**Artigo original**Eliane Ramos¹
Diogo Cunha dos Reis¹
Audrey Cristine Esteves¹**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA EM PORTADOR DE ESCOLIOSE IDIOPÁTICA****GAIT KINEMATICS ANALYSIS OF THE IDIOPATHIC SCOLIOSIS PATIENT****RESUMO**

A escoliose idiopática (EI) é uma deformidade estrutural aparente da coluna vertebral, podendo provocar alterações na marcha. Considerando essas alterações, procurou-se descrever as características cinemáticas da marcha em um indivíduo portador de EI, visando comparar o sujeito em dois momentos distintos durante processo reabilitativo. O sujeito de pesquisa foi uma estudante universitária com 25 anos, portadora de EI desenvolvida a partir da infância. O instrumento utilizado para a coleta de dados foi o sistema de reconstrução tridimensional de movimento DMAS 5.0, da SPICAtek®. Os resultados mostraram que não houve diferenças significativas para as variáveis espaço-temporais, comparando as duas coletas; com relação a dados de indivíduos normais, constatou-se diferenças significativas para as variáveis TPD ($p=0,015$), TPE ($p=0,011$), TAS-E ($p=0,023$), CPD ($p=0,000038$), CPE ($p=0,000014$), CPASS ($p=0,00090$), LP ($p=0,049$), CAD ($p=0,036$) e v ($p=0,015$); ao comparar o sujeito da pesquisa com outros estudos referentes a indivíduos escolióticos, foi possível observar valores superiores para as variáveis TAD-D e TAD-E, e valores inferiores para TBD, TBE, TAS-D, TAS-E, CPD, CPE, CAD e v ; com relação à lateralidade, verificou-se assimetria entre as variáveis TAD-D e TAD-E ($p=0,037$) na segunda coleta, e entre CPD e CPE em ambas as coletas (C1 $p=0,016$ e C2 $p=0,011$). Concluiu-se que o sujeito apresentou comprometimentos na marcha, possivelmente ocasionados pela deformidade estrutural presente na coluna, tendo o mesmo apresentado diferenças para a maioria das variáveis na comparação com indivíduos normais. Quanto ao período de reabilitação, entre as coletas, acredita-se que este não contribuiu para possíveis alterações na marcha.

Palavras-chave: escoliose idiopática, marcha, cinemática.

ABSTRACT

Idiopathic Scoliosis (IS) is apparent structural deformity of the spine being able to provoke alterations in the gait. Considering these alterations it was intended to describe the kinematics characteristics of the gait in IS patient objectifying to compare the individual in two distinct moments during rehabilitation process. The research individual was a university student with 25 years IS patient developed from infancy. The instrument used for the data collection was the system of three-dimensional reconstruction of movement DMAS 5,0 of the SPICATek®. The results had shown that there is no significant differences for the space/temporal variables when to compare the two collections; with relation to normality was evidenced significant differences for the variables TPD ($p=0,015$), TPE ($p=0,011$), TAS-E ($p=0,023$), CPD ($p=0,000038$), CPE ($p=0,000014$), CPASS ($p=0,00090$), LP ($p=0,049$), CAD ($p=0,036$) and v ($p=0,015$); when comparing the individual of the research with other referring studies the IS patients was possible to observe superior values for the variables TAD-D and TAD-E and inferior values for the TBD, TBE, TAS-D, TAS-E, CPD, CPE, CAD and v ; with relation to the side asymmetry between the variables TAD-D and TAD-E ($p=0,037$) was evidenced in the second collection, and between CPD and CPE in both of them (C1 $p=0,016$ e C2 $p=0,011$). For the displayed it can be concluded that the individual presented problems in the gait, possibly caused for the structural deformity present in the column, having presented same differences for the majority of the variables in the comparison with normal individuals. Referring to the period of rehabilitation, between the collections, believes that it did not contribute for possible alterations in the gait.

Key words: idiopathic Scoliosis, gait, kinematics.

¹ Laboratório de Biomecânica – CDS – UFSC

INTRODUÇÃO

Grande parte dos problemas posturais origina-se na infância, principalmente os que possuem relação com a coluna vertebral, causados por traumatismos, fatores emocionais, sócio-culturais e de ordem hereditária¹.

Entre os diferentes tipos de deformidade da coluna vertebral, destaca-se a escoliose idiopática (EI), esta que é uma complexa e tridimensional deformidade estrutural aparente da coluna vertebral, que envolve uma desorientação da caixa torácica acompanhada de um desvio lateral e rotação da coluna². É a maior causa de deformidade no crescimento infantil, sendo mais comum em mulheres e muitas vezes necessita de intervenção cirúrgica para sua correção^{3,4}.

