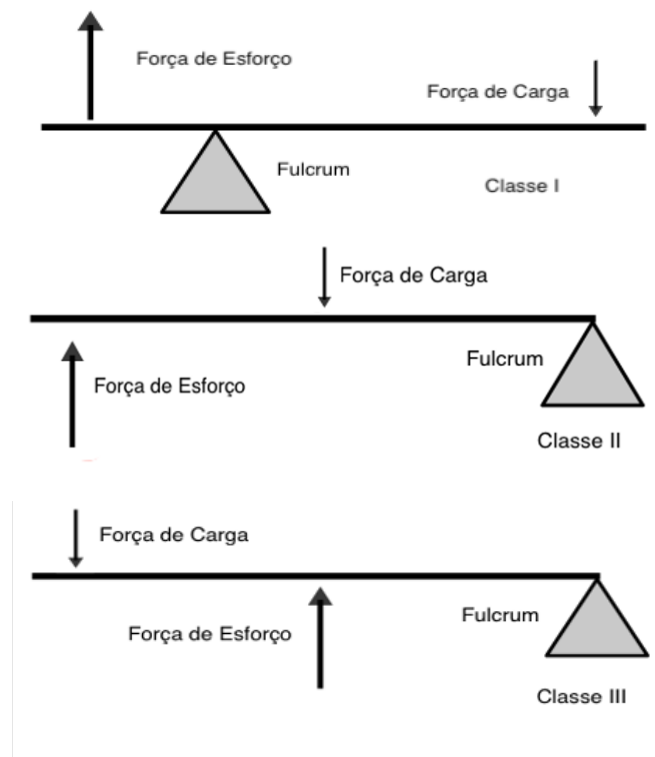


Figura 1 – Ilustração das várias classes de alavancas

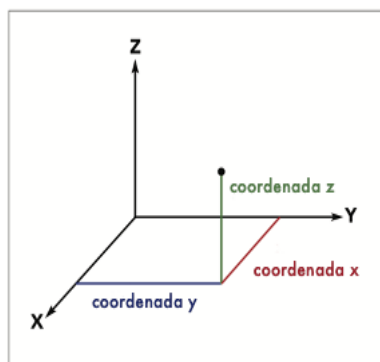
3.3. CINÉTICA LINEAR

Para uma avaliação da função locomotora é fundamental a avaliação do animal em movimento. A análise da placa de força quantifica as forças de sustentação de peso e é principalmente uma análise cinética (Weigel et al. 2005). Os valores principais úteis são os seguintes:

- 1) Força de Reação ao Solo (Ground Reaction Forces, GRFs);
- 2) Força de *momentum*;
- 3) Força de Impulso (Weigel et al. 2005).

A análise de GRFs é baseada na terceira lei do movimento de Newton. A determinação pelos métodos da placa de força envolve a quantificação das forças de reação iguais, co-lineares e opostas aos 3 componentes da força vetorial da força resultante que causa o movimento (Weigel et al. 2005).

A força de reação ao longo do eixo vertical (Z) representa o componente de sustentação de peso da força resultante. A força de reação ao longo do eixo horizontal (Y) representa o componente propulsor na direção positiva e o componente de resistência na direção negativa da força resultante. A força de reação ao longo do eixo transversal (X) é pequena e foi considerada insignificante para a maioria dos estudos da marcha em cães (Figura 2). Como todas as forças de reação que ocorrem no ponto de contato com o solo, elas são chamadas de GRFs (Weigel et al. 2005).



As forças na direção Z são geradas por compressão vertical, que resulta numa maior força do que aquelas na direção de X ou Y. Devido a isso, normalmente utiliza-se o pico força vertical da direção de Z

Figura 2 – Diagrama da medição das forças durante a análise numa placa de forças (Carr and Dycus 2016)

O termo pico de força vertical (ZPeak) representa o valor máximo do GRF que ocorre num momento instantâneo no tempo (Weigel et al. 2005).

O impulso reflete uma mudança de movimento ou de momento e é derivado da segunda lei do movimento de Newton. A velocidade está relacionada com a aceleração porque aceleração é a alteração de velocidade ao longo do tempo. Quando observamos o movimento em termos de massa e velocidade introduz-se o conceito de *momentum* (Weigel et al. 2005).

3.4. CINEMÁTICA ANGULAR

A flexão, extensão, circundação, adução e abdução são movimentos rotacionais sendo por isso, o deslocamento angular, a velocidade e a aceleração importantes para quantificar o movimento que é descrito em termos de ângulos. O deslocamento angular pode ser simplesmente descrito como uma mudança no ângulo (Weigel et al. 2005).

A análise do movimento angular durante a marcha, como os movimentos de flexão e extensão, é normalmente simétrica e repetitiva. Semelhante à velocidade linear, a velocidade angular é expressa como deslocamento angular num intervalo de tempo. Da mesma forma, a aceleração angular é a mudança de velocidade angular num intervalo de tempo (Weigel et al. 2005).

Sistemas sofisticados de análise de movimento têm a capacidade de detetar e registar deslocamentos angulares em três dimensões. Quando tais dados são sincronizados com os dados da placa de forças, a análise pode ser expandida para incluir o momento angular e o impulso. Embora o *momentum* linear seja o produto da massa do corpo pela sua velocidade, o *momentum* angular é o produto do momento de inércia da massa do corpo pela sua velocidade angular. O impulso angular é a integração de todos os momentos que causam a rotação ao longo de um período especificado e é igual à mudança no momento angular ao longo desse mesmo tempo (Weigel et al. 2005).

4. EXAME CLÍNICO DO SISTEMA LOCOMOTOR

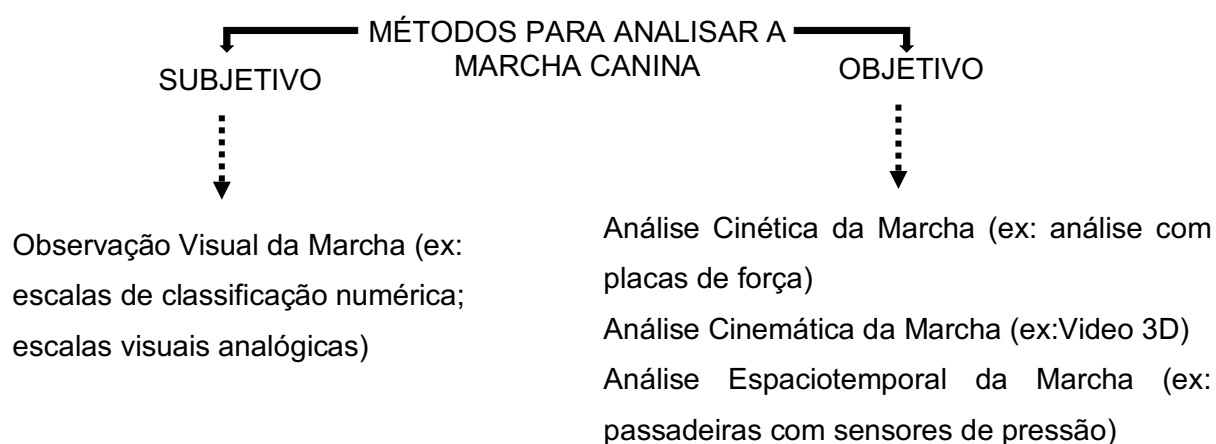


Figura 3 – Resumo esquematizado dos diversos métodos para analisar a marcha canina

4.1. AVALIAÇÃO VISUAL DA MARCHA

A marcha do cão pode ser dividida em 2 grupos consoante o padrão de locomoção que segue: simétrico ou assimétrico (Wilson et al. 2019).

Numa marcha simétrica, como o andar, o trote e o passo, o movimento dos membros de um lado do corpo do cão repete o movimento dos membros do lado oposto, com os intervalos uniformes entre o momento em que os pés tocam no solo.

Em andamentos assimétricos, como o galope, os movimentos dos membros de um lado não se repetem no outro e os intervalos referidos anteriormente, não são uniformemente espaçados (tabelas 5 e 6) (Wilson et al. 2019).

Tabela 5 – Resumo de alguns dos tipos de marcha em canídeos (Carr and Dycus 2016)

Abreviaturas: MP – Membro pélvico; MT – Membro torácico

TIPO DE MARCHA	MOVIMENTO PARA A FRENTE	NOTAS
Andar	<ol style="list-style-type: none"> Um MP MT ipsilateral Outro MP MT do mesmo lado 	Dois ou três membros no chão simultaneamente
Passo	<ol style="list-style-type: none"> Membros ipsilaterais movem se para a frente juntos, enquanto os outros aguentam o peso Momentos em que o corpo está suspenso no ar Outros membros movem se para a frente simultaneamente <p><i>Apenas dois membros ao mesmo tempo no chão</i></p>	Marcha anormal para a maioria das raças; muito ineficiente: centro de gravidade move-se de um lado para o outro e a energia é gasta a recentrar o centro de gravidade; não conseguem responder rapidamente quando é necessária uma mudança súbita de velocidade.
Trote	<ol style="list-style-type: none"> MP e MT diagonais Momento em que o corpo está suspenso no ar Outros dois MP e MT diagonais 	Marcha mais eficiente. Normalmente é a marcha escolhida para avaliação: os MP e MT devem suportar o peso do corpo sem ajuda extra do membro oposto.

