



---

**Universidad de Valladolid**

**ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES**

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LOS MATERIALES E INGENIERÍA  
METALÚRGICA, EXPRESIÓN GRÁFICA EN LA INGENIERÍA, INGENIERÍA  
CARTOGRÁFICA, GEODESIA Y FOTOGRAMETRÍA, INGENIERÍA MECÁNICA E  
INGENIERÍA DE LOS PROCESOS DE FABRICACIÓN**

**TESIS DOCTORAL:**

**REPERCUSSÕES BIOFÍSICAS DA LOCOMOÇÃO DE  
CRIANÇAS PRÉ-PUBERTÁRIAS COM CARGAS ÀS COSTAS.  
AS IMPLICAÇÕES DA UTILIZAÇÃO DE MOCHILAS  
ESCOLARES**

**EFFECTOS BIOFÍSICOS EN LA LOCOMOCIÓN DE LOS NIÑOS  
PREPUBERALES CON CARGA EN LA ESPALDA.  
CONSECUENCIA DEL USO DE MOCHILAS ESCOLARES**

Presentada por D. João da Rocha e Silva para optar al grado de  
doctor por la **Universidad de Valladolid**

Dirigida por:  
Dr. Manuel San Juan Blanco  
Dr. Tiago M. Barbosa





---

**Universidad de Valladolid**

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

TESIS DOCTORAL:

**REPERCUSSÕES BIOFÍSICAS DA LOCOMOÇÃO DE  
CRIANÇAS PRÉ-PUBERTÁRIAS COM CARGAS ÀS COSTAS.  
AS IMPLICAÇÕES DA UTILIZAÇÃO DE MOCHILAS  
ESCOLARES**

**EFFECTOS BIOFÍSICOS EN LA LOCOMOCIÓN DE LOS NIÑOS  
PREPUBERALES CON CARGA EN LA ESPALDA.  
CONSECUENCIA DEL USO DE MOCHILAS ESCOLARES**

D. João da Rocha e Silva

REPERCUSSÕES BIOFÍSICAS DA LOCOMOÇÃO DE CRIANÇAS PRÉ-PUBERTÁRIAS COM CARGAS ÀS COSTAS. AS IMPLICAÇÕES DA UTILIZAÇÃO DE MOCHILAS ESCOLARES

## Resumo

Ao observar a entrada ou saída das crianças de uma escola do ensino básico, qualquer adulto que não esteja familiarizado com esta imagem de imediato nota que muitas das crianças devem transportar “demasiado peso” na mochila e que esta “sobrecarga” deverá prejudicar a saúde da criança a médio e longo prazo. O transporte do material escolar e outros haveres por parte de alunos pré pubertários é um problema que preocupa toda a comunidade educativa. Apesar de todos os anos, no início do ano letivo, surgirem nos meios de comunicação social várias chamadas de atenção para a problemática e algumas organizações divulgarem várias recomendações para minorar o problema, na prática, nada de concreto é feito para alterar a situação.

Antes de avançar no texto convém definir, ainda que de forma muito simplificada, o que se entende por “marcha normal”. Define-se, nesta tese, “marcha normal” como sendo a efetuada sem sobrecarga, a velocidade autosseleccionada; por oposição à “marcha normal” temos a “marcha patológica”.

Uma preocupação da comunidade educativa é saber qual o limite para a carga máxima que uma criança pode transportar, i.e., quando é que a carga obriga a uma marcha patológica, tendo esta marcha patológica repercussões no normal desenvolvimento da criança. É esta problemática que nos propomos estudar com esta tese.

O sistema neuromuscular controla o movimento humano. A marcha é descrita como um conjunto de movimentos cíclicos repetidos, determinada por um conjunto multifatorial considerado determinante no padrão da mesma. Quando se pretende fazer uma avaliação da marcha é importante englobar mais que uma técnica de análise, tendo sido utilizadas, neste trabalho, a cinemática, a atividade muscular (EMG), custo energético e a termografia.

Quando a marcha não é realizada com o mínimo dispêndio energético possível, há alterações no seu padrão cinemático, na ativação muscular e na temperatura detetada à superfície do corpo.

A termografia é ainda uma técnica pouco usada para analisar a marcha e o transporte de mochilas escolares. Os primeiros estudos do exercício físico com termografia infravermelha surgiram na década de 1970 (Fernandes et al., 2012). Devido à redução dos custos de aquisição, aumento da mobilidade / portabilidade e aumento da resolução dos equipamentos, a utilização da termografia passa a ter um crescente interesse na análise da marcha. Assim Pretende-se com esta tese dar uma contribuição para este tipo de técnica de análise. Esta técnica terá um previsível aumento de utilizadores, não só para a análise da marcha, mas também para a análise das várias condições de exercício.

Sendo uma preocupação da comunidade educativa o possível excesso de carga transportada pelas crianças, foi objetivo deste trabalho determinar padrões de marcha destas crianças que permitisse com alguma segurança propor valores máximos da carga a transportar, supondo que a mochila é colocada às costas e suportada por ambas as alças na cintura escapular.

Os objetivos específicos desta tese foram, (a) avaliar a possibilidade de utilizar o mesmo protocolo para técnicas cinemáticas, eletromiográficas, custo energético e termográficas no estudo da marcha; (b) avaliar a influência relativa dos parâmetros % **massa corporal** transportada na mochila e **velocidade de marcha** sobre o padrão da “marcha normal”.

A hipótese colocada era a de que o transporte de mochilas às costas com cargas, quando comparado com a condição transporte sem carga, altera variáveis cinemáticas, eletromiográficas, económicas e termográficas da marcha. Para confirmar ou não esta hipótese analisou-se a marcha de crianças em idade escolar quando transportavam

mochilas com carga às costas e comparou-se com a marcha das mesmas crianças quando não transportavam qualquer carga a diferentes velocidades.

Nesta tese o tipo de mochila e a forma de transporte da mesma foi fixado. O transporte da carga foi efetuado em mochila com duas alças que era colocada às costas e suportada por ambas as alças na cintura escapular, apesar de, na realidade, uma parte muito significativa das crianças com mais de 9 anos transportar a mochila suportada apenas por uma das alças.

Foram realizados estudos quantitativos baseados numa tipologia observacional analítica transversal, tendo sido utilizada uma amostra de indivíduos saudáveis, jovens pré pubertários de ambos os sexos. Procedeu-se ao registo de imagens, à monitorização da atividade eletromiografia, ao consumo de oxigénio e ao registo de temperatura cutânea à distância.

O protocolo experimental utilizado nesta tese consistiu em caminhar em tapete rolante, sem inclinação a velocidades de  $1,11 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $1,38 \text{ m.s}^{-1}$  e  $1,67 \text{ m.s}^{-1}$ , durante 3 minutos com cargas relativizadas à massa corporal que correspondiam a 0%, 10% e 20%; sempre com a mesma mochila.

Para efetuar o estudo em foram convidados a participar alunos da faixa etária entre 6 anos e 12 anos, que frequentassem o ensino básico de escolas públicas localizadas na região urbana da de Bragança. Nenhuma crianças inserida no estudo apresentou qualquer lesão ou patologia ortopédica e/ou músculo-esquelética no último ano. A dimensão da amostra para os diferentes estudos variou de acordo com a disponibilidade das crianças e dos pais. Todos os procedimentos respeitaram a Declaração de Helsínquia para investigação com humanos.

Para esta tese utilizou-se uma balança para o registo da massa, uma escala graduada para o registo da estatura e as imagens foram gravadas com câmara de vídeo digital. Os sujeitos efetuaram a marcha num tapete rolante. A análise cinemática foi realizada utilizando *software* comercial e *software* de utilização livre. O sinal eletromiografico

foi registado com um sistema dedicado de 5 canais com uma frequência de amostragem de 1000 Hz e conversor analógico digital de 16-bit. As imagens termográficas foram registadas com câmara termográfica infravermelha no que respeita ao consumo de oxigénio, este foi determinado durante a marcha recorrendo a um espirómetro, sendo os dados recolhidos analisados com *software* específico.

Com o estudo cinemático foi possível concluir que houve uma dependência de todos os parâmetros analisados com a carga e com a velocidade.

Para todos os músculos foi encontrada alguma dependência com a carga ainda que em alguns casos não seja estatisticamente significativa. A dependência com a velocidade foi mais evidente.

Ao analisar o consumo para as diferentes velocidades observamos claramente a dependência deste parâmetro com a velocidade e fraca dependência com a carga (sem significado estatístico).

Com a termografia não se conseguiu comprovar que o efeito da carga fosse estatisticamente significativo (a 5% de significância) embora no caso da temperatura das costas o valor de prova associado à carga seja baixo ( $p=0,062$ ). Para a temperatura das costas foram construídos dois grupos homogéneos para a velocidade, havendo diferenças significativas entre o grupo de 6 km/h e o grupo com 4 e 5 km/h.

Este estudo permite-nos afirmar que o transporte de mochila colocada às costas e suportada por ambas as alças na cintura escapular com cargas de **20 % do Peso Corporal** tem repercussões biofísicas nas crianças pré pubertárias.

## Resumen

Observando la entrada y salida de niños de una escuela de educación básica, cualquiera adulto que no esté familiarizado con esta imagen percibe que muchos de los niños pueden transportar “demasiado peso” en las mochilas y que esta “sobrecarga” podría perjudicar la salud del niño en el medio y largo plazo. El transporte del material escolar y de otras pertenencias por los alumnos en el periodo prepuberal es un problema que preocupa, en general, a toda la comunidad educativa. Aunque todos los años, en el inicio de cada año lectivo, surjan en la comunicación social varias llamadas de atención sobre este problema y que algunas organizaciones divulguen diversas recomendaciones para que se atenúen los efectos, en la práctica no se toman medidas concretas para tratar de revertir la situación.

Antes de continuar con el texto se hace conveniente definir, aunque sea de forma muy sencilla, lo que se entiende por “marcha normal”. En esta tesis se define “marcha normal” como aquella que se efectúa sin sobrecarga, a una velocidad auto seleccionada; por oposición a la “marcha normal” se tiene la “marcha patológica”.

Una preocupación de la comunidad educativa es saber dónde se encuentra el límite para la carga máxima que un niño puede transportar, i.e., a partir de qué valor la carga obliga a una marcha patológica, teniendo esta marcha patológica repercusiones en el normal desarrollo del niño. Es este problema el que nos proponemos estudiar en esta tesis.

El sistema neuromuscular controla el movimiento humano. La marcha es descrita como un conjunto de movimientos cíclicos repetidos, determinada por un conjunto multifactorial considerado determinante en su estándar. Cuando se pretende hacer una evaluación de la marcha es importante emplear más de una técnica de análisis, habiendo sido utilizadas en este trabajo: la cinemática, la actividad muscular (EMG), el coste energético y la termografía.

Cuando la marcha no es ejecutada con el mínimo gasto energético posible, hay alteraciones en su estándar cinemático tanto en la activación muscular, como en la temperatura detectada en la superficie corporal.