A incidência de casos graves de escoliose (acima de 25° Cobb), nos E.U.A. é de 1,5 por milhão de pessoas, na Inglaterra, de 4 por milhão de pessoas e, na Suécia, de 3 por milhão de pessoas⁵. Se forem consideradas as curvaturas acima de 5° de Cobb, vistas nas radiografias e nos levantamentos clínicos, a frequência passa a ser de 13,6%. Já outros autores⁶ citam que a escoliose é um grande problema que atinge mais de 20% da população infantil.

Estudos buscam quantificar essas deformidades através de métodos invasivos e não invasivos. Normalmente são utilizados raios x para avaliação da curvatura buscando suas relações com as atividades diárias.

A escoliose, uma curvatura lateral da coluna, é um problema de assimetria que desequilibra o corpo humano, e tal desequilíbrio pode provocar alterações na marcha do indivíduo⁶.

A marcha é uma das formas de locomoção que exige movimento rítmico e alterado do tronco e seus apêndices, esta ritmicidade faz a marcha parecer uma ação que envolve repetições do mesmo movimento, permitindo um controle automático em níveis baixos do sistema nervoso, contando com intervenções de áreas superiores, apoiadas por informações sensoriais, somente para modulação e ajustes dos movimentos rítmicos para que sutis modificações possam tornar a marcha eficiente frente a diferentes eventos ambientais antecipados e inesperados⁷.

Quanto às metodologias utilizadas nas análises dos movimentos, a literatura especializada oferece poucas metodologias não invasivas capazes de analisar as modificações da forma da coluna vertebral durante a locomoção e de outros movimentos do corpo⁸.

Neste sentido, a Biomecânica torna-se uma ferramenta útil na avaliação de variáveis motoras relacionadas à marcha, pois identifica de modo quantitativo a eficácia de intervenções diferenciadas com base em parâmetros biológicos e mecânicos, disponibilizando informações úteis para possíveis alterações nestas intervenções.

Diante do exposto, este estudo tem como objetivo descrever as características cinemáticas da marcha em um indivíduo portador de EI em dois momentos distintos, durante processo reabilitativo não controlado.

PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

O sujeito de pesquisa foi uma estudante universitária selecionada intencionalmente, com 25 anos de idade, portadora de escoliose idiopática (curvatura combinada: à esquerda e à direita) desenvolvida a partir da infância. Esta foi submetida a duas cirurgias: artrodese na coluna dorso-lombar e enxerto ósseo. Antes da intervenção cirúrgica a estudante possuía uma estatura de 1,57m, massa corporal de 53kg e curvatura da coluna de 125° Cobb. Após a intervenção, a estatura passou a ser de 1,66m, massa corporal de 49kg e curvatura da coluna 80° Cobb (Figura 1). Nos primeiros dois meses subsequentes à cirurgia a estudante permaneceu em repouso e utilizando um colete pós-operatório, sendo que este último ainda foi utilizado por mais um mês.



Figura 1. Curvaturas da coluna vertebral do sujeito deste estudo antes (à esquerda) e após (à direita) as cirurgias (Fonte: exames médicos do indivíduo).

A partir do terceiro mês após a intervenção cirúrgica, até a realização da segunda coleta do presente estudo (20 meses após as cirurgias), a estudante foi submetida a intervenções para reabilitação não controladas neste estudo, sendo estas: sessões de hidroterapia (3 vezes/semana – 45 min.); fisioterapia respiratória (3 vezes/semana – 1 h.); RPG (1 vez/semana – 40 min.) e natação (2 vezes/semana – 1 h.).

O indivíduo foi submetido a uma análise cinemática da marcha, bem como da avaliação antropométrica que o precede. A coleta de dados foi realizada em dois momentos distintos: a primeira coleta (C1) foi realizada um ano após a intervenção cirúrgica (dezembro de 2004), sendo a segunda coleta (C2) realizada oito meses após a C1 (agosto de 2005).

Para a avaliação da marcha, utilizou-se o

sistema de reconstrução tridimensional de movimento *Digital Motion Analysis System* (DMAS) 5.0 da SPICAtek®. Este sistema é composto por 4 câmeras filmadoras digitais, da marca DALSA - *CCD Image Capture Technology / CA-D4*, com resolução de 1024x1024 pixels, com fator de correção de 1:1 à 40 quadros por segundo (fps).

Para reconstrução tridimensional do movimento o sistema DMAS 5.0 utiliza o método *Direct Linear Transformation* (DLT). Este procedimento utiliza para a obtenção das coordenadas espaciais (x, y e z), os pontos de controle ou de referência anatômicas fixados previamente no sujeito, antes da realização do experimento de interesse. Para a calibração do sistema utilizou-se o calibrador do sistema *Peak Motus®* (*Accessories Manual Peak Performance Technologies Inc.*), este composto por 25 pontos, não-coplanares, distribuídos no espaço determinado para a realização dos movimentos de interesse. As imagens foram capturadas por três câmeras, que não foram reajustadas ou movimentadas durante todas as aquisições.