Tabela 6 – Descrição das medições calculadas numa avaliação espaciotemporal da marcha (Carr and Dycus 2016)

CONCEITO	DEFINIÇÃO
Tempo de estação	Fase da estação do ciclo em que o membro está em contacto com o chão
Tempo de balanço	Fase de balanço em que o membro está no ar

CONCEITO	DEFINIÇÃO
Comprimento de passada	Distância entre a posição de um membro para a próxima do mesmo membro
Comprimento do passo	Distância entre membros de lados opostos do corpo
Índice de pressão total	Somatório dos valores máximos de pressão registados por cada sensor num membro durante o contacto com o solo; está relacionado, mas não é igual à força normal máxima

Ao andar, quando um membro pélvico está afetado e existe uma claudicação, o animal terá o reflexo de estender e baixar a cabeça e o pescoço de forma a transferir uma maior quantidade de peso para os membros torácicos, principalmente no momento em que esse membro é colocado no chão (Newton and Nunamaker 1985).

O movimento da cauda também se irá alterar e, assim, em vez de balançar lateralmente, passa a balançar verticalmente, em que o movimento para cima ocorre quando a extremidade lesionada entra em contato com o chão. Assim, o animal altera a sua postura, colocando os membros torácicos mais caudalmente, sob o centro de gravidade, de modo a diminuir o peso sobre os membros pélvicos (Newton and Nunamaker 1985).

Os membros torácicos geralmente têm maior força de travagem do que de propulsão, enquanto que, o inverso ocorre nos membros pélvicos. A fase de apoio do ciclo da marcha é o tempo em que o membro se encontra em contato com o chão e depende da velocidade do sujeito. Em comparação com um membro saudável, o membro claudicante, tem uma fase de apoio inferior (Weigel et al. 2005).

O centro de gravidade do animal é importante na distribuição do peso durante a fase de apoio e de movimento. Animais com condições dolorosas, transferem o seu peso maioritariamente para os membros não afetados, alterando assim o seu centro de gravidade. (Weigel et al. 2005).

4.1.1. CLASSIFICAÇÃO DA CLAUDICAÇÃO

A classificação da claudicação é uma ferramenta fundamental de avaliação para fins clínicos. O andar e o trote são os passos maioritariamente avaliados sem equipamentos especializados, devido à velocidade dos membros durante o movimento e à sua simetria, o que facilita a identificação de um membro claudicante. Ter escalas de claudicação separadas para o andar e para o trote permite uma discriminação mais fina da análise da marcha e mais sensível (Levine and Millis 2014d).

Os cães geralmente claudicam menos a andar, por ser uma marcha menos exigente pois é colocada menos força no membro. Ao trotar, a claudicação é acentuada devido às maiores forças colocadas no membro, com maior velocidade (Levine and Millis 2014d).

Embora as escalas de claudicação normalmente usadas sejam simples (Tabela 7) podem não ser precisas na avaliação de condições de claudicação sutil ou leve. Um estudo realizado na biomecânica de cão, comparou uma classificação na escala visual analógica (EVA) com as GRFs e concluiu que as escalas subjetivas de pontuação não substituem a análise da marcha em placas de força em cães com claudicação (Levine and Millis 2014e).

Tabela 7 - Exemplo de uma escala de classificação visual da marcha numérica, (Carr and Dycus 2016)

GRAU DE CLAUDICAÇÃO	DESCRIÇÃO
1º grau	Despercebido ao andar; transferência de peso e ligeira claudicação ao trotar
2º grau	Ligeira claudicação relativa ao suporte de peso
3º grau	Claudicação relativa ao suporte de peso, com balançar distinto da cabeça
4º grau	Claudicação relativa ao suporte de peso significativa
5º grau	Claudicação aquando toque com os dígitos
6º grau	Claudicação não relativa ao suporte de peso
Nota: do 2º ao 6º grau pode ser observado a andar ou em trote	

4.2. ANÁLISE CINÉTICA DA MARCHA COM PLACA DE FORÇAS

A avaliação cinética da marcha envolve a medição das GRFs com uma placa ou plataforma de força (Tabela 8). Trata-se de uma medida objetiva e repetível do suporte de peso nos membros quando usada a técnica adequada, para a recolha de dados. A claudicação pode ser comparada ao longo de um período de tempo, porque os dados podem ser armazenados num computador. Embora a medição das GRFs seja um método fidedigno e bem aceite para determinar o grau de suporte de peso nos membros, é uma situação artificial, e alguns cães podem apresentar sinais clínicos diferentes do que aqueles que apresentam no ambiente doméstico (Levine and Millis 2014e).

Tabela 8 - Forças Medidas pelas Placas de Força , (Carr and Dycus 2016)

FORÇAS MEDIDAS PELA PLACA DE FORÇA
Pico de Força Vertical (Peak Vertical Force, ZPeak)
Impulso Vertical (Vertical Impulse, ZImpulse)
Inclinação Ascendente e Descendente (Rising and falling Slope)
Impulso de Travagem (Braking impulse, YA PEak)
Impulso de Propulsão (Propulsive impulse, YB Peak)
Força Mediolateral (Mediolateral force, XPeak)

As placas de força usam extensômetros ou cristais piezoelétricos. Trata-se de uma placa montada numa plataforma ou embutida no piso para que fique uniforme com a superfície do solo sendo que é essencial que a pista tenha um comprimento adequado. A maioria dos sistemas possui luzes de tempo que são acionadas quando o treinador e o cão se aproximam e cruzam a placa de força, para permitir o cálculo da velocidade e aceleração médias (Levine and Millis 2014e). O controlo da velocidade e da aceleração dentro dos parâmetros apropriados é essencial para a recolha repetível de dados, pois afeta muito a força exercida sobre cada membro. A placa de força está ligada a um computador que calcula as GRFs. Este tipo de placa de forças também pode ser incorporado em passadeiras, para que possam ser registadas pegadas consecutivas, sendo a marcha muito rítmica. No entanto, alguns sistemas podem não ser capazes de avaliar com precisão as forças de travagem e de propulsão. As forças podem ser medidas durante a estação, o andar ou o trote (Levine and Millis 2014e).

As almofadas de pressão ou tapetes também são usados para avaliação da marcha. Muitos sistemas disponíveis comercialmente possuem um número adequado de sensores para detetar forças de reação do solo com precisão razoável. Uma vantagem é que eles podem medir dados de várias etapas consecutivas. Outra vantagem é a capacidade de determinar o comprimento da passada, cadência e velocidade média (Levine and Millis 2014e).

Ao andar a uma velocidade entre 0,7 e 1,0 m/s resulta o exercício de forças equivalentes a aproximadamente 60% do peso corporal em cada membro torácico, e 40% em cada membro pélvico, num cão de médio a grande porte. Aumentar a velocidade para um trote entre 1,7 e 2,0 m/s, resulta numa carga de 100% a 120% do peso corporal em cada membro torácico, e de 65% a 70% do peso corporal em cada membro pélvico, num cão de tamanho semelhante (Levine and Millis 2014e).

É essencial que a técnica apropriada seja usada durante a recolha de dados. O manipulador deve estar entre a cabeça e o ombro do cão, e ele deve ser guiado sem tensão excessiva da trela. O cão não deve alterar a marcha, mexer ou girar a cabeça, ou mesmo fazer outros movimentos bruscos à medida que se aproxima e atravessa a placa de força ou

o tapete de pressão. A cabeça deve estar numa posição neutra para evitar transferir o peso para os membros torácicos ou pélvicos (Levine and Millis 2014e).

4.3. ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA EM MOVIMENTO

A análise cinemática ou de movimento da marcha, é uma ferramenta poderosa que pode ser utilizada para medir os ângulos de flexão e de extensão das articulações durante a marcha, o comprimento da passada do animal e outros parâmetros da passada (Levine and Millis 2014e).