La termografía es una técnica aun poco utilizada para el análisis de la marcha y el transporte de mochilas escolares. Algunos de los primeros trabajos publicados en los que se han empleado técnicas termográficas estaban asociados a enfermedades y se encuentran incluso en la década de 1960, como por ejemplo la circulación sanguínea y la diabetes (Brånemark et al., 1967; Winsor & Bendezu, 1964; Lee Hoffman & DiMattia, 1964). Sin embargo, los primeros estudios del ejercicio físico con termografía infrarroja surgieron en la década de 1970 (Fernandes et al., 2012). Debido a la reducción de costes de la adquisición, el incremento de la movilidad /portabilidad y el aumento de la resolución de los equipos, por lo que la utilización de la termografía gana un interés creciente en el análisis de la marcha. Así, se pretende, con esta tesis, contribuir al conocimiento del empleo de esta técnica para este tipo de análisis. Esta técnica tendrá un previsible incremento de usuarios, no sólo en el análisis de la marcha sino en el análisis de diferentes condiciones de ejercicio.

Siendo una preocupación de la comunidad educativa el posible exceso de carga transportada por los niños, ha sido objeto de este trabajo determinar los estándares de la marcha de estos niños, lo cual permitiría con cierta seguridad proponer valores máximos de la carga a transportar, suponiendo que la mochila es colocada a las espaldas y soportada por los dos mangos en la cintura escapular.

Los objetivos específicos de esta tesis fueron, (a) evaluar la posibilidad de utilizar el mismo protocolo para las técnicas cinemáticas, electromiográficas, de coste energético y termográficas en el estudio de la marcha; (b) evaluar la influencia relativa de los parámetros % de la masa corporal transportada en mochila y la velocidad de la marcha sobre el estándar de la “marcha normal”.

La hipótesis considerada será la de que el transporte de mochilas con cargas en la espalda, respecto de la condición de movilidad sin carga, altera las variables cinemáticas, electromiográficas, económicas y termográficas de la marcha. Para validar o no esta hipótesis se ha analizado la marcha de niños en edad escolar cuando transportaban mochilas con carga a la espalda y se comparó con la marcha de los mismos niños cuando no transportaban carga, considerando distintas velocidades.

En esta tesis, no se consideraba como variable el tipo de mochila y su forma de transporte al mantenerse de manera fija. El transporte de la carga fue efectuado en mochila con dos correas colocadas a la espalda y soportada por ambas sobre la cintura escapular, a pesar de que en la realidad una parte muy significativa de los niños con más de 9 años transporta la mochila soportada solo por una de las correas.

Fueron realizados estudios cuantitativos basados en una tipología de observación analítica transversal, habiendo sido utilizada una muestra de individuos saludables, jóvenes en pre-pubertad y de ambos los sexos. Se procedió al registro de imágenes, a la monitorización de la actividad electromiográfica, del consumo de oxígeno y al registro de temperatura cutánea a distancia.

El protocolo experimental utilizado en esta tesis consistió en caminar en un pasillo rotatorio, sin inclinación a velocidades de 1,11 m.s<sup>-1</sup>, 1,38 m.s<sup>-1</sup> e 1,67 m.s<sup>-1</sup>, durante 3 minutos con cargas relativizadas a la masa corporal que correspondían al 0%, 10% e 20%; siempre con la misma mochila.

Para efectuar el estudio fueron invitados a participar alumnos del intervalo de edades entre los 6 años y los 12 años, que reciben su enseñanza básica en escuelas públicas localizadas en la región urbana de Bragança (Portugal). En la población de estudio se buscó que ningún niño hubiera sufrido ningún tipo de lesión o patología ortopédica y/o músculo-esquelética en el último año. La dimensión de la muestra para los distintos estudios varió de acuerdo con la disponibilidad de los niños y de los padres.

Todos los procedimientos respetaron la Declaración de Helsinki para la investigación con humanos.

Para esta tesis se utilizó una balanza para el registro de la masa corporal, una escala graduada para el registro de la estatura y las imágenes fueron registradas con cámara de vídeo digital. Los sujetos efectuaron la marcha en un pasillo rotante. El análisis cinemático fue realizado utilizando software comercial y software de utilización libre. La señal eletromiografica fue registrada con un sistema dedicado de 5 canales con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y un conversor analógico digital de 16-bit. Las imágenes termográficas fueron registradas con cámara termográfica infrarroja y, en cuanto se refiere al consumo de oxígeno, éste fue determinado durante la marcha empleando un espirómetro, siendo los datos recogidos y analizados con software específico.

Con el estudio cinemático fue posible concluir que hubo una dependencia de todos los parámetros analizados con la carga y con la velocidad.

Para todos los parámetros fue encontrada alguna dependencia con la carga aunque en algunos casos no sea estadísticamente significativa. La dependencia con la velocidad fue más evidente.

Al analizar el consumo para las distintas velocidades observamos claramente la dependencia de este parámetro con la velocidad y baja dependencia con la carga (sin significado estadístico).

Con la termografia no se consiguió comprobar que el efecto de la carga fuera estadísticamente significativo (a 5% de significancia) aunque en el caso de la temperatura de la espalda el valor de prueba asociado a la carga sea bajo ( $p=0,062$ ). Para la temperatura de la espalda fueron construidos dos grupos homogéneos para la velocidad, habiendo diferencias significativas entre el grupo de 6 km/h y el grupo con 4 y 5 km/h.

Este estudio nos permite afirmar que el transporte de mochila en la espalda y soportada por las dos correas en la cintura escapular con cargas de 20 % del peso corporal tiene repercusiones biofísicas en los niños prepuberales.



## Abstract

By observing children's entry or exit from a basic education school, any adult who is not familiar with this image, immediately will note that many children must carry "too much weight" in the backpack and that this "overload" could harm their health in the medium and long term. Carrying school supplies and other assets by pre puberty students is a problem that concerns the whole school community. Although every year, at the beginning of the school year, several attention calls to the problem appear in media and some organizations disseminate several recommendations to alleviate the problem, in practice, nothing concrete is done to change this situation.

Before advancing in the text it should be defined, in a very simplified way, what is meant by "normal gait". In this thesis, "normal gait", is defined as being made without overload with self-selected speed; as opposed to "normal gait" we have "pathological gait."

One concern of education community is to know what is the maximum load limit that a child can carry, ie, when the load leads to a pathological gait, impacting on the normal development of the child. This is the problem that we propose to study in this thesis.

Neuromuscular system controls human movement. Gait is described as a set of repeated movement cycles determined by a multifactorial set considered determinate to the same pattern. When is wanted to make a gait assessment it is important to include more than one analysis technique, been used in this work some like kinematics, muscle activity (EMG), energy cost and thermography.

When the motion is not carried out with the minimum possible energy expenditure, there are changes in its kinematic pattern, in muscle activation and temperature detected at the body surface.

Thermography is an unusual technique used to analyse gait and carrying backpacks. Some of the early work of thermography are associated with diseases and are from the 1960s, such as blood circulation and diabetes (Brånemark et al, 1967;. Winsor, 1964; Lee Hoffman & DiMattia, 1964). Early exercise studies with infrared thermography emerged in the 1970s (Fernandes et al., 2012). Due to lower acquisition costs, increased mobility / portability and the resolution of the equipment increment, thermography use finds an enhanced growing interest in gait analysis. Therefore, this thesis aims to make a contribution to this type of analysis technique. This technique will have a predictable increase in users, not only for gait analysis but also for the analysis of various exercise conditions.

Being a concern of the educational community the possible charge excess carried by children, it was aim with this study to determine children gait patterns which allowed to propose some maximum security values of the carried load, assuming that the bag is placed on his back and supported by both handles on the shoulder girdle.

The specific objectives of this thesis were (a) to evaluate the possibility of using the same protocol for kinematic techniques, EMG, thermography and energy cost in the gait study; (b) assess the relative influence of the parameters % body mass carried in a backpack and walking speed on the "normal gait" pattern.

The raised hypothesis was that the transport of cargo with backpacks on their backs, compared with the condition of unloaded transportation, alters kinematics, electromyography, economic and thermographic gait variables. To confirm or refute this hypothesis we analysed the gait of school children when carrying loaded backpacks on their backs and compared it with the march of the same children when not carrying any load, at different speeds.

In this thesis, the backpack type and the transportation mode were fixed. Charge transportation was made on backpack with two straps that was back placed and supported by both handles on the shoulder girdle, although, in reality, a very

significant proportion of children over 9 years carrying backpacks supported it only by one of the handles.

Quantitative studies based on an analytical observational cross type were performed, being used a sample of healthy subjects of young pre-pubertal from both sexes. We proceeded to the images registration and electromyography activity monitoring, oxygen consumption and distance skin temperature registration.

The experimental protocol employed in this thesis was to walk on the treadmill without inclination with speeds of 1.11 ms<sup>-1</sup> 1.38 ms<sup>-1</sup> and 1.67 ms<sup>-1</sup>, for 3 minutes with relative body weight loads that corresponded 0%, 10% and 20%; always with the same backpack.

To produce the study they were invited to participate students aged from 6 to 12 years, who attend primary education in public schools located in the urban region of Bragança. No children entered in the study that had any injuries or orthopaedic and / or musculoskeletal pathology in the last year. The sample size for the different studies varied according to the availability of children and parents. All procedures complied with the Declaration of Helsinki for research involving human.

For this thesis we used a weight scale for recording the mass, a graduated scale for recording the height and the images were recorded with a digital video camera. The subjects executed the gait on a treadmill. Kinematic analysis was performed using commercial and free software. The electromyographic signal was recorded with a dedicated 5 channels with a sampling frequency of 1000 Hz and analogic-digital converter 16-bit system. The thermographic images were recorded with infrared thermographic camera. As regards the oxygen consumption, it was determined during operation using a spirometer, being the collected data analysed with specific software.

With the kinematic study it was concluded that there was a dependence on all analysed parameters with the load and speed.

For all muscles it has been found some dependence with the load that in some cases is not statistically significant. The dependence of the speed was more evident.

By analysing consumption for different speeds, it is clearly observed the dependence of this parameter with the speed and weak dependence with the load (without statistical significance).

With thermography it could not prove that the load effect was statistically significant (5% significance level) while in the back temperature case the associated value with the test load is low ( $p = 0.062$ ). For the back temperature, two homogeneous groups were built for speed, with significant differences between the group of 6 km / h and group 4 and 5 km / h.

This study allows us to state that the backpack transport back placed and supported by both handles on the shoulder girdle with loads of 20% of Body Weight has biophysical effects in pre pubertal children.