Para a análise cinemática da marcha, medidas dos deslocamentos dos segmentos corporais, durante o ciclo do andar, foram monitoradas, permitindo a captação das medidas de tempo e distância relacionadas a uma série de eventos selecionados durante o ciclo do andar, que são: Evento 1: toque inicial do pé direito no solo; Evento 2: saída do pé esquerdo do solo; Evento 3: toque inicial do pé esquerdo no solo e Evento 4: saída do pé direito do solo.

Com base na definição destes eventos, variáveis espaciais e temporais foram determinadas, cada qual correspondendo a uma característica que define a forma de andar do indivíduo em estudo.

As variáveis espaço-temporais analisadas neste estudo foram: TAD-D e TAD-E (tempo de apoio duplo direito e esquerdo), TBD e TBE (tempo de balanço direito e esquerdo), TPD e TPE (tempo de passo direito e esquerdo), TAS-D e TAS-E (tempo de apoio simples direito e esquerdo), TTC (tempo total do ciclo), CPD e CPE (comprimento de passo direito e esquerdo), CPASS (comprimento de passada), LP (largura de passo), CAD (cadência) e v (velocidade).

Os dados cinemáticos da marcha foram obtidos através da digitalização dos pontos de interesse (tornozelos - maléolos laterais das fíbulas), demarcados no sujeito através da fixação de esferas de isopor ($\varnothing = 15\text{mm}$) cobertas de fita reflexiva nos respectivos acidentes ósseos, representando os eixos articulares dos tornozelos do indivíduo (conforme figura 2). Nesse sentido, para minimizar os possíveis erros de digitalização foi utilizado o filtro digital *Least Square Fit*, disponível no próprio sistema (DMAS 5.0), operando de forma automática com uma frequência de corte pré-estabelecida em 3 Hz.

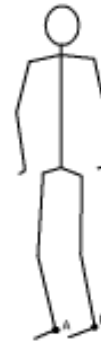


Figura 2. Modelo espacial construído para a análise cinemática da marcha para o estudo, com seus respectivos locais de marcação dos pontos reflexivos externos representando os centros articulares (maléolos laterais das fíbulas direita e esquerda, A e B respectivamente).

Para a realização das coletas de dados referentes às variáveis cinemáticas da marcha, o sujeito foi instruído a permanecer com o mínimo de vestimentas possível, facilitando a localização dos acidentes ósseos selecionados. O sujeito devidamente orientado realizou sucessivos deslocamentos, utilizando velocidade livre (auto selecionada) de marcha⁹. As filmagens iniciaram-se após 5 minutos de adaptação do indivíduo ao ambiente laboratorial, onde foram captadas as imagens referentes a seis ciclos completos da marcha (adotou-se o toque do pé direito no solo como o ponto de partida de cada ciclo) em cada coleta.

Para coleta de dados antropométricos do sujeito foram utilizados um estadiômetro da marca *Seca®* com resolução de 1mm (para a mensuração da estatura), fita métrica com resolução de 1mm (para mensuração do comprimento dos membros inferiores) e uma balança da marca *Filizola®* com resolução de 0,1 kg e limite de carga de 150 kg (para a mensuração da massa corporal).

As variáveis antropométricas foram coletadas no pré-teste e serviram para adequar os valores das variáveis selecionadas na análise cinemática, de modo que haja uma padronização para os valores absolutos e relativos coletados para posterior cruzamento. As variáveis selecionadas foram o comprimento do membro inferior e a massa.

O presente estudo seguiu todas as normas exigidas pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Catarina CEPESH/DAP/PRPG/UFSC (protocolo 326/05), onde o sujeito do estudo, depois de devidamente informado, assinou um termo de consentimento livre e esclarecido.

As variáveis foram submetidas a tratamento estatístico descritivo e teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade, adotando-se, posteriormente, o teste t pareado para comparação das coletas e teste t para comparação da lateralidade.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com relação ao comprimento para ambos os membros inferiores, o sujeito da pesquisa apresentou 0,86m.

A tabela 1 apresenta valores absolutos e relativos das variáveis temporais da marcha com relação às duas coletas realizadas.

De acordo com a tabela 1, verifica-se que houve um aumento dos valores absolutos em todas as variáveis temporais da marcha, que se deve ao aumento do TTC, entretanto não foram verificadas diferenças significativas ($p < 0,05$) em nenhuma das variáveis temporais relacionando as duas coletas.

Os resultados encontrados neste estudo para o TAD-E tanto na C1 (10,39% do TTC) quanto na C2 (11,79% do TTC) apresentaram-se inferiores aos valores citados por Sutherland *et al.* (1998), onde o TAD corresponde a 12% do TTC para indivíduos normais, já o TAD-D (C1= 12,99% do TTC e C2= 14,15% do TTC) encontrou-se acima dos valores de normalidade nos dois momentos. No entanto, não foram verificadas diferenças significativas ($p < 0,05$) entre o pré e pós-teste, bem como na comparação destas variáveis com valores considerados normais.