Geralmente é combinada com a análise cinética da marcha. Há uma disponibilidade limitada de análise cinética tridimensional da marcha porque o equipamento necessário é sofisticado e caro. Os sistemas bidimensionais são mais económicos, mas não capturam o posicionamento rotacional e a medida da circunferência dos membros durante a marcha, embora consigam capturar uma simples flexão e extensão das articulações (Levine and Millis 2014e). O movimento dos marcadores refletivos, colocados em pontos anatómicos específicos, é captado por uma série de câmaras conectadas a um computador. O software, para animais quadrúpedes, permite a reconstrução de uma figura a partir da qual se pode inferir uma série de medidas, incluindo ângulos de flexão e extensão das articulações durante a marcha, velocidade angular e aceleração das articulações e comprimento e frequência da passada (Levine and Millis 2014e). A Figura 4 exemplifica isso mesmo:

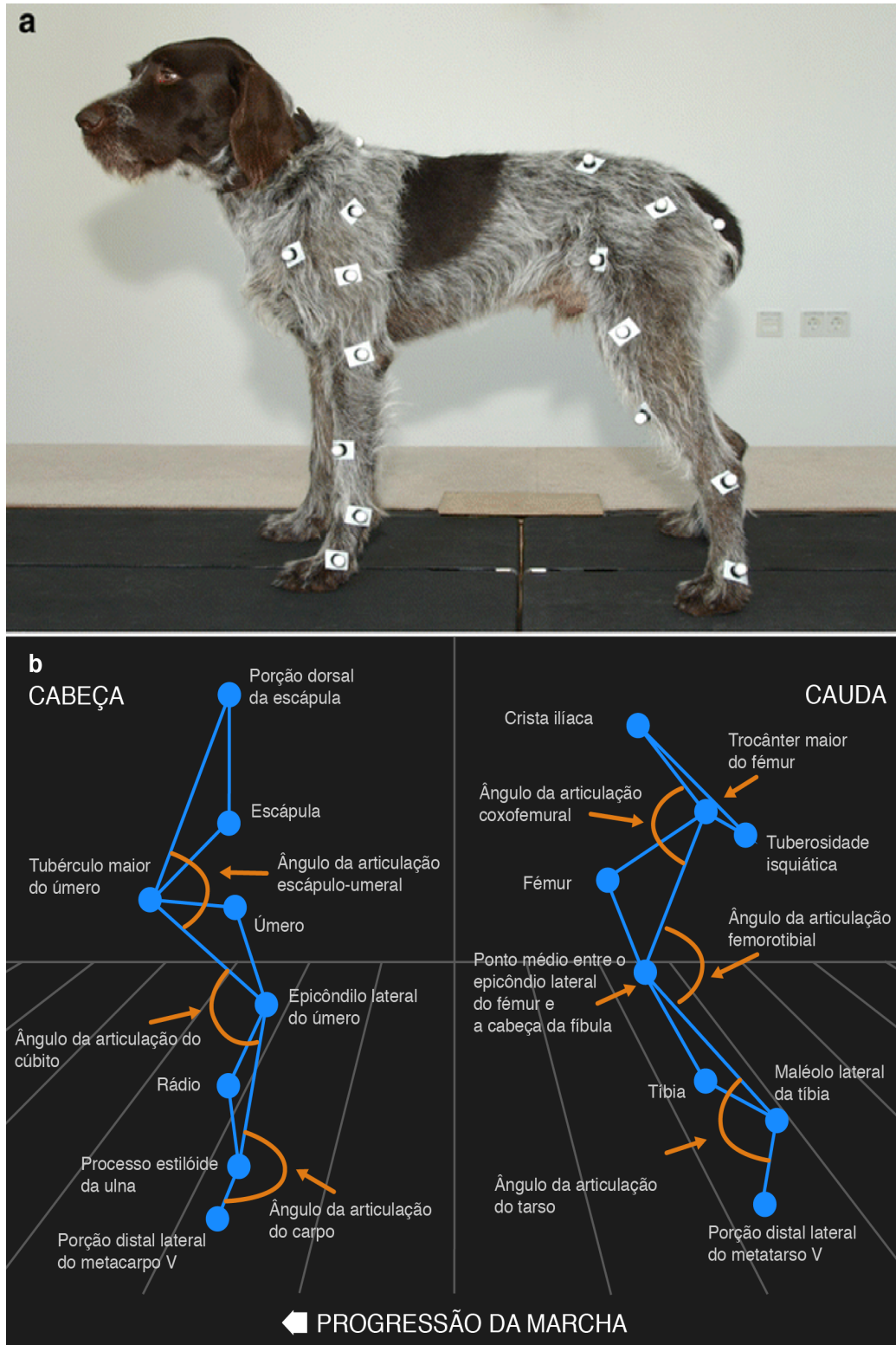


Figura 4 – Imagem adaptada. Em cima, preparação do canídeo para Análise Cinemática da Marcha; Em baixo, representação no software (legendado posteriormente) (Galindo-Zamora et al. 2016)

4.4. DISTRIBUIÇÃO DO PESO EM ESTAÇÃO

A avaliação do animal em estação fornece-nos informações relativamente à distribuição do peso pelos quatro membros. Em geral, os cães suportam aproximadamente 30% do seu peso corporal em cada membro torácico e 20% em cada membro pélvico, enquanto estão em estação com os membros colocados diretamente sob o corpo. O centro de gravidade é então localizado ao centro da caixa torácica por de trás da escápula (Levine and Millis 2014c).

Muitos cães podem não ter claudicação visível ou apenas apresentar claudicações muito leves, durante o andar ou o trote, mas não distribuem o peso de igual forma, durante a estação. O suporte do peso em estação pode ser avaliado observando a colocação de um MP relativamente ao MT ipsilateral ou MP contralateral. Em casos graves, o cão pode manter o membro total ou parcialmente fora do chão. O mais comum acontecer é o animal colocar uma quantidade moderada de peso no pé, mas não o peso completo. Como alternativa a esta avaliação visual, o avaliador pode colocar as duas mãos sob os membros torácicos ou pélvicos, com a palma da mão voltada para as almofadas palmares/plantares, e a quantidade relativa de carga de peso pode ser estimada. O suporte de peso em estação pode ser incorporado às pontuações globais de claudicação (Levine and Millis 2014e).

Estão disponíveis dispositivos computadorizados que medem simultaneamente a carga estática dos quatro membros. Como em qualquer teste, a recolha de dados adequada é crucial para a obtenção de informações fidedignas. Fatores a serem considerados incluem a posição do manipulador, a proximidade das paredes e o ambiente local. O ideal é que se esteja num ambiente silencioso, com mínimo de ruído ou distrações, com o animal voltado para o centro da sala e não diretamente virado para uma parede e relativamente afastado desta (Levine and Millis 2014e). É fundamental que o cão fique numa posição simétrica em que os membros estejam todos à mesma distância diretamente por baixo do corpo, com cada pé no meio da almofada de pressão. Na maioria dos casos, levantar temporariamente as costas ou os membros torácicos do animal do chão e colocá-los novamente no chão resultará na colocação de membros simetricamente. A cabeça e o pescoço devem estar relaxados numa posição neutra e voltados para a frente. Ao seguir estas diretrizes, obtém-se uma recolha de dados consistente e com uma ótima correlação com as GRFs, medidas com a placa de força (Levine and Millis 2014e).

Um método económico de obter mais informações quantitativas sobre o suporte de peso numa posição é ter o animal colocado de modo a que cada membro seja apoiado em balanças domésticas comuns, calibradas periodicamente (Levine and Millis 2014e).

4.5. PEDÓMETROS

Um pedómetro pode fornecer alguma informação do nível de atividade de um cão no seu ambiente doméstico, mas o normal é que as medições sejam realizadas numa clínica, desde que esta esteja preparada com os equipamentos e pessoal específico. Nestes ambientes é normal o animal tornar-se temporariamente mais ativo devido à viagem, à exposição a outros animais e ao facto de estar num ambiente estranho e, devido a todos estes motivos, os resultados podem ser inflacionados (Levine and Millis 2014e).

A maioria dos pedómetros possui um pêndulo que oscila com o ciclo normal da marcha e indica o número de passos dados podendo ter uma precisão de 85% a 90%. A colocação correta do pedómetro é crucial e normalmente é posicionado na região proximal do cotovelo indicando com mais precisão o número de passos dados. Múltiplos fatores externos podem influenciar o número de passos como é o exemplo do balançar da cabeça, quando o pedómetro é colocado na coleira, ou quando o animal coça o pescoço, aumentando artificialmente a contagem. As condições ambientais são outro fator importante na atividade dos cães caso passem algum tempo ao ar livre, pois podem não ser tão ativos se estiver a chover ou quando está frio (Levine and Millis 2014e).

Uma tecnologia mais recente são os acelerómetros que estimam a intensidade da atividade dos animais. A atividade e a localização também podem ser monitoradas de forma relativamente económica, usando a tecnologia GPS para animais de estimação (Levine and Millis 2014e).

5. DISPLASIA DA ANCA

A displasia de anca (DA) é uma malformação do desenvolvimento da articulação coxofemoral que afeta cerca de 50% dos cães e representando um dos problemas ortopédicos mais comum nesta espécie (Ginja et al. 2010; Peterson 2017). Os indivíduos com DA têm pré-disposição para desenvolver desequilíbrios articulares biomecânicos que conduzem à evolução da alteração do movimento, resultante do estabelecimento de condições como derrame sinovial, incongruência articular, instabilidade regional, subluxação / luxação funcional e ainda desenvolvimento de doença degenerativa articular (DDA) (Ginja et al. 2010).

O diagnóstico da DA é comumente baseado nos sinais clínicos apresentados pelo doente, comprovado com o uso de meios complementares de diagnóstico como a radiologia, que permite identificar vários sinais radiográficos associados à doença em questão (Flückiger 2007).