## Conteúdo

Resumo .....	i
Resumen .....	v
Abstract .....	xi
<b>CAPÍTULO I. Introdução.....</b>	<b>1</b>
1. Enquadramento.....	1
2. Objetivos.....	2
3. Estrutura organizativa .....	3
<b>CAPÍTULO II. Revisão bibliográfica .....</b>	<b>5</b>
1. Introdução .....	5
1. Definição de Biomecânica.....	5
2. A marcha como meio de locomoção .....	6
1. Introdução.....	6
2. Ciclo da Marcha.....	7
3. Ciclo da marcha em crianças (caso particular) e evolução com a idade	12
4. O transporte de cargas e tipos de mochilas .....	14
5. A carga transportada por jovens estudantes.....	17

6.	Alterações à marcha normal provocada por transporte de sobre cargas em mochila.....	19
7.	Relação entre sobrecargas e lesões músculo-esqueléticas .....	23
3.	Análise cinemática da marcha normal .....	25
1.	Cinemetria (cinematografia) – Técnicas videométricas.....	26
2.	EMG – Eletromiografia.....	31
3.	Custo Metabólico.....	38
4.	Termografia.....	42
4.	Anatomia da Coluna vertebral e suas patologias .....	45
1.	Anatomia da Coluna vertebral.....	45
2.	Patologias da coluna .....	47
CAPÍTULO III. Materiais e métodos .....		49
1.	Amostra .....	49
1.	Estudo “epidemiológico” .....	49
2.	Estudo cinemático.....	50
3.	Estudo eletromiográfico .....	50
4.	Estudo Metabólico .....	50
5.	Estudo Termográfico.....	51
2.	Materiais e equipamentos.....	51
3.	Etapas experimentais .....	53

1.	Estudo piloto para definição do protocolo de ensaio.....	53
4.	Protocolo experimental.....	61
5.	Termo de consentimento livre e esclarecido .....	62
CAPÍTULO IV. Resultados e Discussões.....		63
1.	Estudo “epidemiológico” .....	63
2.	Estudo cinemático .....	70
	Estudo piloto .....	70
	Parâmetros gerais do ciclo.....	74
	Parâmetros de cinemática linear: Amplitude vertical do centro de massa ....	91
	Parâmetros de cinemática angular .....	101
3.	Estudo Eletromiográfico (EMG).....	112
	Gastrocnemius Lateralis (GC).....	113
	Para o músculo Isquiotibialis (IQ) .....	116
	Para o músculo Rectus Femoris (RF).....	118
	Para o músculo Tibialis Anterior (TA).....	122
	Para o músculo Eretor Espinae (EC) .....	125
4.	Estudo Metabólico.....	128
5.	Estudo termográfico .....	131
CAPÍTULO V. Conclusões e perspectivas futuras .....		139
1.	Conclusões gerais: .....	139

2.	Conclusões específicas: .....	140
	Perspetivas futuras .....	141
1.	Conclusions and future perspectives .....	143
2.	Conclusiones y perspectivas futuras .....	147
CAPÍTULO VI. ....		151
Bibliografia .....		151

# Lista de figuras

---

FIGURA 1 PARÂMETROS CINEMÁTICOS RELACIONADOS COM O CICLO DA MARCHA: COMPRIMENTO DA PASSADA, LARGURA DO PASSO, BASE DE APOIO ADAPTADO (VAUGHAN ET AL., 1999) .....	10
FIGURA 2 AS FASES DO CICLO DA MARCHA EM RAPAZ COM 8 ANOS DE IDADE ADAPTADO (VAUGHAN ET AL., 1999) .....	10
FIGURA 3 FASES DO ANDAR NORMAL E SUAS SUB FASES ADAPTADO (VERNE T INMAN, 1981; ALLARD ET AL., 1995; JOEL ET AL., 1998; SACCO, 2001) .....	11
FIGURA 4 A MASSA DA MOCHILA DESLOCA O CENTRO DE MASSA TOTAL DO CORPO COM A CONSEQUENTE ALTERAÇÃO DA POSTURA PARA MANUTENÇÃO DA ESTABILIDADE (MACKIE, 2006) .....	14
FIGURA 5 SIMPLIFICAÇÃO DAS PRINCIPAIS FORÇAS QUE ATUAM NO CORPO COMO RESULTADO DA MOCHILA (MACKIE, 2006).....	15
FIGURA 6 ALTERAÇÃO DO DIAGRAMA DE FORÇA EM FUNÇÃO DA POSIÇÃO DO CENTRO DE MASSA DA MOCHILA (CHONG, 2007). .....	16
FIGURA 7 MOCHILA DUPLA “CHES/BACKPACK SYSTEM” (FISHING, 2012).....	16
FIGURA 8 MOCHILA DUPLA ANTERIOR POSTERIOR E MOCHILA DUPLA LATERAL (STEEL_CITY, 2013) .....	17
FIGURA 9 ÁREAS PARA COMPLEXA ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO (ADAPTADO) (BAUMANN, 1995; BARBOSA, 2004).....	26
FIGURA 10 FOTOGRAFIA DE EXPOSIÇÃO MÚLTIPLA (FOUNDATION, 2012) .....	27
FIGURA 11 MTW DEVELOPMENT KIT WIRELESS MOTION TRACKERS SET (XSSENS, 2014).....	28
FIGURA 12 A- MOTION CAPTURE CAMERA B- VISUAL3D SOFTWARE ( (QUALISYS, 2014)) .....	29
FIGURA 13 GRAVAÇÃO DE IMAGENS NO PLANO SAGITAL, CUBO DE CALIBRAÇÃO, DIGITALIZAÇÃO E RECOLHA DE SINAL ELETROMIOGRÁFICO (LABORATÓRIO DE CIÊNCIAS DO DESPORTO, ESCOLA SUPERIOR DE EDUCAÇÃO DE BRAGANÇA) .....	31

FIGURA 14 SOFTWARE DE ANÁLISE DE SINAL EMG “ <i>EMG ANALYSIS</i> ”, <i>MOTION LAB SYSTEMS, INC.</i> (MOTION LAB SYSTEMS, 2014) .....	33
FIGURA 15 ESQUEMA DA CONFIGURAÇÃO DO AMPLIFICADOR DIFERENCIAL. O SINAL EMG É REPRESENTADO POR 'M' E OS SINAIS DE RUÍDO POR 'N' (DE LUCA, 2002). .....	34
FIGURA 16 A ATIVIDADE EMG DOS MÚSCULOS DOS MEMBROS INFERIORES SÓLEO (SO), GASTROCNÊMIO (GA), TIBIAL ANTERIOR (TA), VASTO MEDIAL (VM), RETO FEMORAL (RF), E BÍCEPS FEMORAL (BF) COMPARANDO CAMINHADA E CORRIDA. OS DADOS SÃO NORMALIZADOS. CICLO CALCANHAR DIREITO E O PRÓXIMO CALCANHAR DIREITO. A AMPLITUDE DE CADA MÚSCULO FOI NORMALIZADA AO EMG MÁXIMA OBTIDA DURANTE A RECOLHA DE DADOS (POURMOGHADDAM ET AL., 2013). .....	36
FIGURA 17 EFEITO DO AUMENTO DA CARGA (% PC) NA RESPOSTA DO MÚSCULO (% DA MARCHA NORMAL) (SIMPSON ET AL., 2011). .....	37
FIGURA 18 CRONOMETRIA MUSCULAR DOS MEMBROS INFERIORES E Pelve DURANTE A MARCHA CS = CONTATO COM O SOLO; MA = MEIO DA FASE DE APOIO; AF = APOIO FASE FINAL; PFO = PRÉ-FASE DE BALANÇO; MO = MEIO DA FASE DE BALANÇO. (CRISTOPOLISKI, 2006; VIEL, 2001) .....	37
FIGURA 19 RELAÇÃO LINEAR (PARA $v > 7,5$ KM/H, OU SEJA CORRIDA) ENTRE O CONSUMO DE OXIGÉNIO E A INTENSIDADE DE ESFORÇO. ADAPTADO (DENADAI, 1995) .....	40
FIGURA 20 A RADIAÇÃO INFRAVERMELHA DO ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO (TESTO, 2013) 1. SIR INFRAVERMELHO CURTO, 780 NM - 3 $\mu$ M), 2. MIR INFRAVERMELHO MÉDIO, 3 - 5 $\mu$ M) Y 3. FIR INFRAVERMELHO LONGO, 5 $\mu$ M - 1 MM). .....	42
FIGURA 21 EXEMPLO DE IMAGEM TERMOGRÁFICA .....	43
FIGURA 22 RELAÇÃO TEMPERATURA TEMPO NO INÍCIO DE EXERCÍCIO DE MARCHA, DURANTE A MARCHA E APÓS REPOUSO (ROCHA ET AL., 2013). .....	44
FIGURA 23 VISTA POSTERIOR, ANTERIOR E LATERAL ESQUERDA DA COLUNA VERTEBRAL. ADAPTADO DE (NETTER, 2001) .....	46
FIGURA 24 A) VISTA LATERAL ESQUERDA DA REGIÃO LOMBAR EM PLANO SECCIONADO. ADAPTADO DE (NETTER, 2001). B) VISTA DE FRENTE E LATERAL ESQUERDA DA REGIÃO LOMBAR (QUEIJO ET AL., 2009). .....	46

FIGURA 25 DISCO INTERVERTEBRAL (NETTER, 2001). .....	46
FIGURA 26 SOFTWARE ACQKNOWLEDGE (ACK) BIOPAC.....	52
FIGURA 27 CAMARA FLIR T365 .....	52
FIGURA 28 METALYZER 3B DA CORTEX MEDICAL .....	52
FIGURA 29 PROCESSO DE DIGITALIZAÇÃO DA MARCHA DE UMA CRIANÇA. ....	55
FIGURA 30 LOCAL DE COLOCAÇÃO DE ELÉTRODO PARA O MÚSCULO GASTROCNEMIUS LATERALIS (KONRAD, 2005) .....	57
FIGURA 31 LOCAL DE COLOCAÇÃO DE ELÉTRODO PARA O MÚSCULO TIBIALIS ANTERIOR (KONRAD, 2005).....	57
FIGURA 32 LOCAL DE COLOCAÇÃO DE ELÉTRODO PARA O MÚSCULO RECTUS FEMORIS (KONRAD, 2005) .....	58
FIGURA 33 LOCAL DE COLOCAÇÃO DE ELÉTRODO PARA O MÚSCULO ISQUIOTIBIALIS (KONRAD, 2005).....	58
FIGURA 34 LOCAL DE COLOCAÇÃO DE ELÉTRODO PARA O MÚSCULO ERETOR ESPINAE (KONRAD, 2005) .....	59
FIGURA 35 IMAGENS TERMOGRÁFICAS (5 KM/H_0 % PC; 10 E 20% PC) .....	61
FIGURA 36 PESO TRANSPORTADO PELOS ALUNOS NA MOCHILA ESCOLAR QUANDO CHEGAM À ESCOLA. ....	64
FIGURA 37 ANÁLISE DE QUARTIS DA % DE PESO TRANSPORTADO.....	64
FIGURA 38 VARIAÇÃO DA PERCENTAGEM MÉDIA DE PESO CORPORAL COM A IDADE. LINHA DE TENDÊNCIA EXPONENCIAL. ....	65
FIGURA 39 VARIAÇÃO DA PERCENTAGEM DE PESO CORPORAL COM A IDADE. LINHA DE TENDÊNCIA EXPONENCIAL. .....	66
FIGURA 40 PESO TRANSPORTADO PELOS ALUNOS NA MOCHILA ESCOLAR QUANDO CHEGAM À ESCOLA (5 ANOS MAIS TARDE). ....	66
FIGURA 41 ANÁLISE DE QUARTIS DA % DE PESO TRANSPORTADO (5 ANOS MAIS TARDE). ....	67
FIGURA 42 VARIAÇÃO DA PERCENTAGEM DE PESO CORPORAL (% PC) COM A IDADE (5 ANOS MAIS TARDE). ....	67