Estudos com indivíduos escolióticos⁶ apresentam valores relativos superiores, tanto para TAD-D (14,4%), quanto para TAD-E (14,5%) em relação aos valores encontrados neste estudo em ambas as coletas.

No que se refere ao TBD e TBE, comparando-se os valores relativos da C1 (37,66% e 38,96% respectivamente) com a C2 (36,32% e 37,74%, respectivamente), não foram verificadas diferenças significativas ($p < 0,05$), embora os valores encontrados no segundo momento apresentem-se mais baixos.

Em relação aos dados fornecidos pela literatura⁹, o valor relativo para TBD e TBE é de 38% do TTC para indivíduos adultos considerados normais, sendo assim, os valores encontrados neste estudo para o TBD em ambas as coletas, se apresentam abaixo do padrão de normalidade. Já o valor relativo encontrado para o TBE na C1 se apresenta acima do

normal, e o encontrado na C2 ficou abaixo da normalidade.

No mesmo estudo referido anteriormente⁶, os valores referentes ao TBD e TBE correspondem a 36% e 36,25% respectivamente, estes menores do que os encontrados neste estudo, em ambas as coletas.

Para o TPD (48,05% e 48,11% do TTC) e TPE (51,95% e 51,89% do TTC), considerando que a literatura⁹ apresenta valores iguais para ambas as variáveis (50% do TTC), diferenças significativas foram encontradas, TPE ($p = 0,011$) e TPD ($p = 0,015$), comparando os valores relativos referentes à C2 do sujeito da pesquisa com valores em indivíduos saudáveis.

A variável TP apresenta o valor absoluto para adultos normais¹⁰ de aproximadamente 0,5s, em comparação com os valores encontrados neste estudo, para ambas as coletas verificaram-se valores relativos de 0,46s e 0,51s para TPD, 0,50s e 0,55s para TPE, sendo estes muito próximos.

Com relação aos valores relativos para o TAS, comparando-se as duas coletas, verifica-se uma diminuição não significativa ($p < 0,05$) dos percentuais na C2, tanto para o TAS-D (38,96% - 37,74%) como para o TAS-E (37,66% - 36,32%).

Estudos como os de Sutherland *et al.*⁹ mostram que o TAS corresponde a 38% do TTC, sendo assim, foi observado que o TAS-E apresenta diferença significativa ($p = 0,023$) de acordo com a normalidade na C2, enquanto que o TAS-D apresentou-se mais próximo da normalidade não ocorrendo diferenças significativas ($p < 0,05$). Em estudo similar⁶, os valores relativos para o TAS-D e TAS-E são respectivamente, 36,25% e 36% do TTC, neste caso estes valores se encontram abaixo dos obtidos neste estudo.

Para os valores absolutos referentes ao TTC, foi possível observar um aumento na C2, embora não significativo ($p < 0,05$). Para indivíduos normais¹⁰, o TTC é de aproximadamente 1s, assim, pôde-se verificar neste estudo que a C1 esteve mais próxima da normalidade que a C2 (0,96s e 1,06s, respectivamente).

Nas demais variáveis temporais supracitadas não foram verificadas diferenças significativas de

Tabela 1. Valores absolutos e relativos da análise estatística descritiva e teste t pareado (p) das variáveis temporais da marcha referentes às duas coletas.

Variáveis	C1			C2			p-valor
	x	s	% ciclo	x	s	% ciclo	
TAD-E (s)	0,10	0,00	10,39	0,13	0,01	11,79	0,249369
TAD-D (s)	0,13	0,00	12,99	0,15	0,00	14,15	0,260147
TBD (s)	0,36	0,02	37,66	0,39	0,02	36,32	0,392070
TBE (s)	0,38	0,04	38,96	0,40	0,00	37,74	0,420833
TPD (s)	0,46	0,02	48,05	0,51	0,01	48,11	0,357849
TPE (s)	0,50	0,04	51,95	0,55	0,00	51,89	0,379898
TAS-E (s)	0,36	0,02	37,66	0,39	0,02	36,32	0,392070
TAS-D (s)	0,38	0,04	38,96	0,40	0,00	37,74	0,420833
TTC (s)	0,96	0,05	100,00	1,06	0,01	100,00	0,369272

Tabela 2. Valores absolutos e relativos estatística descritiva e teste t pareado referentes às duas coletas.

variáveis	C1			C2			p
	x	s	% CPASS	x	s	% CPASS	
CPD (m)	0,56	0,01	53,41	0,62	0,03	57,93	0,406386
CPE (m)	0,49	0,00	46,54	0,45	0,01	42,03	0,552347
CPASS (m)	1,05	0,02	100,00	1,07	0,02	100,00	0,468794
LP (m)	0,16	0,00		0,13	0,03		0,811869
CAD (passos/min)	124,30	0,42		113,22	1,51		0,543661
v (m/s)	1,0905	0,00		1,01364	0,01		0,512133

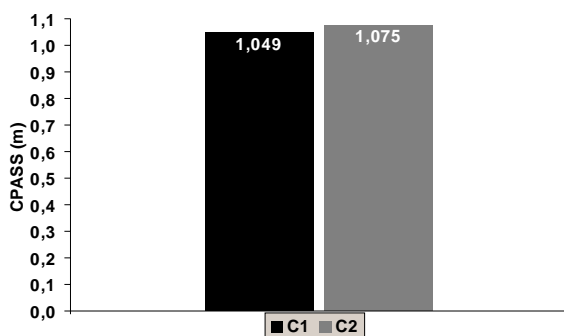
acordo com a normalidade.