A classificação do grau de DA pode ser realizada com o uso de diferentes métodos. Frequentemente utiliza-se o método do comité científico da Federação Internacional

Cinotécnica (Fédération Cynologique Internationale - FCI) que propõe um sistema de pontuação de DA de 5 graus como mostra na Tabela 9. Os cães devem ter pelo menos 1 ano de idade para uma pontuação oficial, e a despistagem deverá ser realizada aos 12, 24 ou 36 meses, ou então aos 18 e 36 meses caso os indivíduos não apresentem antes sintomatologia clínica que possa ser associada a uma condição de DA. Para a realização da radiografia padronizada, o doente deverá ser anestesiado de modo a garantir um bom relaxamento muscular e ótimo posicionamento. Em seguida, é posicionado em decúbito dorsal com os membros pélvicos em extensão caudalmente, garantido que o fêmur fique paralelo à coluna, ao tampo da mesa e relativamente ao membro contralateral. As patelas deverão estar centradas sobre os eixos femorais e dentro das trócleas. A incidência da radiografia é feita ventrodorsalmente. O ângulo de Norberg-Olsson (NO) é um parâmetro radiográfico que permite avaliar o grau de laxidão articular e é exigido para a classificação segundo a FCI. Resulta da linha de união entre o centro da cabeça do fêmur nos dois membros pélvicos e a linha que cruza o bordo cranial do acetábulo (Flückiger 2007).

Tabela 9 - Tabela de classificação de DA segundo a FCI (Flückiger 2007)

GRAU	CARACTERÍSTICAS	ÂNGULO NORBERG - OLSSON
A – Sem Sinais de DA	Há congruência da cabeça do fêmur e acetábulo. Bordo craniolateral do acetábulo bem definido e ligeiramente arredondado, nos casos excelentes envolve mesmo a cabeça do fêmur craniolateralmente. Espaço articular estreito e uniforme.	$\geq 105^\circ$
B – ACF quase normal	A cabeça do fêmur e o acetábulo são ligeiramente incongruentes.	$\geq 105^\circ$
	A cabeça do fêmur e o acetábulo são congruentes.	$< 105^\circ$
C – DA Leve	A cabeça do fêmur e acetábulo são incongruentes e/ou há um ligeiro aplanamento do bordo craniolateral do acetábulo. Não podem estar presentes mais do que ligeiras irregularidades ou sinais de alterações de osteoartroses nas margens dorsal, cranial ou caudal do acetábulo ou na cabeça e colo do fêmur.	$> 100^\circ$
D – DA Moderada	Incongruência óbvia entre a Cabeça do fêmur e acetábulo com subluxação. Existe alisamento do bordo craniolateral do acetábulo e/ou sinais de osteoartrite.	$> 90^\circ$
E – DA Grave	Alterações displásicas graves na anca como a presença de luxação ou subluxação evidente. Aplanamento óbvio do bordo cranial do acetábulo, deformação da cabeça do fêmur (em forma de cogumelo, achatado) ou outros sinais de osteoartrite	$< 90^\circ$

5.1. ANÁLISE CINÉTICA E CINEMÁTICA DA MARCHA EM ANIMAIS COM DISPLASIA DA ANCA

Os cães com DA reduzem a colocação de peso nos membros afetados. Além disso, a propulsão dos membros pélvicos é reduzida nos membros displásicos (Weigel et al. 2005).

Um estudo realizado por Bennett RL et al. (1996) relatou que cães com DA apresentam alterações complexas da marcha que podem não se manifestar com claudicação clínica evidente, dificultando assim uma avaliação subjetiva da claudicação. Nesse estudo, os ângulos de flexão e extensão dinâmicos e as velocidades angulares foram calculados para as articulações coxofemoral, femorotibial e tarsal. No final da fase de apoio do ciclo da marcha de cães com DA, verificou-se que o membro pélvico apresenta uma maior extensão da articulação coxofemoral, e maior flexão das articulações femorotibial e tarsal. Todas as articulações flexionam mais rapidamente no início da fase do balanço.

Estas mudanças podem ser o resultado da presença de dor na anca. Também nestes indivíduos, existe um maior grau de adução articular coxofemoral, maior alcance de adução-abdução e maior movimento pélvico lateral quando comparados com os animais saudáveis. Estas diferenças foram atribuídas à tentativa de compensação na marcha dos cães afetados, como resultado do desconforto ou dos efeitos biomecânicos, ambos associados à DA e à DDA (Bennett et al. 1996).

Após tratamento cirúrgico essas diferenças persistem 1 mês após a prótese total da anca e, em muitos casos, o suporte de peso é inicialmente menor após a cirurgia no membro operado, em comparação com os valores pré-cirúrgicos(Weigel et al. 2005).

Entre os 3 e 6 meses após a cirurgia, a sustentação do peso é melhorada no trote. Na maioria dos cães, a DA é bilateral, e o peso pode ser transferido do lado não operado para o lado com a substituição total da anca (Weigel et al. 2005). Além disso, cães jovens com osteotomia pélvica tripla, para tratamento da DA, ao caminhar, apresentam peso no lado operado semelhante aos níveis pré-operatórios às 10 semanas após a cirurgia e têm peso significativamente maior no lado operado às 28 semanas após a cirurgia, quando comparado aos valores pré-operatórios (Weigel et al. 2005).

PARTE III – ESTUDO

1. INTRODUÇÃO

Mais de metade dos problemas músculo-esqueléticos em cães são causados por doenças articulares que afetam o membro pélvico (anca e joelho) e são comumente associados a alterações na marcha (claudicação) devido ao esforço do animal em aliviar o membro afetado (Fischer et al. 2013). A remoção da carga de um membro, causa adaptações biomecânicas em todos os membros restantes, e resulta num padrão de marcha irregular e uma redistribuição compensatória da carga do membro (Fischer et al. 2013; Levine and Millis 2014c).

Durante o exame ortopédico padrão, os cães geralmente são conduzidos a diferentes velocidades e marchas para diagnosticar a claudicação. As forças locomotoras aumentam com a velocidade e dependem, não só do facto da claudicação ser mais aparente durante o trote em comparação com a caminhada, mas também do mecanismo compensatório usado pelo animal que pode diferir. Além disso, as diferenças biomecânicas fundamentais entre o andar e o trotar podem resultar em diferenças nas adaptações locomotoras à claudicação. É incerto se os cães apresentam as mesmas adaptações locomotoras à claudicação dos membros pélvicos ao caminhar e trotar (Fischer et al. 2013).

O objetivo do clínico, perante doenças limitantes da marcha, deverá ser a capacidade de devolver ao doente o retorno às atividades da vida diária realizando-as do modo mais independente possível. A avaliação do resultado dos tratamentos médicos e cirúrgicos, incluindo a reabilitação física e o pós-cirúrgico, é essencial para determinar como é que o animal está a progredir e para avaliar a eficácia dos protocolos de tratamento em vigor ou realizados (Levine and Millis 2014e). A revisão dos dados e a avaliação dos protocolos são necessárias para que mudanças possam ser iniciadas para melhorar os resultados. As avaliações devem consistir em dados objetivos, sempre que possível. Além disso, a documentação do progresso é importante para incentivar os proprietários a continuar a reabilitação, justificar o tratamento continuado e à realização de uma possível intervenção cirúrgica (Levine and Millis 2014e).

Várias medidas são úteis para avaliar a condição do animal relativamente às doenças que afetem a locomoção, incluindo a capacidade de realizar atividades funcionais da vida diária, análise da marcha, pedómetros, função articular, massa e força muscular, composição corporal, avaliação da dor, impressões de proprietários e veterinários, retorno à função e qualidade de vida (Levine and Millis 2014e).

Como hoje em dia os detentores continuam a ter uma grande dificuldade em identificar dor e claudicação nos seus animais, principalmente em estádios iniciais, é

importante a visualização concreta da existência do problema e, a partir daí, definir um protocolo de diagnóstico, tratamento e progressão ao longo do tempo (Companion Animal Health 2016; (Companion Animal Health 2017). Pode ser utilizada uma Placa de Análise de Posição, como meio de diagnóstico, que torna a tecnologia das placas de forças acessível a pequenas clínicas ao comparar com outros métodos cinéticos. Permite uma rápida obtenção de dados, relativamente ao peso que estão a colocar nos membros pélvicos e, assim diagnosticar, validar e documentar claudicação mesmo antes de existirem sinais clínicos evidentes. Uma placa de forças obrigaria a pessoal técnico especializado que trabalharia exclusivamente a analisar os dados recolhidos enquanto que, com uma Placa de Análise de Posição, qualquer funcionário de uma clínica consegue utilizar de forma prática (Companion Animal Health 2016; (Companion Animal Health 2017).

A displasia da anca é uma doença ortopédica no cão com uma elevada prevalência, mais de 50% na grande maioria dos estudos realizados, e com grande relevância na casuística de uma clínica (Peterson 2017).

O presente estudo realizado em cães com displasia de anca teve como objetivos:

- 1) comparar a força suportada pelo membro pélvico com anca normal e com anca com Displasia; e
- 2) avaliar a diferença entre o nível de suporte de forças físicas apresentado nos diferentes graus de displasia de anca.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo utilizou-se uma amostra de 11 canídeos (N=11) de ambos os gêneros, avaliados no Centro de Medicina Veterinária Anjos de Assis - CMVAA, com um diagnóstico definitivo de DA unilateral, e classificados segundo as normas FCI. A amostra foi sujeita a uma avaliação da sua biomecânica com recurso a uma Placa de Análise de Posição para animais de companhia - Companion Stance Analyzer (LiteCure LLC®, Reino Unido).