FIGURA 43 COMPARAÇÃO DA % PC TRANSPORTADO PELOS ALUNOS NO ANO 2008 E 2013 (ANÁLISE POR QUARTIS).....	68
FIGURA 44 COMPARAÇÃO DA % PC TRANSPORTADO PELOS ALUNOS NO ANO 2008 E 2013 (ANÁLISE POR FREQUÊNCIA).....	68
FIGURA 45 COMPARAÇÃO DA % PC TRANSPORTADO PELOS ALUNOS NO ANO 2008 E 2013 (ANÁLISE POR IDADES).....	69
FIGURA 46 VARIAÇÃO DA CARGA TRANSPORTADA (EM VALOR ABSOLUTO) COM A IDADE.....	69
FIGURA 47 FREQUÊNCIA DE PASSO VS % PESO / VELOCIDADE.....	71
FIGURA 48 A DISTÂNCIA DE CICLO VS% PESO / VELOCIDADE.....	71
FIGURA 49 AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE MASSA VS% PESO / VELOCIDADE.....	72
FIGURA 50 ÂNGULO ABSOLUTO ENTRE O TRONCO E O PLANO HORIZONTAL EM GRAUS VS % PESO / VELOCIDADE.....	72
FIGURA 51 ÂNGULO RELATIVO ENTRE A PERNA E O MÚSCULO VS % PESO / VELOCIDADE.....	73
FIGURA 52 ÂNGULO RELATIVO ENTRE O PÉ E A PERNA VS% PESO / VELOCIDADE.....	73
FIGURA 53 RELAÇÃO ENTRE O TEMPO DE CICLO (S) E A VELOCIDADE (KM / H) PARA A MESMA CARGA. SEM CARGA.....	74
FIGURA 54 RELAÇÃO ENTRE O TEMPO DE CICLO (S) E A VELOCIDADE (KM / H) PARA A MESMA CARGA. 10% CARGA (CARGA_VELOCIDADE).....	76
FIGURA 55 RELAÇÃO ENTRE O TEMPO DE CICLO (S) E A VELOCIDADE (KM / H) PARA A MESMA CARGA. 20% CARGA (CARGA_VELOCIDAD).....	77
FIGURA 56 RELAÇÃO ENTRE TEMPO DE CICLO (S) E CARGA (% MASSA CORPORAL) _ VELOCIDADE (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE).....	78
FIGURA 57 RELAÇÃO ENTRE O TEMPO DE CICLO (S) E A CARGA % PC PARA A MESMA VELOCIDADE (KM / H). SEM-CARGA.....	79

FIGURA 58 RELAÇÃO ENTRE O TEMPO DE CICLO (S) E A CARGA (% PC) PARA A MESMA VELOCIDADE (KM / H). 10% CARGA (CARGA_VELOCIDADE). .....	81
FIGURA 59 RELAÇÃO ENTRE O TEMPO DE CICLO (S) E A CARGA (% PC) PARA A MESMA VELOCIDADE (KM / H). COM 20% CARGA (CARGA_VELOCIDADE). .....	82
FIGURA 60 RELAÇÃO ENTRE TEMPO DE CICLO (S) E CARGA (% PC)_VELOCIDADE (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE). .....	83
FIGURA 61 ESTIMATIVA DO TEMPO DE CICLO PARA AS VÁRIAS CARGAS. ....	85
FIGURA 62 ESTIMATIVA DO TEMPO DE CICLO PARA AS VÁRIAS VELOCIDADES. ....	86
FIGURA 63 RELAÇÃO ENTRE FREQUÊNCIA DE PASSADA (Hz) E CARGA (% PC)_VELOCIDADE (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE) PARA 0% PC. E1 A E12 SUJEITOS. ....	86
FIGURA 64 RELAÇÃO ENTRE FREQUÊNCIA DE PASSADA (Hz) E CARGA (% PC)_VELOCIDADE (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE) PARA 10% PC. E1 A E12 SUJEITOS. ....	87
FIGURA 65 RELAÇÃO ENTRE FREQUÊNCIA DE PASSADA (Hz) E CARGA (% PC)_VELOCIDADE (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE) PARA 0% PC. E1 A E12 SUJEITOS. ....	87
FIGURA 66 RELAÇÃO ENTRE FREQUÊNCIA DE PASSADA (Hz) E CARGA (% PC)_VELOCIDADE (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE) PARA TODAS AS % PC. E1 A E12 SUJEITOS. ....	88
FIGURA 67 RELAÇÃO ENTRE FREQUÊNCIA DE PASSADA (Hz) E CARGA (% PC)_VELOCIDADE (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE) PARA APRESENTAÇÃO SEQUENCIAL A IGUAL VELOCIDADE PARA DIFERENTES % PC. E1 A E12 SUJEITOS. ....	88
FIGURA 68 RELAÇÃO ENTRE DISTÂNCIA DE CICLO (M) E CARGA (% PC)_VELOCIDADE (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE). EM CIMA: VELOCIDADE – CARGA; EM BAIXO: CARGA - -VELOCIDADE. E1 A E12 SUJEITOS. ....	90
FIGURA 69 AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 4 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	92
FIGURA 70 AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 5 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	92

FIGURA 71 AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 6 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	93
FIGURA 72 RESUMO DA AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE PARA DISTINTAS CARGAS E AGRUPADAS POR VELOCIDADE 4; 5 Y 6 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	93
FIGURA 73 AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 4 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	94
FIGURA 74 AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 5 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	95
FIGURA 75 AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 6 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	97
FIGURA 76 ESTIMATIVA DA VARIAÇÃO DO CENTRO DE GRAVIDADE PARA 6 KM/H, OU SEJA A RESPOSTA MÉDIA DA AMPLITUDE DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADO PELA ALTURA DE CADA SUJEITO AJUSTADO ATRAVÉS DAS OUTRAS VARIÁVEIS DO MODELO. A A K SUJEITOS. ....	98
FIGURA 77 AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA PARA DISTINTAS CARGAS E AGRUPADAS PELA MESMA VELOCIDADE (CARGA_VELOCIDADE). ....	99
FIGURA 78 ESTIMATIVA PARA A VARIAÇÃO DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADO PELA ALTURA PARA CADA CARGA AJUSTADO ATRAVÉS DAS OUTRAS VARIÁVEIS DO MODELO. E1 A E12 SUJEITOS. ....	100
FIGURA 79 ÂNGULO ABSOLUTO ENTRE O TRONCO E O PLANO HORIZONTAL PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 4 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	101
FIGURA 80 ÂNGULO ABSOLUTO ENTRE O TRONCO E O PLANO HORIZONTAL PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 5 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	102
FIGURA 81 ÂNGULO ABSOLUTO ENTRE O TRONCO E O PLANO HORIZONTAL PARA DISTINTAS CARGAS E A MESMA VELOCIDADE DE 6 KM/H (CARGA_VELOCIDADE). E1 A E12 SUJEITOS. ....	102
FIGURA 82 ÂNGULO ABSOLUTO ENTRE O TRONCO E O PLANO HORIZONTAL PARA DISTINTAS CARGAS E AGRUPADOS POR VELOCIDADE. ....	103

FIGURA 83 ÂNGULO ABSOLUTO ENTRE O TRONCO E O PLANO HORIZONTAL PARA DISTINTAS VELOCIDADES E AGRUPADOS POR CARGAS.....	103
FIGURA 84 VARIAÇÃO DO ÂNGULO ABSOLUTO DO TRONCO COM CARGA PARA 4 KM/H. A LINHA CONTÍNUA É A ESTIMATIVA DO ÂNGULO .....	104
FIGURA 85 VARIAÇÃO DO ÂNGULO ABSOLUTO DO TRONCO COM CARGA PARA 5 KM/H. A LINHA CONTÍNUA É A ESTIMATIVA DO ÂNGULO .....	104
FIGURA 86 VARIAÇÃO DO ÂNGULO ABSOLUTO DO TRONCO COM CARGA PARA 6 KM/H. A LINHA CONTÍNUA É A ESTIMATIVA DO ÂNGULO .....	105
FIGURA 87 VARIAÇÃO DO ÂNGULO RELATIVO ENTRE A PERNA E A COXA (GRAUS) COM CARGA PARA 4 KM/H ..	107
FIGURA 88 VARIAÇÃO DO ÂNGULO RELATIVO ENTRE A PERNA E A COXA (GRAUS) COM CARGA PARA 5 KM/H ..	107
FIGURA 89 VARIAÇÃO DO ÂNGULO RELATIVO ENTRE A PERNA E A COXA (GRAUS) COM CARGA PARA 6 KM/H ..	107
FIGURA 90 ESTIMATIVA DO ÂNGULO COXA COM A PERNA PARA CADA CARGA. E1 A E12 SUJEITOS.....	109
FIGURA 91 ESTIMATIVA DO ANGULO COXA COM A PERNA PARA CADA VELOCIDADE. E1 A E12 SUJEITOS. ....	109
FIGURA 92 VARIAÇÃO ÂNGULO RELATIVO ENTRE O PÉ E A PERNA (GRAUS) COM CARGA PARA 4 KM/H. CADA FIGURA GEOMÉTRICA REPRESENTA UM SUJEITO DA AMOSTRA. ....	110
FIGURA 93 VARIAÇÃO ÂNGULO RELATIVO ENTRE O PÉ E A PERNA (GRAUS) COM CARGA PARA 5 KM/H. CADA FIGURA GEOMÉTRICA REPRESENTA UM SUJEITO DA AMOSTRA. ....	110
FIGURA 94 VARIAÇÃO ÂNGULO RELATIVO ENTRE O PÉ E A PERNA (GRAUS) COM CARGA PARA 6 KM/H. CADA FIGURA GEOMÉTRICA REPRESENTA UM SUJEITO DA AMOSTRA. ....	110
FIGURA 95 VARIAÇÃO ÂNGULO RELATIVO ENTRE O PÉ E A PERNA (GRAUS) COM CARGA PARA AS DISTINTAS VELOCIDADES (KM/H) (CARGA_VELOCIDADE). ....	111
FIGURA 96 AQUISIÇÃO DO SINAL EMG.....	112
FIGURA 97 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 0% PC PARA GC. A ATÉ F SUJEITOS. ....	113

FIGURA 98 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 10% PC PARA GC. A ATÉ F SUJEITOS. ....	113
FIGURA 99 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 20% PC PARA GC. A ATÉ F SUJEITOS. ....	114
FIGURA 100 MÉDIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E DIFERENTES CARGAS (% DO PC) PARA GC. ....	114
FIGURA 101 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 0% DO PC PARA IQ. A ATÉ F SUJEITOS. ....	116
FIGURA 102 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 10% DO PC PARA IQ. A ATÉ F SUJEITOS. ....	116
FIGURA 103 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 20% DO PC PARA IQ. A ATÉ F SUJEITOS. ....	117
FIGURA 104 MÉDIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E DIFERENTES CARGAS (% DO PC) PARA IQ. A ATÉ F SUJEITOS. ....	117
FIGURA 105 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 0% DO PC PARA RF. A ATÉ F SUJEITOS. ....	119
FIGURA 106 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 10% DO PC PARA RF. A ATÉ F SUJEITOS. ....	119
FIGURA 107 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 20% DO PC PARA RF. A ATÉ F SUJEITOS. ....	119
FIGURA 108 MÉDIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES CARGAS (% DO PC) E DIFERENTES VELOCIDADES PARA RF. ....	120
FIGURA 109 MÉDIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E DIFERENTES CARGAS (% DO PC) PARA RF. ....	120
FIGURA 110 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 0% DO PC PARA TA. A ATÉ F SUJEITOS. ....	122