Os resultados das variáveis espaciais e espaço-temporais estão apresentados na tabela 2.

Com relação aos valores encontrados neste estudo para as variáveis espaço-temporais, conforme apresentado na tabela 2, não foram verificadas diferenças significativas entre as duas coletas. Entretanto, comparando a C2 com sujeitos normais, de acordo com alguns autores, foi possível verificar diferenças significativas ($p < 0,05$) em todas as variáveis.

Comparando-se os dados absolutos obtidos para o CPD entre as coletas (0,56m e 0,62m), é possível verificar um incremento de valor na C2, em contrapartida, o CP-E apresentou uma redução na C2 (0,49m e 0,45m). Valores de 0,66m para o CP de mulheres são citados¹¹, e comparando este valor com o sujeito da pesquisa na C2 foi possível verificar diferenças significativas de $p = 0,0000038$ e $p = 0,000014$ para CPD e CPE respectivamente.

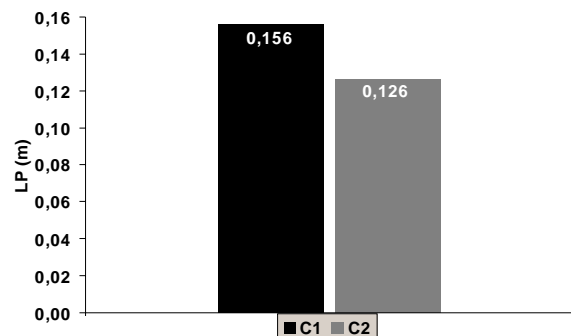
Um estudo comparativo com sujeitos saudáveis e neuropatas¹², cita valores médios de 0,66m para CPD e 0,67m para CP-E, em relação ao grupo controle ($n = 20$). Como parâmetro médio para indivíduos normais são apresentados valores de $CP = 0,80m$ ¹³. Para a mesma variável CP, o valor de 0,56m é apresentado em adolescentes portadores de EI¹⁴.

**Figura 3.** Relação do CPASS no C1 e C2 da marcha do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha.

Quanto aos resultados obtidos, no figura 3, para comprimento da passada, observa-se que este aumentou na C2 (1,07m), porém este incremento não foi significativo ($p < 0,05$). Comparando com a normalidade, de acordo com dados apresentados por Sacco¹², CPASS aproximadamente 1,34m, o sujeito desta pesquisa apresenta valores abaixo da

normalidade para ambas as coletas. Lehmkuhl *et al*⁵ apresenta dados do CPASS de 1,28m para mulheres. Holden *et al*¹³ apresentaram como valor absoluto para o CPASS 1,50m, onde este valor apresenta diferença significativa ($p = 0,00090$) em relação ao presente estudo. Entretanto estes autores não apresentam a faixa etária determinada para os valores observados.

Já Sutherland *et al*⁶ e Lemke *et al*⁶, apresentam os valores de 1,58m e 1,56m respectivamente para CPASS, para uma faixa etária de 25 a 30 anos, sendo também possível verificar diferenças estatisticamente significativas ($p = 0,00090$) entre estes valores e o obtido na C2 deste estudo.

**Figura 4.** Relação da LP no C1 e C2 da marcha do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha.

Em relação a variável LP, demonstrada no figura 4, não se verificou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$), no entanto, é possível observar uma diminuição no valor, comparando-se a C1 e a C2 (0,16m e 0,13m, respectivamente), o que significa que houve uma diminuição da oscilação lateral melhorando conseqüentemente o equilíbrio, de acordo com os dados de Chen *et al*¹⁷.

Shores¹⁸ apresenta como valor normal para base de suporte (LP) 0,05m a 0,10m, sendo inferiores aos encontrados neste estudo (0,16m e 0,13m, respectivamente). Lemke *et al*¹⁶ também apresentaram um valor abaixo do encontrado neste estudo (0,06m), verificando assim diferença significativa ($p = 0,049$) em relação ao valor obtido nesta variável.

Com relação às duas variáveis observadas anteriormente (CPASS e LP), Walker *et al*¹⁹ cita que, uma diminuição no CPASS e aumento da LP, alteração também observada neste estudo, se deve a necessidade de manter estável a base de suporte

durante a marcha.