Como critérios de inclusão no estudo, todos os doentes, foram sujeitos à realização de uma radiografia padronizada para diagnóstico e classificação do grau de DA, através do cálculo do ângulo de NO. Não poderiam apresentar qualquer outro tipo de entidade clínica, associada a claudicação dos membros pélvicos ou torácicos. Não podiam estar sob medicação do tipo anti-inflamatória e/ou analgésica.

O desenho do estudo considerou a colocação dos doentes em cima da placa, após terem estado 5 minutos na sala, onde a Placa de Análise de Posição se encontrava, de modo a se ambientarem ao meio onde o estudo seria realizado. Após o período de habituação, foi realizada a colheita de dados, através do uso de um programa de software específico (Figura 5 e 6).



Figura 5- Exemplo de um canídeo numa Placa de Análise de Posição (Companion Animal Health [date unknown])a

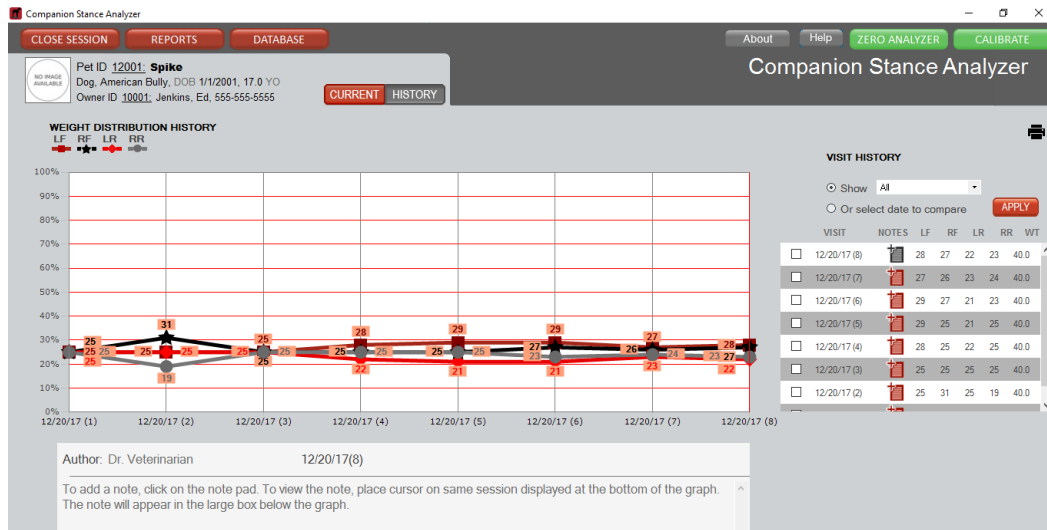
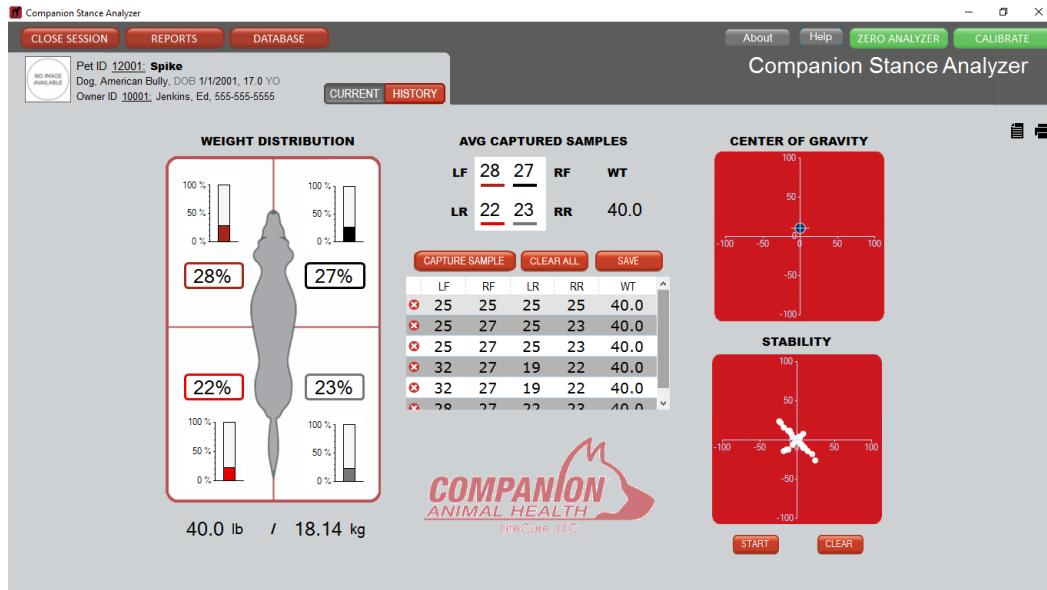


Figura 6 – Exemplo de dados computadorizados da leitura das forças obtidos através Placa de Análise de Posição (Companion Animal Health [date unknown]a)

A utilização da placa permitiu obter medições objetivas e analisar a distribuição do peso.

Os dados recolhidos foram processados com o programa estatísticos IBM SPSS Statistics 25, optando-se por utilizar um valor de $P < 0.05$ como sendo estatisticamente significativo.

3. RESULTADOS

A amostra, utilizada neste estudo, foi considerada reduzida (N=11), e consequentemente considerado que seguia uma distribuição não normal. Devido a essa característica a amostra foi descrita com a mediana (percentil 50) e o intervalo interquartil (IQR) que representa a diferença entre o percentil 75 e o percentil 25.

A amostra caracterizou-se por ter uma idade com uma mediana de 3,5 anos (IQR=2,30), variando a idade entre 1,8 e 7 anos. A mediana respetiva ao peso foi de 30,70Kg (IQR=12,80), com um valor mínimo de 22,60Kg e máximo de 47,80Kg.

Dos 11 canídeos, 5 eram fêmeas e 6 eram machos. No grupo das fêmeas, três apresentavam uma DA classificada como Grau Leve (C), dos quais duas na coxofemoral esquerda e uma na direita. Uma fêmea foi classificada com DA Grau Moderado (D) no membro direito, e outra com DA Grau Grave (E) no membro esquerdo. No grupo dos machos, apenas um indivíduo tinha DA Grau Leve (C) no membro direito, dois tinham DA Grau Moderado (D), um na coxofemoral direita e um na esquerda, e três tinham DA Grau Grave (E), um afetado na coxofemoral esquerda e dois na direita.

Quanto ao ângulo de NO, a mediana foi de 96,40° (IQR=12) com valores variando entre um mínimo de 86,90° e um máximo de 103,30°. A mediana do ângulo de NO nos animais com DA leve é de 100,70° (IQR=2,25), nos animais com DA moderada é de 96,40° (IQR=2,5) e nos animais com DA grave é de 87,85° (IQR=1,45).

No que respeita aos registos obtidos com a placa de análise de postura, verificou-se que a força exercida pelo membro pélvico normal (MPN) teve uma mediana de 33,40 (IQR=8,5) newton (N) variando entre um valor mínimo de 28,10N e máximo de 39,90N. Quanto à força exercida pelo membro pélvico afetado (MPA), a mediana foi de 19,80N (IQR=4,90), com valores variando entre um mínimo de 12,50N e um máximo de 24,60N (Tabela 10).

Tabela 10 – Análise Descritiva relativamente aos dados recolhidos.

ITENS	GÉNERO	Estatística Descritiva da Amostra						
		N	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	VARIÂNCIA
Idade	-	11	1,80	7,00	4,08	3,50	1,57	2,48
Peso (Kg)	-	11	22,60	47,80	32,88	30,70	7,99	63,88

Continuação da Tabela 10

ITENS	GÊNERO	N	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	VARIÂNCIA
Ângulo NO(°)	-	11	86,90	103,30	95,17	96,40	6,10	37,24
Grau de DA	C	F	3			-		
		M	1			-		
	D	F	1			-		
		M	2			-		
	E	F	1			-		
		M	3			-		
Força exercida MPN (N)		11	28,10	39,90	33,85	33,40	4,08	16,71
Força exercida MPA (N)		11	12,50	24,60	19,93	19,80	3,88	15,06

Considerando que dados recolhidos não seguiam uma distribuição normal, realizaram-se testes não paramétricos e determinou-se o Coeficiente de Correlação de Spearman (ρ) para avaliar a eventual existência de correlação entre as variáveis (Tabela 11).