FIGURA 111 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 10% DO PC PARA TA. A ATÉ F SUJEITOS. ....	122
FIGURA 112 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 20% DO PC PARA TA. A ATÉ F SUJEITOS. ....	122
FIGURA 113 MÉDIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES CARGAS (% DO PC) E DIFERENTES VELOCIDADES PARA TA.....	123
FIGURA 114 MÉDIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E DIFERENTES CARGAS (% DO PC) PARA TA.....	123
FIGURA 115 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 0% DO PC PARA EC. A ATÉ F SUJEITOS. ....	125
FIGURA 116 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 10% DO PC PARA EC. A ATÉ F SUJEITOS. ....	125
FIGURA 117 SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E 20% DO PC PARA EC. A ATÉ F SUJEITOS. ....	126
FIGURA 118 MÉDIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES CARGAS (% DO PC) E DIFERENTES VELOCIDADES PARA EC.....	126
FIGURA 119 MÉDIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO (RMS AMPLITUDE) A DIFERENTES VELOCIDADES E DIFERENTES CARGAS (% DO PC) PARA EC.....	126
FIGURA 120 CONSUMO DE O <sub>2</sub> (ML/MIN/KG) PARA DIFERENTES CARGAS (% PC) PARA 4 KM/H.....	129
FIGURA 121 CONSUMO DE O <sub>2</sub> (ML/MIN/KG) PARA DIFERENTES CARGAS (% PC) PARA 5 KM/H.....	129
FIGURA 122 CONSUMO DE O <sub>2</sub> (ML/MIN/KG) PARA DIFERENTES CARGAS (% PC) PARA 6 KM/H.....	129
FIGURA 123 CONSUMO DE O <sub>2</sub> (ML/MIN/KG) PARA DIFERENTES CARGAS (% PC) PARA A MÉDIA DAS VELOCIDADES DE MARCHA 4, 5 E 6 KM/H.....	130
FIGURA 124 TEMPERATURA MÉDIA PARA O SUJEITO A PARA AS DIFERENTES VELOCIDADES E CARGAS (V_C, VELOCIDADE EM KM/H_CARGA EM % PC).....	133

FIGURA 125 TEMPERATURA MÉDIA PARA O SUJEITO B PARA AS DIFERENTES VELOCIDADES E CARGAS (V_C, VELOCIDADE EM KM/H_CARGA EM % PC).....	133
FIGURA 126 TEMPERATURA MÉDIA PARA O SUJEITO C PARA AS DIFERENTES VELOCIDADES E CARGAS (V_C, VELOCIDADE EM KM/H_CARGA EM % PC).....	134
FIGURA 127 TEMPERATURA MÉDIA PARA O SUJEITO D PARA AS DIFERENTES VELOCIDADES E CARGAS (V_C, VELOCIDADE EM KM/H_CARGA EM % PC).....	134
FIGURA 128 TEMPERATURA MÉDIA PARA A MÉDIA DOS SUJEITOS PARA AS DIFERENTES VELOCIDADES E CARGAS (V_C, VELOCIDADE EM KM/H_CARGA EM % PC), AGRUPADOS POR VELOCIDADE.....	135
FIGURA 129 TEMPERATURA MÉDIA PARA A MÉDIA DOS SUJEITOS PARA AS DIFERENTES VELOCIDADES E CARGAS (V_C, VELOCIDADE EM KM/H_CARGA EM % PC), AGRUPADOS POR CARGA.....	135

# Lista de tabelas

---

TABELA 1 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS ESPACIAIS.....	8
TABELA 2 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS TEMPORAIS .....	9
TABELA 3 LIMITES DE PESO PARA DIFERENTES PAÍSES PARA MENINOS E MENINAS COM IDADES ATÉ AOS 16 ANOS ENVOLVIDOS EM TAREFAS MANUAIS (INTERNATIONAL LABOUR ORGANIZATION, 1988) .....	18
TABELA 4 ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DO ESTUDO “EPIDEMIOLÓGICO” PRELIMINAR – ESTUDO PILOTO. DIMENSÃO DA AMOSTRA 15 CRIANÇAS. ....	53
TABELA 5 ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DO ESTUDO “EPIDEMIOLÓGICO”. DIMENSÃO DA AMOSTRA 243 CRIANÇAS. ....	63
TABELA 6 VARIAÇÃO DA PERCENTAGEM MÉDIA DE PESO CORPORAL COM A IDADE.....	65
TABELA 7 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO VELOCIDADE E CARGA 0 % PC .....	74
TABELA 8 COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS, TUKEY HSD, ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO VELOCIDADE E CARGA 0 % PC .....	75
TABELA 9 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO VELOCIDADE E CARGA 10 % PC .....	76
TABELA 10 COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS, TUKEY HSD, ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO VELOCIDADE E CARGA 10 % PC .....	76
TABELA 11 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO VELOCIDADE E CARGA 20 % PC.....	77
TABELA 12 COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS, TUKEY HSD, ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO VELOCIDADE E CARGA 20 % PC .....	77
TABELA 13 MÉDIA E DESVIO PADRÃO DO TEMPO DE CICLO PARA CADA VELOCIDADE E CARGA DA MOCHILA .....	79

TABELA 14 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE 4 KM/H.....	80
TABELA 15 COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS , TUKEY HSD, ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE 4 KM/H.....	80
TABELA 16 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE 5 KM/H.....	81
TABELA 17 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA A CARGA E V=4 KM/H.....	82
TABELA 18 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE 6 KM/H.....	82
TABELA 19 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA A CARGA E V=6 KM/H.....	83
TABELA 20 MÉDIA E DESVIO PADRÃO DO TEMPO DE CICLO PARA CADA VELOCIDADE E CARGA DA MOCHILA .....	84
TABELA 21 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE SIMULTANEAMENTE.....	84
TABELA 22 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA A CARGA.....	85
TABELA 23 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO TEMPO DE CICLO PARA A VELOCIDADE .....	85
TABELA 24 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE PASSADA PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE SIMULTANEAMENTE.....	89
TABELA 25 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE PASSADA PARA A CARGA.....	89
TABELA 26 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE PASSADA PARA A VELOCIDADE .....	89

TABELA 27 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA DISTÂNCIA DE CICLO PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE SIMULTANEAMENTE .....	91
TABELA 28 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DA DISTÂNCIA DE PASSADA PARA A CARGA .....	91
TABELA 29 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DA DISTÂNCIA DE PASSADA PARA A VELOCIDADE .....	91
TABELA 30 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA ALTURA DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA DE CADA SUJEITO PARA A VELOCIDADE DE 4 KM/H .....	94
TABELA 31 COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS, TUKEY HSD, ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA ALTURA DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA DE CADA SUJEITO PARA A VELOCIDADE DE 4 KM/H .....	95
TABELA 32 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA ALTURA DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA DE CADA SUJEITO PARA A VELOCIDADE DE 5 KM/H .....	96
TABELA 33 COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS, TUKEY HSD, ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA ALTURA DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA DE CADA SUJEITO PARA A VELOCIDADE DE 5 KM/H .....	96
TABELA 34 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA ALTURA DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA DE CADA SUJEITO PARA A VELOCIDADE DE 6 KM/H .....	97
TABELA 35 COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS, TUKEY HSD, ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA ALTURA DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA DE CADA SUJEITO PARA A VELOCIDADE DE 6 KM/H .....	98
TABELA 36 MÉDIA E DESVIO PADRÃO DA AMPLITUDE VERTICAL DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA PARA AS DIFERENTES CARGAS E VELOCIDADES (CARGA_VELOCIDADE). .....	99
TABELA 37 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA ALTURA DO CENTRO DE GRAVIDADE NORMALIZADA PELA ALTURA DE CADA SUJEITO PARA TODAS AS VELOCIDADES E TODAS AS CARGAS .....	100
TABELA 38 MÉDIA ÂNGULO ABSOLUTA DO TRONCO PARA DISTINTAS CARGAS A 4 KM/H .....	104
TABELA 39 MÉDIA ÂNGULO ABSOLUTA DO TRONCO PARA DISTINTAS CARGAS A 5 KM/H .....	104
TABELA 40 MÉDIA ÂNGULO ABSOLUTA DO TRONCO PARA DISTINTAS CARGAS A 6 KM/H .....	104

TABELA 41 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DO TRONCO COM A HORIZONTAL PARA AS VELOCIDADES E CARGAS .....105

TABELA 42 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DO TRONCO COM A HORIZONTAL PARA A CARGA .....106

TABELA 43 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DO TRONCO COM A HORIZONTAL PARA A VELOCIDADE .....106

TABELA 44 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DA COXA COM A PERNA PARA AS VELOCIDADES E CARGAS .....108

TABELA 45 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DA COXA COM A PERNA PARA A CARGA .....108

TABELA 46 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DA COXA COM A PERNA PARA A VELOCIDADE .....108

TABELA 47 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO ÂNGULO DO PÉ COM A PERNA PARA AS VELOCIDADES E CARGAS .....111

TABELA 48 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG GC PARA AS VELOCIDADES E CARGAS .....115

TABELA 49 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG GC PARA A CARGA.....115

TABELA 50 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG GC PARA A VELOCIDADE. ....115

TABELA 51 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG IQ PARA AS VELOCIDADES E CARGAS .....118

TABELA 52 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG IQ PARA A CARGA ....118

TABELA 53 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG IQ PARA A VELOCIDADE .....118

TABELA 54 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG RF PARA AS VELOCIDADE E CARGAS .....	121
TABELA 55 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG RF PARA A CARGA ....	121
TABELA 56 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG RF PARA A VELOCIDADE .....	121
TABELA 57 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG TA PARA A VELOCIDADES E CARGAS .....	124
TABELA 58 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG TA PARA A CARGA ....	124
TABELA 59 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG TA PARA A VELOCIDADE .....	124
TABELA 60 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG EC PARA AS VELOCIDADES E CARGAS .....	127
TABELA 61 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG EC PARA A CARGA ....	127
TABELA 62 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO SINAL EMG EC PARA A VELOCIDADE .....	128
TABELA 63 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DO CONSUMO DE OXIGENIO PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE ANALISADO SIMULTANEAMENTE .....	130
TABELA 64 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO CONSUMO DE OXIGÊNIO PARA A CARGA.....	131
TABELA 65 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DO CONSUMO DE OXIGÊNIO PARA A VELOCIDADE .....	131
TABELA 66 MÉDIA E DESVIO PADRÃO PARA A PERCENTAGEM DE MASSA CORPORAL DOS SUJEITOS ANALISADOS ATRAVÉS DA TERMOGRAFIA. ....	132
TABELA 67 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DAS COSTAS PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE ANALISADO SIMULTANEAMENTE .....	136

TABELA 68 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DAS COSTAS PARA A CARGA.....	136
TABELA 69 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DAS COSTAS PARA A VELOCIDADE .....	137
TABELA 70 TESTE DE EFEITOS ENTRE SUJEITOS NA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DO PEITO PARA O PARÂMETRO CARGA E VELOCIDADE ANALISADO SIMULTANEAMENTE .....	137
TABELA 71 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DO PEITO PARA A CARGA.....	137
TABELA 72 SUBGRUPOS HOMOGÊNEOS, TUKEY HSD, NA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DO PEITO PARA A VELOCIDADE .....	138

# Agradecimentos

---

Aos orientadores deste trabalho, Manuel San Juan e Tiago Barbosa, pela sua enorme disponibilidade e empenhamento.