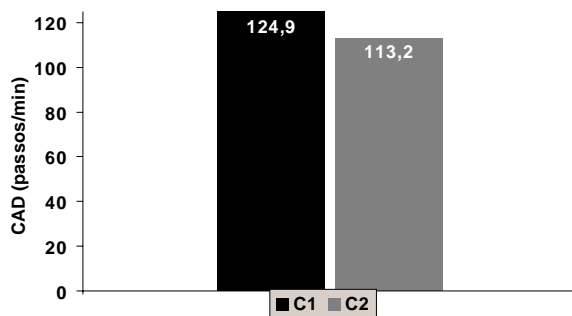


Figura 5. Relação da variável CAD na C1 e C2 da marcha do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha.

Para a variável espaço-temporal CAD (conforme figura 5), foi observada uma redução não significativa ($p < 0,05$), no entanto, na C2 o valor se aproximou da normalidade (124,30 – 113,22 passos/min) se comparado com o citado por Lehmkuhl *et al.*¹⁵ de acordo com dados de Thompson¹¹, como CAD=117passos/min para mulheres, verificou-se diferença significativa ($p = 0,036$). Holden *et al.*¹³, apresentaram para esta variável, um valor médio de 110 passos/min para indivíduos normais.

Bruniera²⁰ cita que existe uma cadência natural para o andar e os valores encontrados na literatura pelo mesmo, demonstram uma variação de 107 a 122 passos/min. O mesmo autor apresenta alguns estudos com o objetivo de justificar a diferença da cadência na locomoção humana entre o sexo feminino e o masculino, nos resultados do estudo realizado com 472 mulheres, a cadência encontrada foi de 116,5 passos/min com um desvio padrão de 11,7 passos/min, comparando com um grupo oposto, foram pesquisados 434 homens com uma cadência média de 110,5 passos/min e um desvio padrão de 10 passos/min.

No que se refere a indivíduos portadores de EI, Mahaudens *et al.*¹⁴, apresenta em seu estudo CAD=104passos/min, valor este abaixo do obtido no presente estudo.

Com relação à velocidade da marcha (figura 6), não houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre as duas coletas (1,09m/s e 1,01m/s, respectivamente). Já em comparação com a normalidade dos dados, verificou-se diferença estatisticamente significativa ($p = 0,015$) de acordo com Sutherland *et al.*⁹, Lemke *et al.*¹⁶ e Lehmkuhl *et al.*¹⁵, que apresentam respectivamente $v = 1,56\text{m/s}$, $1,48\text{m/s}$ e $1,43\text{m/s}$.

Mahaudens *et al.*¹⁴, em um estudo com adolescentes portadores de EI, apresentam $v = 0,97\text{m/s}$, ou seja, é possível verificar que tanto o sujeito dessa pesquisa como os reportados no estudo supracitado, encontram-se abaixo da normalidade.

Adams & Perry²¹ citam que pacientes com disfunção motora, geralmente adotam velocidades

inferiores à marcha normal. No caso do sujeito desta pesquisa, o déficit na velocidade pode estar relacionado aos baixos comprimentos de passo e passada.

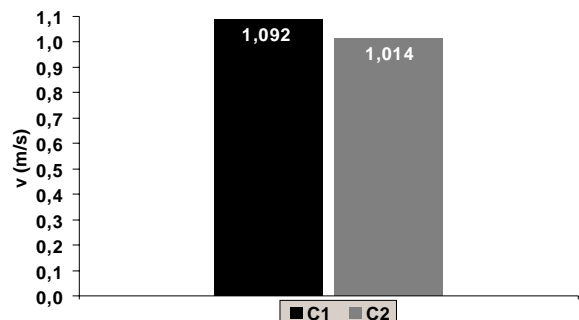


Figura 6. Relação da variável v (m/s) na C1 e C2 da marcha do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha.

Holden *et al.*¹³ e Thompson¹¹ apresentaram o valor de 1,3 m/s para velocidade da marcha de indivíduos normais.

De forma geral, pode-se inferir que embora o sujeito da pesquisa apresente diferenças nos resultados de C1 e C2, ficando estes mais próximos dos índices de normalidade, ainda não se pode afirmar que as características espaciais são consideradas normais de acordo com os resultados estatísticos.

Segundo resultados de Chen *et al.*¹⁷, em relação aos valores em pacientes com escoliose, a fase de apoio e o comprimento de passada encontram-se muito próximos da normalidade, porém a cadência apresentou valores significativos, podendo-se concluir que essa diferença deve-se ao baixo controle da estabilidade postural desses pacientes.

Um fator importante, nesse caso, que poderia explicar estas diferenças é a oscilação lateral no plano frontal, apresentada pelo indivíduo durante a deambulação, e que sugere que o mesmo adaptou-se às condições corporais pós-cirúrgicas, compensando a falta de equilíbrio.

Mahaudens *et al.*¹⁴ citam também que a correção cirúrgica mecânica da escoliose, pela redução do ângulo de Cobb, melhora o balanço do corpo (oscilação lateral no plano frontal), entretanto esse processo de adaptação é lento.