Tabela 11 – Teste de Correlação de Spearman (ρ) entre as várias variáveis

		Correlações					
		RÁCIO FORÇA EXERCIDA MAP(N)/ FORÇA EXERCIDA MPN(N)	ANGULO NO (°)	FORÇA EXERCIDA MPA (N)	FORÇA EXERCIDA MPN (N)	MASSA (KG)	
Rácio Força exercida MPA (N)/ Força exercida MPN (N)	ρ	1,000	,718*	,836**	,091	-,336	
	Sig.	.	,013	,001	,790	,312	
	N	11	11	11	11	11	

		RÁCIO FORÇA EXERCIDA MAP(N)/ FORÇA EXERCIDA MPN(N)	ANGULO NO (°)	FORÇA EXERCIDA MPA (N)	FORÇA EXERCIDA MPN (N)	MASSA (KG)
Ângulo NO (°)	ró	,718*	1,000	,491	-,155	-,118
	Sig.	,013	.	,125	,650	,729
	N	11	11	11	11	11
Força exercida MPA (N)	ró	,836**	,491	1,000	,500	-,455
	Sig.	,001	,125	.	,117	,160
	N	11	11	11	11	11
Força exercida MPN (N)	ró	,091	-,155	,500	1,000	-,1,000
	Sig.	,790	,650	,117	.	.
	N	11	11	11	11	11
Massa (Kg)	ró	-,336	-,118	-,455	-,409	
	Sig.	,312	,729	,160	,212	
	N	11	11	11	11	
*. A correlação é significativa no nível 0,05						
**. A correlação é significativa no nível 0,01						

Calculou-se o rácio entre a força exercida pelo membro afetado e a força exercida pelo membro normal, de modo a obter-se uma proporção entre os dois valores (Tabela 12). Após os cálculos, verificou-se que, quando os valores da força exercida por cada membro estão equilibrados, ou seja, os valores das forças exercidas pelo MPA e das forças exercidas pelo MPN estão relativamente próximos, o valor do rácio aproxima-se de 1. À medida que as forças exercidas pelo MPA diminuem e as forças exercidas pelo MPN aumentam, os valores do rácio diminuem.

Tabela 12 – Cálculo do Rácio entre a Força exercida pelo membro pélvico afetado e a força exercida pelo membro pélvico normal

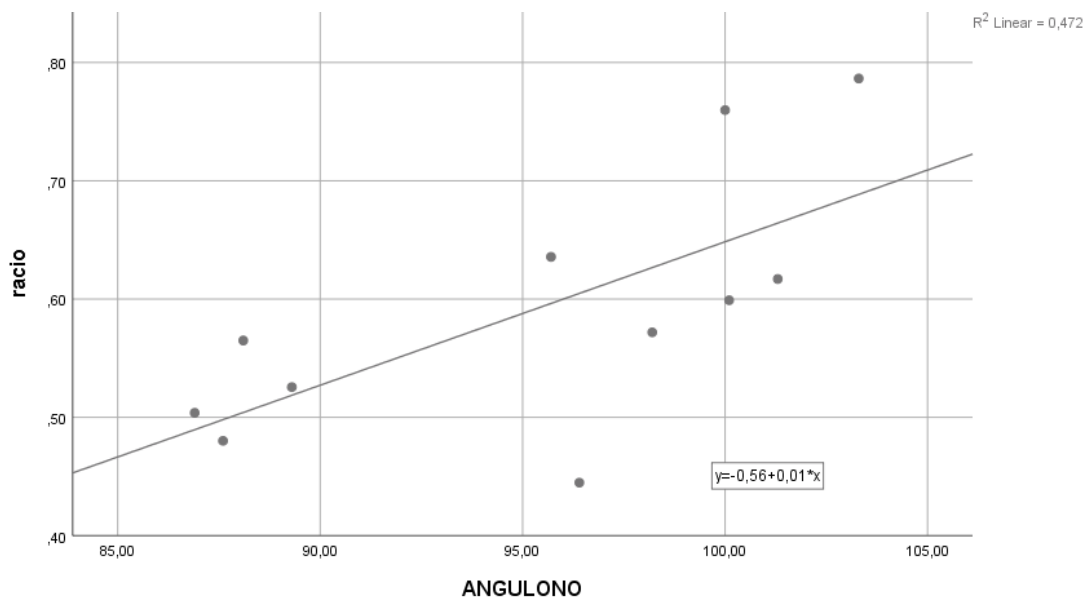
	FORÇA EXERCIDA MPN (N)	FORÇA EXERCIDA MPA (N)	RÁCIO FORÇA EXERCIDA MPA (N)/ FORÇA EXERCIDA MPN (N)
1	34,20	21,10	0,62
2	39,90	23,90	0,60
3	30,80	23,40	0,76
4	29,50	23,20	0,79

Continuação da Tabela 12

	FORÇA EXERCIDA MPN (N)	FORÇA EXERCIDA MPA (N)	RÁCIO FORÇA EXERCIDA MPA (N)/ FORÇA EXERCIDA MPN (N)
5	33,40	19,10	0,57
6	38,70	24,60	0,64
7	28,10	12,50	0,44
8	39,30	19,80	0,50
9	33,10	18,70	0,56
10	35,20	18,50	0,53
11	30,20	14,50	0,48

Utilizando o teste de Correlação de Spearman, foi possível verificar que existiu uma correlação estatisticamente significativa entre o Ângulo de NO e Rácio Força exercida MPA/ Força exercida MPN ($r(11)=0.718$, $p=0.013$) (Tabela 12). O gráfico 1 representa a dispersão entre o rácio rácio força exercida MPA/ força exercida MPN e o ângulo de NO que se mostra com uma tendência linear positiva, ou seja, à medida que a segunda parcela aumenta, a primeira também aumenta de forma constante.

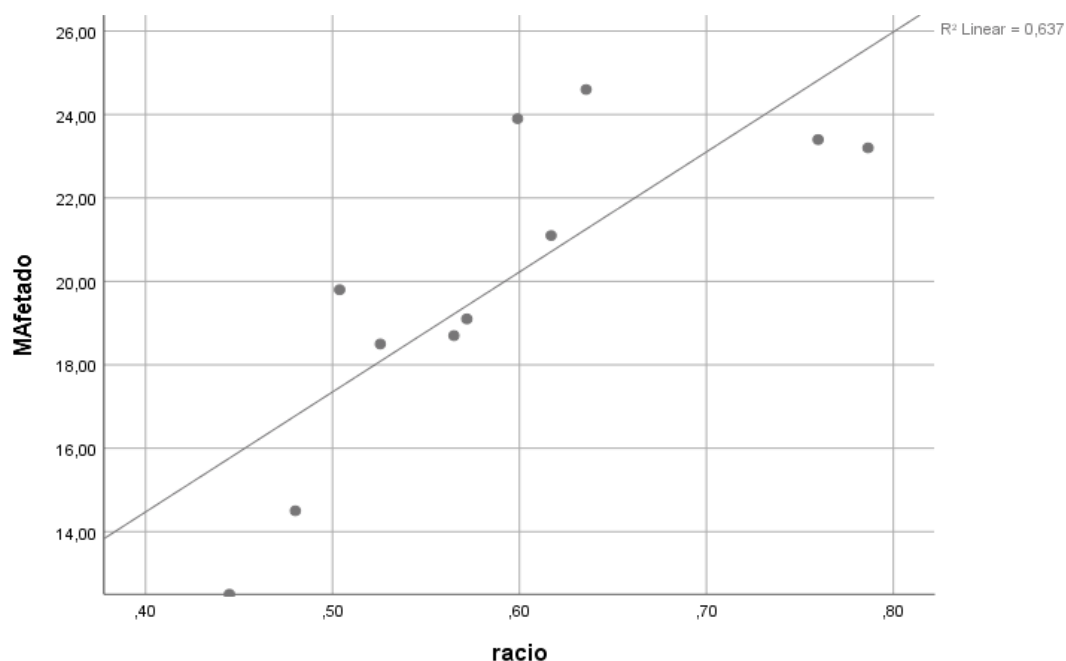
Gráfico 1 - Dispersão linear Simples entre o rácio da força exercida MPA/ força exercida MPN e o Ângulo NO



De igual modo, verificou-se também uma correlação estatisticamente significativa, entre a força exercida MPA e o rácio da força exercida MPA/ força exercida MPN ($r(11)=0.836$, $p=0.001$) (Tabela 12). O gráfico 2 representa a dispersão entre a força exercida

sob o membro afetado (N) e o rácio da força exercida MPA/ força exercida MPN, que se mostra como uma tendência linear positiva, ou seja, à medida que a primeira parcela aumenta, a segunda acompanha esse aumento de forma constante.

Gráfico 2 - Dispersão linear Simples entre a força exercida sob o Membro Afetado (N) e o Rácio da força exercida MPA/ força exercida MPN



A partir das forças distribuídas pelos membros pélvicos estudados, foi possível calcular a percentagem da massa do animal distribuída pelos membros pélvicos dado que 1N equivale a cerca de 0.10197Kgf (Tabela 13).