A todos os que me apoiaram neste trabalho, em especial amigos, professores da UVA e IPB.

A todas as crianças, pais e professores que se disponibilizaram para colaborar neste trabalho.

À minha família, pela paciência e pelo apoio que sempre me deu.



## **CAPÍTULO I. Introdução**

### **1. Enquadramento**

O transporte do material escolar por parte de alunos pré pubertários é um problema que preocupa pais e professores. Apesar de várias recomendações, mais ou menos avulso, serem publicadas regularmente nos meios de comunicação social, parece que a carga transportada pelas crianças para a escola e dentro da escola apresentar valores relativos (% da massa corporal) não desprezáveis.

Para avaliar possíveis repercussões do transporte da carga é objetivo desta tese determinar desvios à marcha “normal”, ou seja, tentar determinar quando é que a carga obriga a uma marcha patológica. A forma como a carga é transportada também tem grande influência no padrão da marcha mas não será alvo de estudo. Neste trabalho optou-se por fixar o transporte da carga em mochila que era colocada às costas e suportada por ambas as alças na cintura escapular.

São várias as áreas do conhecimento que se ocupam da análise da marcha. A fisiologia e a biomecânica interessam-se pelos mecanismos envolvidos nos padrões da marcha a diferentes velocidades, o trabalho realizado, custo metabólico da marcha e o funcionamento dos músculos. Quando a marcha é analisada em termos clínicos há interesse na deteção, descrição e identificação de consequências de um padrão de marcha patológico. No entanto, esta multidisciplinaridade converge para um objetivo comum: compreender os mecanismos inerentes à marcha humana.

O sistema neuromuscular controla o movimento humano. A marcha é descrita como um conjunto de movimentos cíclicos repetidos, determinada por um conjunto multifatorial considerado determinante no padrão de marcha. Quando se pretende fazer uma avaliação da marcha é importante englobar mais que uma técnica de análise, no caso utilizou-se a cinemática, a atividade muscular (EMG), custo energético e a termografia.

Quando a marcha não é realizada com o mínimo dispêndio energético possível, há alterações no padrão cinemático da marcha, na ativação muscular e na temperatura detetada à superfície

do corpo. Apesar de todos os esforços, existem ainda muitas incertezas sobre o modo como se estabelecem relações entre estes fatores nas fases do ciclo da marcha.

Efetuada pesquisa bibliográfica em bases de dados da literatura específica, em particular na b-on, biblioteca no conhecimento online (b-on, 2004) com mais de 22.000 periódicos científicos internacionais e 18.000 *e-books* de 19 fornecedores de conteúdos (Manual b-on, 2004), com os termos “thermography” e “gait” ou “backpack” e excluindo os trabalhos com animais, poucos são os trabalhos encontrados sobre estes temas.

Pesquisando na base de dados *Web of Science* com os termos “thermography” e “gait”, encontramos 9 resultados sendo que 2 são sobre cavalos e um sobre vertebrados voadores. Com os termos “thermography” e “backpack”, não foi devolvido qualquer resultado, o termo “thermography” devolveu mais de 20.000 resultados sendo que os registos mais antigos com este termo são da década de 50 do século passado (Science, 2014).

Os primeiros estudos do exercício físico com termografia infravermelha surgiram na década de 1970 (Fernandes et al., 2012). Alguns dos primeiros trabalhos de termografia estão associados a doenças, são da década de 1960, como por exemplo a circulação sanguínea e diabetes (Brånemark et al., 1967; Winsor & Bendezu, 1964; Lee Hoffman & DiMattia, 1964). Devido à redução dos custos de aquisição, aumento da mobilidade / portabilidade e aumento da resolução dos equipamentos, a utilização da termografia passa a ter um crescente interesse na análise da marcha. Pretende-se com esta tese dar uma contribuição para esta análise. Esta tecnologia terá um previsível aumento de utilizadores, não só para a análise da marcha, mas também para a análise das várias condições de exercício.

## 2. Objetivos

O objetivo deste trabalho foi determinar padrões de marcha de crianças em idade escolar que permita com alguma segurança propor valores de carga máxima a transportar para, da e na escola em mochila colocada às costas e suportada por ambas as alças na cintura escapular.

Os objetivos específicos deste trabalho foram, (a) avaliar a possibilidade de utilizar o mesmo protocolo para técnicas cinemáticas, eletromiográficas, custo energético e termográficas no estudo da marcha; (b) avaliar a influência relativa dos parâmetros % massa corporal transportada na mochila e velocidade de marcha sobre o padrão da “marcha normal” (i.e. sem sobrecarga, a velocidade autosseleccionada).

Para cumprir este objetivo analisou-se a marcha de crianças em idade escolar quando transportam mochilas com carga às costas e comparou-se com a marcha das mesmas crianças quando não transportam qualquer carga a diferentes velocidades (marcha normal), podendo-se assim analisar a hipótese de que o transporte de mochilas às costas com cargas, quando comparado com a condição sem carga, altera variáveis cinemáticas, eletromiográficas, económicas e termográficas durante a marcha.

### 3. Estrutura organizativa

Assumindo uma formulação clássica, este trabalho está dividido em três fases. Numa primeira fase (capítulo II) é efetuada uma análise bibliográfica descritiva do estado da arte acerca dos mecanismos explicativos da marcha, bem como dos meios para quantificar as variáveis nela interveniente.

Numa segunda fase (capítulo III) foram realizados estudos quantitativos baseados numa tipologia observacional analítica transversal, tendo sido utilizada uma amostra de indivíduos saudáveis, jovens pré pubertários de ambos os sexos. Procedeu-se ao registo de imagens, à monitorização da atividade eletromiografia, ao consumo de oxigénio e ao registo de temperatura cutânea à distância.

Na terceira fase (capítulo IV) são discutidos os resultados tentando obter uma resposta ao problema inicial. Tenta-se comparar os resultados obtidos com as várias técnicas para com mais segurança determinar o valor da carga máxima admissível.



## CAPÍTULO II. Revisão bibliográfica

### 1. Introdução

#### 1. Definição de Biomecânica

Não existe uma definição única de biomecânica. Diferentes autores propõem diferentes definições para esta ciência, que é o mesmo que dizer que perfilham diferentes perspectivas quanto ao seu papel no domínio da investigação na área da mecânica dos organismos vivos.

Biomecânica pode ser definida como a ciência que examina o corpo humano e os seus movimentos, fundamentando-se nas leis, princípios e métodos da mecânica e conhecimentos anátomo-fisiológicos (Zatsiorski, 1988).

Também podemos definir a biomecânica como o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos utilizando os métodos da mecânica (Hatze, 1974).

Numa análise morfológica da palavra Biomecânica, pode-se decompor o termo em duas partes. No prefixo “bio”, de biológico, ou seja, relativo aos seres vivos e, mecânica. Logo, a partir da análise morfológica da palavra, a Biomecânica será a aplicação dos princípios da Mecânica aos seres vivos (Barbosa, 2010).

De uma forma simples e adaptando a definição de mecânica a sistemas biológicos, ou mais concretamente ao corpo humano, obtemos a definição de biomecânica descrita por Hay (Hay, 1978), biomecânica é a ciência que estuda as forças, internas e externas, que atuam no corpo humano e os seus efeitos. Com esta definição identificam-se dois campos de estudo distintos na biomecânica: o estudo das forças internas e das forças externas e, as suas repercussões (Hay, 1978; Amadio, 1996; Amadio, 1989; Barbosa, 2010). Para Amadio (Amadio, 1989; Amadio, 1996), a biomecânica interna preocupa-se com a determinação das forças internas e as consequências resultantes dessas forças, para McGinnis (McGinnis, 2013), a biomecânica interna estuda os biomateriais, o sistema esquelético, o sistema nervoso e o sistema muscular. Já a biomecânica externa representa os parâmetros de determinação quantitativa ou qualitativa referente às mudanças de lugar e de posição do corpo, ou seja, refere-se às características observáveis exteriormente e na estrutura do movimento. Integra-se ainda na biomecânica externa o estudo da cinética linear e angular, da cinemática linear e angular, do equilíbrio e, da mecânica dos fluidos (Barbosa, 2010).

A biomecânica, entre outros temas é a ciência que estuda a marcha em termos cinéticos e cinemáticos. A biomecânica do movimento procura explicar como as formas de movimento dos corpos dos seres vivos acontecem na natureza a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos (Coelho & Arantes, 2005). Por sua vez, os biomecânicos utilizam os instrumentos de mecânica para estudar os aspetos anatómicos e funcionais dos organismos vivos (Hall, 2005).

## 2. A marcha como meio de locomoção

### 1. Introdução

A marcha é a forma mais antiga de locomoção humana. Desde sempre o Homem se deslocou de um ponto para outro na forma bípede. A locomoção, também denominada de “andar”, é uma atividade comum a todas as idades, raças e géneros. Desta forma, torna-se umas das mais importantes atividades realizadas pelo homem (Estrázulas et al., 2009).

A marcha pode ser definida como uma forma natural de locomoção vertical, cujo padrão motor se caracteriza por uma ação alternada e progressiva das pernas e um contacto contínuo com a superfície de apoio (Wickstrom, 1990).

De entre as habilidades fundamentais, Amadio (Amadio, 1996) relata que a marcha se destaca dada a sua participação nas mais diversas formas do movimento humano. Este envolve distintos padrões de movimentos estabelecidos por complexas estruturas neurológicas sincronizadas com as demais funções do aparelho locomotor humano.

O corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo (Amadio & Barbanti, 2000; Sacco, 2001).

Para a compreensão da marcha é necessário analisar as variações nos processos de locomoção na busca por uma melhor compreensão das características dos padrões da marcha. A marcha é composta, entre outras, pelas variáveis espaço-temporais, onde se encontram: cadência, tempo de duplo apoio e apoio simples, comprimento de passo, etc.

Os movimentos da locomoção são altamente variáveis visto que cada indivíduo apresenta características particulares no padrão básico de locomoção, tornando difícil o padrão fixo para a técnica de caminhada (Rose et al., 1998). As pessoas movem-se de maneira diferente mas certas características da marcha são universais. A locomoção humana requer um complexo

controlo interativo entre múltiplas extremidades e os segmentos do corpo, atuando, congruentemente, para assegurar a melhor absorção possível do choque e eficiência energética do movimento para a frente (Costa, 2000). A marcha normal é uma forma de progressão, com avanço alternado dos membros inferiores e tem como características o deslocamento com segurança e economia de energia. O conjunto de características universais que é comum à marcha humana, isto é, a um grande grupo de indivíduos é o que dá origem à chamada de marcha normal por oposição à marcha patológica.