Lateralidade

Segundo Adams e Perry²¹, indivíduos com disfunção motora apresentam assimetrias nas variáveis da marcha. Autores como Sutherland *et al.*⁹, Tompson¹¹, Lemke *et al.*¹⁶ e Mahaudens *et al.*¹⁴, consideram que as variáveis espaço-temporais da marcha de indivíduos normais devem apresentar uma simetria com relação à lateralidade.

A duração do ciclo da marcha, dos períodos de apoio e de balanço, e o tempo relativo consumido nos intervalos de apoio simples e duplo apoio, podem ser significativamente alterados dependendo da gravidade da disfunção e do comprometimento uni ou bilateral²¹. Afirma também que, comparações entre os lados

quanto à duração do apoio e do balanço, fornecem evidências quantitativas das possibilidades de simetria, estabilidade e progressão.

Os valores referentes à lateralidade das variáveis temporais da marcha do indivíduo estudado estão expostos no figura 7.

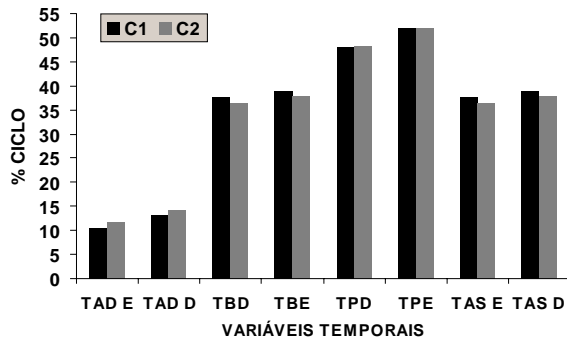


Figura 7. Relação das variáveis temporais da marcha do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha.

Conforme se observa no figura 7, comparando-se o TAD-D e o TAD-E na C1 observou-se que o TAD-D (12,99% do TTC) apresentou-se maior que o TAD-E (10,39% do TTC), porém não foi possível verificar se esta diferença foi significativa, pois não houve variância entre os valores utilizados na determinação do procedimento estatístico.

Na C2, foi observada assimetria entre TAD-D e o TAD-E ($p=0,037$), onde TAD-D apresentou o valor de 14,15% do TTC e TAD-E 11,79% do TTC.

As demais variáveis (TBD, TBE, TPD, TPE, TAS-E, TAS-D), tanto na C1 quanto na C2, não apresentaram diferenças significativas ($p<0,05$) com relação à lateralidade.

Os valores referentes à lateralidade das variáveis CPD e CPE da marcha do indivíduo estudado estão expostos no figura 8.

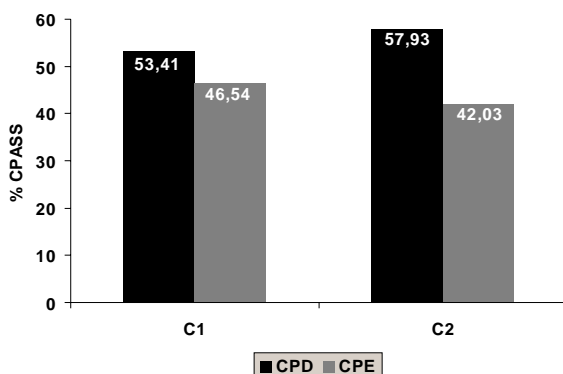


Figura 8. Relação das variáveis CPD e CPE (% do CPASS) da marcha do indivíduo analisado durante um ciclo da marcha.

Conforme pode ser observado no figura 8, em ambas as coletas foi verificada uma assimetria significativa (C1 $p=0,016$ e C2 $p=0,011$) entre as variáveis CPD e CPE. Esta diferença pode estar

relacionada com o fato de que o indivíduo estudado possui uma curva torácica direita muito acentuada em sua coluna vertebral.

CONCLUSÃO

Partindo da análise e discussão dos resultados deste estudo, concluiu-se que:

- Não houve diferenças significativas em todas as variáveis espaço-temporais da marcha comparando as duas coletas;

- Comparando com dados de indivíduos normais verificou-se diferenças significativas nas variáveis TPD, TPE, TAS-E, CPD, CPE, CPASS, LP, CAD e v;

- Ao comparar o sujeito da pesquisa com outros estudos referentes a indivíduos escolióticos, foi possível observar valores superiores para as variáveis TAD-D e TAD-E, e valores inferiores para TBD, TBE, TAS-D, TAS-E, CPD, CPE, CAD e v;

- Verificou-se assimetria significativa entre as variáveis TAD-D e TAD-E na segunda coleta, e entre CPD e CPE em ambas as coletas.