Tabela 13 – Conversão de newtons para quilogramas e cálculo da percentagem da distribuição da massa pelos membros pélvicos

	MASSA DISTRIBUÍDA PELO MPN (KG)	DISTRIBUIÇÃO DA MASSA NO MPN (%)	MASSA DISTRIBUÍDA PELO MPA (KG)	DISTRIBUIÇÃO DA MASSA NO MPA (%)	TOTAL DE DISTRIBUIÇÃO DE MASSA PELOS MP (%)
1	3,49	12,15	2,15	7,50	19,65
2	4,07	13,25	2,44	7,94	21,19
3	3,14	13,14	2,39	9,98	23,12
4	3,01	6,29	2,37	4,95	11,24
5	3,41	13,46	1,95	7,70	21,16
6	3,95	17,46	2,51	11,10	28,56
7	2,87	7,52	1,27	3,35	10,87

Continuação da Tabela 13

	MASSA DISTRIBUÍDA PELO MPN (KG)	DISTRIBUIÇÃO DA MASSA NO MPN (%)	MASSA DISTRIBUÍDA PELO MPA (KG)	DISTRIBUIÇÃO DA MASSA NO MPA (%)	TOTAL DE DISTRIBUIÇÃO DE MASSA PELOS MP (%)
8	4,01	10,86	2,02	5,47	16,33
9	3,38	7,98	1,91	4,51	12,49
10	3,59	12,09	1,89	6,35	18,44
11	3,08	8,63	1,48	4,14	12,77

Nos animais classificados com DA leve (N=1,2, 3 e 4) a mediana da distribuição da massa no MPN foi de 12,65% (IQR=3,98) e no MPA foi de 7,72% (IQR=2,74). No todo, o suporte da massa total pelos membros pélvicos tinha uma mediana de 20,42% (IQR=6,71). Nos animais classificados com DA moderada (N= 5,6 e 7) a mediana da distribuição da massa no MPN foi de 13,46% (IQR=9,94) e no MPA foi de 7,7% (IQR=7,75). No todo, o suporte da massa total pelos membros pélvicos tinha uma mediana 21,16% (IQR=17,69). Nos animais classificados com DA grave (N= 8, 9, 10 e 11) a mediana da distribuição da massa no MPN foi de 9,75% (IQR=3,17) e no MPA foi de 4,99% (IQR=1,59). No todo, o suporte da massa total pelos membros pélvicos tinha uma mediana de 14,55% (IQR=4,76).

Nos gráficos 3 e 4, podemos observar a dispersão da distribuição de massa no MPA (%) e o ângulo de NO, e da Distribuição de massa no MPN (%) e o ângulo de NO, correspondentemente, que se mostram como uma tendência linear positiva, ou seja, à medida que a primeira parcela aumenta, a segunda acompanha esse aumento de forma constante.

Gráfico 3 - Dispersão linear simples entre a distribuição de massa no MPA (%) e o ângulo de NO

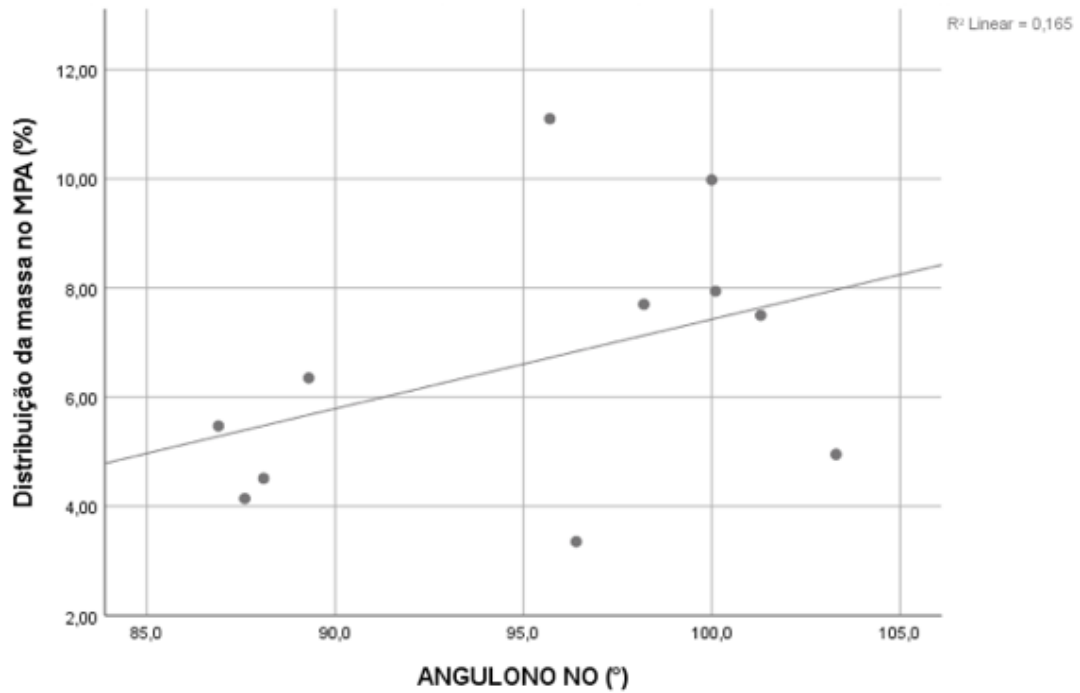
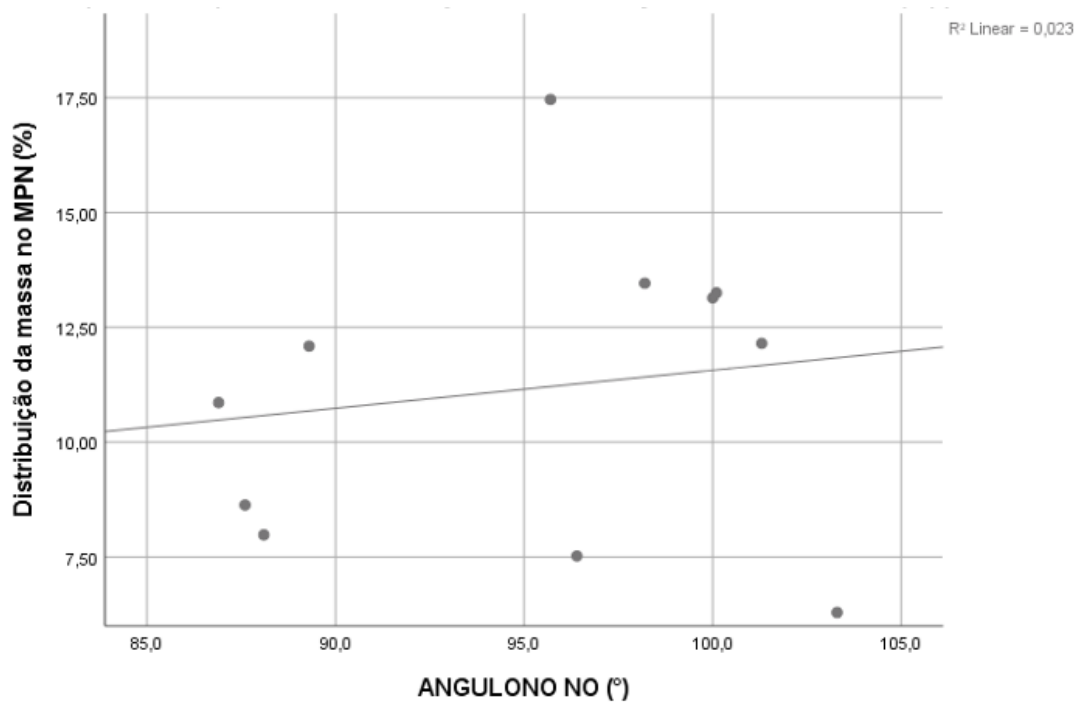


Gráfico 4 - Dispersão linear simples entre a distribuição de massa no MPN (%) e o ângulo de NO



4. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os valores do gráfico 1 e a correlação apresentada na Tabela 12 ($p < 0.05$), mostram que, com a diminuição do Ângulo NO, há uma diminuição do rácio força exercida MPA/ força exercida MPN. A diminuição no valor do rácio, significa que os valores da força exercida pelo MPA diminuem e os valores da força exercida pelo MPN aumentam. Isto porque, à medida que o Ângulo NO diminui, estamos perante uma DA cada vez mais grave (Flückiger 2007) e os animais tentam por si, compensar as alterações biomecânicas (Ginja et al. 2010) e a dor, colocando o peso nos membros menos afetados (Weigel et al. 2005; Fischer et al. 2013).

O gráfico 2, uma vez comprovada a correlação apresentada na Tabela 12 ($p < 0.05$), suporta a ideia de que há, por parte dos animais, uma compensação relativamente ao membro afetado, em que colocam o peso corporal para o membro menos afetado (Weigel et al. 2005), pois à medida que os valores de força nesse membro diminuem, o rácio tem tendência a diminuir. Desta forma, os animais conseguem reduzir o peso no membro afetado pela DA e alterações consequentes (Weigel et al. 2005) pelo que, o valor de forças apresentado na Placa de Análise de Posição, vai ser inferior.