Por oposição à marcha normal podemos falar da marcha patológica, sempre que há perda de pelo menos um destes princípios.

## 2. Ciclo da Marcha

A marcha é uma atividade simples da vida diária, que se caracteriza por ser um movimento voluntário e cíclico, além disso, é uma das principais habilidades do ser humano que abrange a participação de grupos musculares de todo o corpo.

Segundo Lippert (Lippert, 1996), cada indivíduo tem um padrão de marcha que representa uma maneira de se deslocar no ambiente, de maneira aceitável, com menor esforço físico e estabilização adequada. Entretanto, existem certas características na locomoção que permitem a padronização do movimento (Bruniera & Amadio, 1993); uma destas é a dinâmica do movimento (Estrázulas et al., 2009).

De forma simples o ciclo da marcha é definido como o período de tempo desde o ponto inicial de contacto (também designado como contacto do pé) do pé do sujeito com o solo até ao ponto de contacto inicial do mesmo membro (Schneck & Bronzino, 2003).

Tradicionalmente um ciclo completo do andar é determinado por dois contactos consecutivos do mesmo calcanhar no solo e o intervalo de tempo entre estes eventos é a duração do ciclo do andar. A distância percorrida neste intervalo é chamada de passada e o intervalo de tempo entre o contacto inicial do calcanhar e a perda de contacto deste mesmo calcanhar (ipsilateral) com o solo é chamado de duração da fase de apoio.

Em resumo, as principais variáveis espaço-temporais (Winter, 1991) são apresentadas nas tabelas seguintes.

Tabela 1 Definição das variáveis espaciais

	Definição
Comprimento da passada ( <i>stride lenght</i> )	Distância entre o contato inicial do calcanhar de um pé até o próximo contato do calcanhar do mesmo pé, na direção do deslocamento, ou seja, dois toques sucessivos do mesmo pé. Cada passada é composta por um comprimento do passo direito e um do passo esquerdo.
Comprimento do passo ( <i>step lenght</i> )	Distância entre o contato inicial do calcanhar de um pé até o contato do calcanhar do pé contralateral, na direção do deslocamento.
Largura do passo	Distância paralela do ponto de contato do calcanhar de um pé com o solo até a linha de progressão à frente do ponto de contato do outro pé ao solo.
Cadência	Número de passos por minuto.
Velocidade	Velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos.
Ângulo Articular	Ângulo formado pela união das linhas que definem dois segmentos corporais

Tabela 2 Definição das variáveis temporais

	Definição
Tempo do ciclo ou passada	Tempo entre o contato inicial do calcanhar de um pé até o novo contato do calcanhar do mesmo pé. Existe o tempo do ciclo direito e esquerdo.
Tempo do passo	Tempo entre o contato inicial do calcanhar de um dos pés até o calcanhar do pé contralateral. Existem os tempos do passo direito e esquerdo.
Tempo de apoio simples	Tempo em que somente um dos pés está em contato com o solo. Vai do contato inicial do calcanhar até a retirada do mesmo pé do solo. Dentro do tempo de um ciclo há um apoio simples (direito ou esquerdo).
Tempo de apoio duplo	Tempo em que os dois pés estão em contato com o solo durante um ciclo do andar. Vai do contato inicial do calcanhar de um dos pés até a retirada do pé do pé contralateral. Em um ciclo há dois apoios duplos.
Tempo de balanço	Tempo em que o pé está no ar, começa no momento em que os dedos começam a deixar o solo até o início do contato do calcanhar-solo. Num ciclo existe um tempo de balanço (direito ou esquerdo).

Este ciclo divide-se em duas fases: fase de apoio e fase de balanço. A primeira compreende o período entre o toque do pé (calcanhar) e o levantar dos dedos. Esta fase permite que a perna de apoio sustente o peso do corpo e este possa avançar (Junior & Heckmann, 2002). A fase de balanço é iniciada após a retirada dos dedos e segundo toque do pé.

Estas duas fases não têm a mesma duração, assim segundo Sutherland (Sutherland et al., 1998; Sutherland, 1966) a fase de apoio tem aproximadamente 62% e a de balanço 38% do tempo.

Segundo (Sutherland et al., 1998; Bruniera & Amadio, 1993), a fase de apoio é dividida em três períodos:

- 1- Duplo apoio inicial (do toque do pé até ao levantar do pé oposto): compreende aproximadamente cerca de 12% do ciclo da marcha;
- 2- Apoio Simples (do levantar do pé até ao toque do pé contralateral): traduz cerca de 38% do ciclo;
- 3- Duplo apoio final (do toque do pé contralateral até ao levantamento do pé): abrange aproximadamente 12% do ciclo (Lopes, 2002).

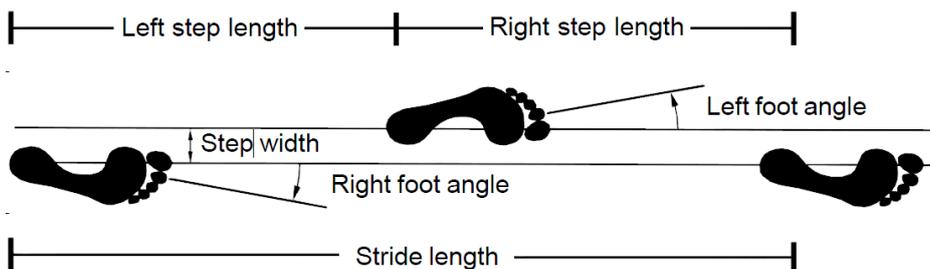


Figura 1 Parâmetros cinemáticos relacionados com o ciclo da marcha: comprimento da passada, largura do passo, base de apoio adaptado (Vaughan et al., 1999)

Quanto maior a velocidade da marcha (Perry, 1992; Rose et al., 1998; Allard et al., 1995; Rocha et al., 2010), menores são os períodos de duplo apoio e maior o período de apoio simples. Quando os períodos de duplo apoio desaparecem e são substituídos por breves períodos em que ambos os pés estão fora do solo, períodos de duplo balanço, a marcha passa a ser corrida.

De acordo com (Lopes, 2002), a fase de apoio pode ser descrita de acordo com cinco pequenos episódios, como documenta Figura 2,

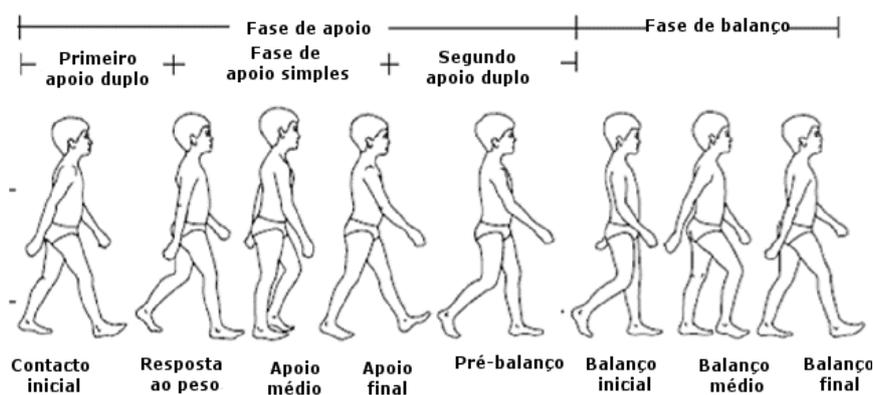


Figura 2 As Fases do ciclo da marcha em rapaz com 8 anos de idade adaptado (Vaughan et al., 1999)

Estes cinco subgrupos são:

- 1- Contacto do calcanhar com o solo;
- 2- “Pé plano”. Acontece no momento em que o resto da planta do pé contacta o solo e normalmente é quando o peso total do peso do indivíduo passará a ser suportado pela perna (imediatamente precedente da fase de um único apoio);
- 3- “Meio do apoio”. Define-se no momento em que o centro de massa do indivíduo está precisamente por cima do centro articular do tornozelo. Ou ainda, quando o centro articular da anca está, na vertical, por cima da articulação do tornozelo;
- 4- Elevação do calcanhar. Ocorre quando este começa a deixar de contactar com a superfície do solo, preparando-se para a propulsão para a frente do corpo;
- 5- Saída do Halux. É a última ação da fase de contacto.

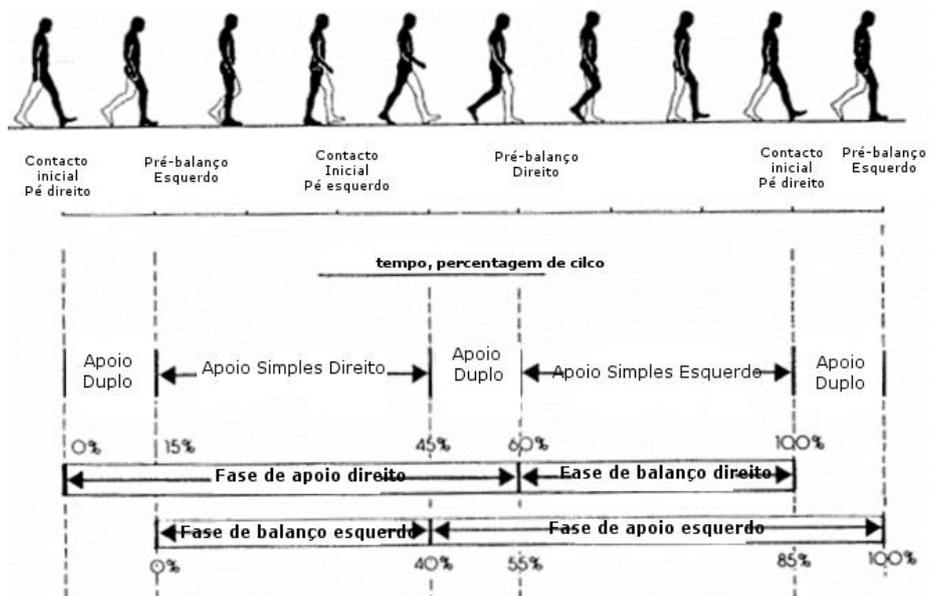


Figura 3 Fases do andar normal e suas sub fases adaptado (Verne T Inman, 1981; Allard et al., 1995; Joel et al., 1998; Sacco, 2001)

No segundo duplo apoio ocorre o evento pré-balanço (50 a 60% do ciclo), que se inicia com o contacto inicial do pé oposto e se estende até ao desprendimento do pé apoiado. Neste período, ocorre a diminuição brusca da carga do membro apoiado e a sua preparação para a fase de balanço (Perry, 1992; Rose et al., 1998).

A fase de balanço é dividida em três eventos:

1. Balanço inicial (entre os 0% e 60 a 73% do ciclo) tem início quando o pé é desprendido do solo e se prolonga até quando o pé em balanço se encontra em oposição ao pé em apoio.
2. Balanço médio (entre os 73 a 87% do ciclo) inicia com o pé em balanço exatamente oposto ao pé em apoio e termina com o membro inferior em balanço à frente do membro inferior em apoio com a tibia verticalizada em relação ao solo.