De um modo geral, pôde-se observar que o sujeito desta pesquisa apresentou comprometimentos em sua marcha, possivelmente ocasionados pela deformidade estrutural presente em sua coluna vertebral, pois o sujeito da pesquisa apresentou assimetria significativa em relação as variáveis analisadas bem como apresenta diferenças estatisticamente comprovadas para a maioria das variáveis, se comparado com indivíduos normais. Deve ser considerado também o fato de que o sujeito não apresentou assimetria de comprimento de membros inferiores.

Quanto ao período de reabilitação compreendido entre a primeira e segunda coleta de dados, que devido a limitações deste estudo não foi controlado, acredita-se não ter contribuído para possíveis alterações na marcha do sujeito estudado. Destaca-se que haveria a necessidade de um controle rígido deste período, para que houvesse um mapeamento mais detalhado de sua repercussão no processo reabilitativo.

Outro fator a ser considerado, é que as diferenças constatadas entre os dados absolutos deste estudo com outros disponíveis na literatura, podem ter sido influenciadas por variações antropométricas entre as amostras dos estudos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Link DM, Teixeira JS, Oliveira LG, Mota CB. Análise cinemática do andar de crianças transportando mochilas. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica. Gramado: UFRGS; 2001. p. 180-184.
- Shirado O, Toshikazu I, Kaneda K, Strax TE. Kinesiologic Analysis of Dynamic side-shift in patients with idiopathic scoliosis. Arch Psych Med Rehabil 1995;76:621-626.

3. Khouri N, Vialle R, Mary P, Biot B. Scoliose idiopathique en période de croissance, indications et programmes thérapeutiques, Idiopathic Scoliosis during the Growth Period, Treatment indications. EMC, Rhum Orthopéd. 2004;1:45-63.
4. Khouri N, Vialle R, Mary P, Marty C. Scoliose idiopathique. Stratégie diagnostique, physiopathologie et analyse de la déformation Idiopathic Scoliosis. Strategy, Pathophysiology, and Deformity Analysis. EMC, Rhum Orthopéd. 2004;1:17-44.
5. Knoplich J. Enfermidades da coluna vertebral. São Paulo: Panamed; 1986.
6. Griebeler D, Domingues CA, Mota CB, Dorst LM. Aspectos cinemáticos da marcha em indivíduos escolióticos: um estudo exploratório. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica. Gramado: UFRGS; 2001. p. 185-190.
7. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. Princípios da Neurociência. Barueri: Manole; 2003.
8. Brenzikofer R, Deprá PP, Lima Filho EC, Barros RML. Quantificação das curvas da coluna vertebral durante a marcha. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica. Gramado: UFRGS; 2001. p. 230-235.
9. Sutherland DH, Kaufman KR, Moitoza JR. Cinemática da marcha humana normal. In: Rose J, Gamble JG. A Marcha Humana. 2 ed. São Paulo: Premier; 1998. p. 23-45.
10. Carollo J. Gait Instrumentation Lecture. CSM - University of Colorado Health Sciences Center/Center for Gait and Movement Analysis; 2005
11. Thompson D. Changes in the gait pattern across the lifespan. In: Sutherland DH, Olshen RA, Bideen EN, Wyatt MP. The development of mature walking. 1988. Philadelphia: J.B. Lippincott. Disponível em <<http://www.ouhsc.edu>> [2005 out 15].
12. Sacco ICN. Biomecânica da Marcha Humana. Apostila; 2001.
13. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR. Gait Assessment for Neurologically Impaired Patients: gait clinical issues. Phys Ther 1993;66(10):1530-1539.
14. Mahaudens P, Thonnard JL, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. Spine J 2005;5:427-433.
15. Lehmkuhl LD, Smith LK, Weiss EL. Cinesiologia Clínica de Brunstrom. 5 ed. São Paulo: Manole; 1997.
16. Lemke MR, Wendorff T, Mieth B, Buhl K, Linnemann M. Spatiotemporal gait patterns during over ground locomotion in major depression compared with healthy controls. J Psych Research 2000;34:277-283.
17. Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI, Hang YS. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. Clin Biomech 1998;13(1):S52-S58.
18. Shores M. Footprint Analysis in Gait Documentation. Gait Basic Research. Phys Ther 1993;60(9):1163-1167.
19. Walker AE, Noseworthy JH, Kaufman KR. Gait characteristics of patients with progressive multiple sclerosis. Annals of 23 Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. University of Pittsburgh; 1999. p. 21-23.
20. Brunieira CAV. Análise Biomecânica da Locomoção Humana: andar e correr. Trein Desp 1998;3(3):54-61.
21. Adams JM, Perry J. Análise da marcha: aplicação clínica. In: Rose J, Gamble JG. A Marcha Humana. 2 ed. São Paulo: Premier; 1998. p.147-173.

Endereço para correspondência

Audrey Cristine Esteves
Rua Felipe Neves, 410 BIB3, apto 03
Estreito Bairro
Cep 88090-750 – Florianópolis, SC. Brasil

Recebido em 13/02/06

Revisado em 15/05/06

Aprovado em 11/07/06