Na tabela 13, apresentam-se os valores médios da distribuição de peso dependente do grau de DA, e pode-se constatar, segundo Levine e Millis (2014a), que estes animais não apresentam valores biomecânicos da distribuição do peso normais, dado que o normal seria 20% em cada membro pélvico. Os animais, têm tendência a retirar o peso dos membros afetados, para os membros mais saudáveis, devido à dor (Weigel et al. 2005). Conseguem isso, ao modificarem a sua postura que, consequentemente, vai alterar o seu centro de gravidade. Por vezes, caso sejam os membros pélvicos os afetados, existe a tendência em colocar mais peso sobre os membros torácicos (Newton and Nunamaker 1985) e por isso mesmo, observamos nos dados recolhidos, uma alteração das percentagens da redistribuição do peso. Os Gráficos 3 e 4 suportam a ideia anteriormente descrita, que quanto menor o Ângulo NO, menor será a redistribuição de peso no membro pélvico afetado e não afetado, relacionado com a modificação do centro de gravidade para os membros torácicos.

Podemos através da Placa de Análise de Posição fazer, indiretamente, um diagnóstico ou uma previsão deste e permite-nos decidir se são necessários outros métodos de diagnóstico de DA, como aqueles propostos pela FCI. Esta suposição indireta, dependente da colocação de mais peso no membro afetado, segundo o que podemos observar na Gráfico 2, implica que quanto maior for o rácio, maior será o Ângulo NO, tendo por isso um melhor prognóstico (Flückiger 2007). O contrário acontece quando o animal coloca menos peso sobre o membro afetado, o que significa que o rácio será menor, e como o Gráfico 2 mostra, o Ângulo NO será igualmente menor, logo terá um pior prognóstico (Flückiger 2007).

A utilização da Placa de Análise de Posição revelou-se como uma ferramenta de diagnóstico muito útil e interessante, já que permite:

- 1) Ao operador uma liberdade de recolha de dados fora do computador por apresentar um comando;
- 2) É rápida e fácil de usar;
- 3) Ajuda a avaliar claudicações subtis apresentadas pelos doentes;
- 4) Fornece dados objetivos sobre a distribuição de peso realizado pelo doente;
- 5) Facilita traçar/ demonstrar o progresso do doente para médico e cuidador;
- 6) Indica visualmente como é que o doente está a transferir o peso no corpo;
- 7) O histórico de cada doente é registado o que permite acompanhar a evolução do plano de tratamento;
- 8) Os relatórios são facilmente impressos para que os cuidadores possam rever;
- 9) A placa é impermeável o que facilita a sua limpeza e higienização;
- 10) Evita uma grande manipulação do animal;
- 11) Evita qualquer tipo de sedação ou anestesia para o estudo do doente;
- 12) Evita a exposição dos operadores e dos animais a qualquer tipo de radiações.

Contudo, apresenta como principais desvantagens:

- 1) O seu elevado custo de investimento por parte do clínico
- 2) Se a técnica/ posicionamento do animal for mal concretizada, os dados serão invalidados (Companion Animal Health 2016; (Companion Animal Health 2017; Companion Animal Health [date unknown]b).

Com o presente estudo, e perante os resultados obtidos, foi possível verificar que na presença de DA, existem diferenças entre as forças suportadas pelo membro displásico e o membro não displásico, verificando-se uma tendência para sobrecarga do membro saudável de forma a compensar o membro doente. Verificou-se também uma diferença entre os vários graus de DA e o suporte de força, avaliando-se que à medida que o grau de DA agrava, a compensação por parte do membro saudável torna-se mais evidente.

4.1. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

As principais limitações associadas ao estudo foram: 1) número limitado de casos clínicos, 2) a presença de um grupo de indivíduos heterogéneo em relação à idade e peso, embora fosse muito equilibrado quanto ao género, membros afetados e classificação da DA, 3) o acesso por tempo limitado à Placa de Análise de Posição que impediu o prolongamento do estudo e a sua utilização pós-medicação ou pós-cirurgia. O prolongamento do tempo de acesso à Placa teria sido muito útil para permitir avaliar a evolução dos casos estudados e a integração de um maior número de doentes no estudo e repetições.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bennett RL, DeCamp CE, Flo GL, Hauptman JG, Stajich M. 1996. Kinematic gait analysis in dogs with hip dysplasia. *Am J Vet Res.* 57(7):966–71.
- Budras K-D, McCarthy PH, Horowitz A, Berg R, Fricke W. 2007. Pelvic Limb. In: *The Anatomy of the Dog*. Vol. 45. 5th ed. Frankfurt: Schlütersche. p. 76–87.
- Carr BJ, Dycus DL. 2016. Canine gait analysis. *Today's Vet Pract.*(March/April):93–100.
- Companion Animal Health: Products Stance Analyzer. [date unknown]a. [accessed 2020 Jul 2]. <https://www.companionanimalhealth.com/product/stance-analyzer>
- Companion Animal Health: Stance Analyzer. [date unknown]b. [accessed 2020 Jul 2]. <https://www.companionanimalhealth.com/page/stance-analyzer>
- Companion Animal Health: The Difference Between Force Plate Technology and the Companion Stance Analyzer. 2016. [accessed 2020 Jul 2]. <https://www.youtube.com/watch?v=56ZY42GOHE4&t=3s>
- Companion Animal Health: The Stance Analyzer: An Important Diagnostic Tool for Pain. 2017. [accessed 2020 Jul 2]. <https://www.youtube.com/watch?v=AzWT0Wh-1vo>
- Darlene H, Kessler RM. 1996. Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods. 3rd ed. J.B. Lippincott.
- Evans H, Lahunta A. 2012. The Muscular System. In: *Miller's Anatomy of the Dog*. 4th ed. Missouri: Saunders. p. 254–280.
- Fischer S, Anders A, Nolte I, Schilling N. 2013. Compensatory load redistribution in walking and trotting dogs with hind limb lameness. *Vet J.* 197(3):746–752.
- Flanagan S., Kulig K. 2016. Biomechanics. In: *Orthopaedic Physical Therapy Secrets*. 3rd ed. Elsevier. p. 10–22.
- Flückiger M. 2007. Scoring radiographs for canine hip dysplasia - the big three organizations in the world. *Eur J Companion Anim Pr.* 17(Table 1):135-140.
- Galindo-Zamora V, von Babo V, Eberle N, Betz D, Nolte I, Wefstaedt P. 2016. Kinetic, kinematic, magnetic resonance and owner evaluation of dogs before and after the amputation of a hind limb. *BMC Vet Res.* 12(1):1–14.
- Getty R. 1975. *Sisson and Grossmans's The Anatomy of the Domestic Animals*. 5th ed. Philadelphia: W.B. Sauders Co.
- Ginja MMD, Pena MPL, Ferreira a J a. 2010. Diagnóstico, controlo e prevenção da displasia da anca no cão. *Rev Port Ciências Veterinárias.* 100:147–161.
- Knudson D. 2018a. Introduction to Biomechanics of Human Movement. In: *The Fundamentals of Biomechanics*. 2nd ed. California: Springer. p. 3–23.

- Knudson D. 2018b. Linear Kinetics. In: *The Fundamentals of Biomechanics*. 2nd ed. California: Springer. p. 133–139.
- König HE, Hans-Georg L. 2011. *Anatomia dos Animais Domésticos*. 4th ed. Porto Alegre: Artmed editora S.A.
- Levine D, Millis D. 2014a. Canine Anatomy. In: *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*. 2nd ed. Elsevier. p. 41–78. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4377-0309-2.00005-3>.
- Levine D, Millis D. 2014b. Joint Motions and Ranges. In: *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*. 2nd ed. Frankfurt: Elsevier. p. 730–735.
- Levine D, Millis D. 2014c. Canine Locomotion Analysis. In: *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*. 2nd ed. Elsevier. p. 201–210.
- Levine D, Millis D. 2014d. Devices for Ambulation Assistance in Companion Animals. In: *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*. 2nd ed. Frankfurt: Elsevier. p. 305–311. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781437703092000120>.
- Levine D, Millis D. 2014e. Assessing and Measuring Outcomes. In: *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*. 2nd ed. Frankfurt: Elsevier. p. 220–225.
- Marcellin-Little DJ, Levine D. 2015. Principles and Application of Range of Motion and Stretching in Companion Animals. *Vet Clin North Am - Small Anim Pract*. 45(1):57–72.
- Newton CD, Nunamaker DM. 1985. Normal and Abnormal Gait. In: *Textbook of Small Animal Orthopaedic*. J. B. Lippincott Company.
- Peterson C. 2017. Canine hip dysplasia: Pathogenesis, phenotypic scoring, and genetics. *Duluth J Undergrad Biol*. 4(Figure 3):19–27.
- Prankel S, Corbett M, Bevins J, Davies J. 2016. Biomechanical analysis in veterinary practice. *In Pract*. 38(4):176–186.
- Weigel JP, Arnold G, Hicks DA, Millis DL. 2005. Biomechanics of rehabilitation. *Vet Clin North Am - Small Anim Pract*. 35(6):1255–1285.
- Wilson ML, Roush JK, Renberg WC. 2019. Single-day and multiday repeatability of stance analysis results for dogs with hind limb lameness. *Am J Vet Res*. 80(4):403–409. doi:10.2460/ajvr.80.4.403.