Observação: O balanço inicial e médio objetivam o avanço do membro inferior e o desprendimento do pé do solo (Perry, 1992; Rose et al., 1998).

3. Balanço terminal (entre os 87 e os 100% do ciclo) tem início com a tibia na vertical em relação ao solo e continua até o novo contacto inicial. Neste momento, o avanço do membro é concluído, com o movimento anterior da perna em relação à coxa para a conclusão da progressão do membro e preparação para se iniciar um novo ciclo de marcha (Perry, 1992; Rose et al., 1998; Perry & Burnfield, 2010). A descrição da marcha refere-se sempre aos acontecimentos que ocorrem dentro destes períodos específicos de um único ciclo, supondo-se que os ciclos sucessivos são todos semelhantes.

### 3. Ciclo da marcha em crianças (caso particular) e evolução com a idade

Como já referido anteriormente, quando falamos de marcha normal estamos a falar da marcha com características universais, comum a um grande grupo de indivíduos por oposição à marcha patológica.

A marcha pode ser considerada o mais comum dos movimentos humanos, mas apesar de um gesto rotineiro, constitui-se em um dos mais complexos e integrados movimentos realizados pelo ser humano (Winter, 1991).

A evolução da marcha em crianças está diretamente associada ao desenvolvimento do sistema nervoso e ao crescimento músculo-esquelético (Klavdianos & Gonçalves, 1997). As crianças adquirem a capacidade de caminhar vertical e autónoma por volta dos 12-14 meses de idade, e as suas respostas posturais passam por um estágio final de maturação entre os 4 e os 6 anos de idade.

O ser humano começa a desenvolver a marcha nos primeiros anos de vida e o padrão característico de marcha bípede é adquirida na infância por volta dos 6 anos (Pellico et al., 1995), onde o sistema sensório-motor se torna adaptado a produzir automaticamente um conjunto repetitivo de comandos de controlo motor para permitir que uma pessoa caminhe sem esforço consciente.

Antes dos seis anos as crianças ainda não adquiriram a capacidade de ajuste antecipatório, apresentando baixa estabilidade e força muscular insuficiente, além de uma dificuldade constante na ativação do sistema motor (Malouin & Richards, 2000).

O aspeto central da progressão dos estágios iniciais de desenvolvimento até o maduro (característico do adulto) está na aquisição do movimento com melhoria da precisão e organização espaciotemporal de todo o conjunto (Eckert, 1993).

Os parâmetros da marcha, tal como os de outros movimentos, vão alterando ao longo do crescimento das crianças (Beck et al., 1981; Morais et al., 2013). Este autor determinou num grupo de crianças entre 11 meses e 14 anos de idade as velocidades mais lentas e mais rápidas observadas na marcha. Os valores foram de 0,8 e um 1,25 metros por segundo, respetivamente, enquanto a velocidade média foi de 1,04 metros por segundo.

A  $1,04 \text{ ms}^{-1}$  o comprimento de passada aumentou de 0,72 metros no grupo mais jovem (1-2 anos) para 1,14 m na faixa etária de treze a quinze anos de idade. A cadência diminuiu de 184 passos por minuto no grupo mais jovem para 110 passos por minuto no grupo mais velho (Beck et al., 1981).

As características da marcha são influenciadas por vários fatores. Um dos fatores que influencia as características da marcha é a velocidade. Velocidades próximas de  $1 \text{ ms}^{-1}$  são consideradas valores de velocidade confortáveis para crianças (Hong & Brueggemann, 2000). Quando a velocidade é normalizada pela altura, valores de  $1,2 \text{ ms}^{-1}$  já são consideradas relativamente rápidos (Malouin & Richards, 2000). Crianças com 8 anos de idade caminharam sobre um tapete de forma muito confortável a  $1,11$  e  $1,38 \text{ ms}^{-1}$  e a  $1,67 \text{ ms}^{-1}$  de forma já rápida e com tendência para iniciar a corrida (Rocha et al., 2010). Em jovens adultos (Mann et al., 2008) velocidades médias  $1,49 \text{ ms}^{-1}$ , lenta e rápida  $1,24$  e  $1,78 \text{ ms}^{-1}$ , respetivamente.

#### 4. O transporte de cargas e tipos de mochilas

Durante a marcha humana, as sobrecargas transportadas apresentam duas características físicas fundamentais e interdependentes, que influenciam a eficiência do transporte: o peso e a forma como as mesmas são transportadas. A forma da carga a transportar tem influência na maneira como é transportada por consequência no gasto energético e nas alterações biomecânicas (Carvalho, 2004).

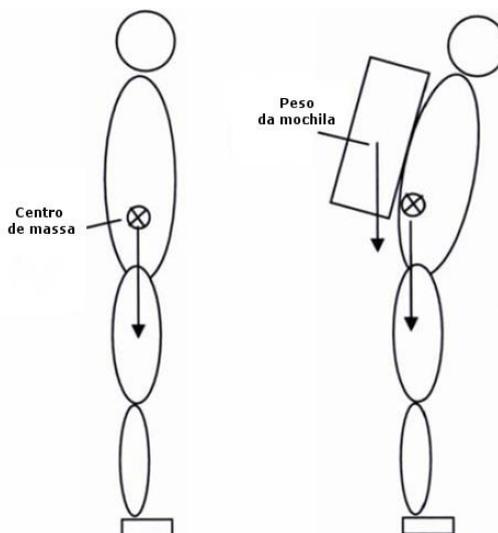


Figura 4 A massa da mochila desloca o centro de massa total do corpo com a consequente alteração da postura para manutenção da estabilidade (Mackie, 2006)

O valor máximo da carga é frequentemente referido como uma percentagem da massa corporal do sujeito a analisar. Trabalhos realizados com carteiros demonstraram o aumento da incidência de queixas de sintomas físicos, principalmente queixas de dor e dificuldades de mobilização dos ombros e do pescoço, aumentam proporcionalmente ao aumento do peso da carga transportada.

Num estudo realizado por Yuy (Yuy & Lu, 1990) foram analisados 33 homens chineses que caminharam na velocidade de 5 km/h, sem transportar carga e em situação de transportar carga de 15 kg, 20 Kg e 31 kg. Os testes foram feitos durante 7 horas por dia e os pesos eram usados em dias diferentes. Constataram que a frequência cardíaca se manteve abaixo de 120 pulsos por minuto em 95% das medições quando a carga não ultrapassava os 20 Kg e, portanto, o valor aceitável de peso a ser transportado deveria ter este limite máximo. Não obstante 10% a 15% dos sujeitos estavam esgotados e pareceram cansados segundo critérios subjetivos de análise - obtidos através de questionário.

Comparando diferentes métodos de transporte de carga e porque raramente existe consenso da forma ideal de a transportar, já que isso depende de múltiplos fatores Legg (Legg & Mahanty, 1985) sugerem que devam ser usados métodos objetivos e subjetivos de análise das experiências sobre o transporte de cargas. No entanto estes autores indicam que há um padrão comum que permanece, devendo a carga ser colocada de forma simétrica em relação ao plano sagital, na direção vertical e sentido do tronco para os pés de tal modo que garanta a estabilidade antero-posterior e lateral. O centro de gravidade da carga deve estar tão próximo quanto possível do corpo. Para o transporte da carga não se deve solicitar força exclusivamente a grupos musculares pequenos mas sim principalmente a grupos musculares fortes e longos. Fisiologicamente o método mais eficaz de transporte é o de carga disposta duplamente e quantitativamente anterior e posterior ao tronco – a carga distribuída simetricamente e localizada na face anterior e posterior do tórax. O método fisiologicamente (i.e. metabolicamente) menos eficiente era o transporte de carga segurada pela mão - ocorre consumo maior de oxigénio ( $VO_2$ ) devido ao trabalho biomecânico maior dos músculos, durante a marcha com cargas assimétricas (Carvalho, 2004).



Figura 5 Simplificação das principais forças que atuam no corpo como resultado da mochila (Mackie, 2006)

O transporte de carga acrescenta ao corpo humano um objeto com massa própria, e portanto, com centro de gravidade próprio. Devido ao acréscimo de peso do corpo humano, este através da ação e força muscular deverá manter o objeto fixo ao corpo para o transportar. Quando o peso está colocado de forma assimétrica há maior esforço para manter o equilíbrio (Rocha & Queijo, 2012).

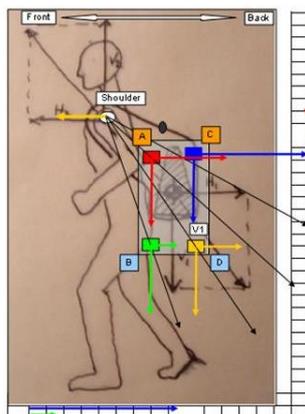


Figura 6 Alteração do diagrama de força em função da posição do centro de massa da mochila (Chong, 2007).

Kinoshita (Kinoshita, 1985) estudou a marcha sem transporte de carga e com transporte de carga. Quando os sujeitos efetuaram o transporte de carga usaram mochila simples dorsal, para comparação com a situação anterior, usaram mochila dupla, metade do peso na face anterior do tórax e metade do peso no dorso. A massa destas mochilas era 10% e 20% da massa corporal do sujeito analisado. Através de plataforma de força e análise cinemática demonstraram maiores mudanças na postura e alteração do padrão da marcha quando a condição de carga maior foi comparada com a carga menor ou em situação de andar sem carga. A postura do corpo e o padrão da marcha foram próximos do normal quando os sujeitos caminharam com mochila dupla (*double backpack*). Isso sugere que a mochila dupla (com distribuição simétrica de peso na face anterior do tórax e na região dorsal) foi biomecanicamente mais eficiente do que a mochila convencional dorsal (mochila única situada no dorso - *backpack* comum).



Figura 7 Mochila dupla “Ches/Backpack System” (Fishing, 2012)

Martin e Nelson (Martin & Nelson, 1986) demonstraram que homens e mulheres têm o padrão de marcha afetado de diferentes formas quando transportam cargas. As mulheres necessariamente aumentam a frequência dos ciclos dos passos devido ao menor comprimento

entre as passadas. As mulheres eram mais sensíveis a cargas mais elevadas e foi observada uma maior inclinação anterior do tronco.



Figura 8 Mochila Dupla Anterior Posterior e Mochila Dupla Lateral (Steel\_City, 2013)

Mochilas do tipo mochila dupla (anterior e posterior: *double-pouch ou double backpack*) e mochilas bilaterais (apoiadas em ambos os ombros) são ergonomicamente superiores quando comparadas com mochilas simples (unilaterais) carregadas só com num ombro. Esta diferença é devida a um esforço físico maior para manter o padrão de marcha. Quando o sujeito caminha há necessidade de compensar lateralmente a postura; quando a dupla-mochila (frontal e dorsal) era usada causava uma menor contração da musculatura espinhal e menor esforço cardiovascular (Reilly et al., 1993; Carvalho, 2004; Rocha & Queijo, 2012; Rocha et al., 2013).

##### 5. A carga transportada por jovens estudantes

Vários estudos (Sander, 1979; Voll & Klimt, 1977; Pascoe et al., 1997; Grimmer et al., 1999; Whittfield et al., 2001; Negrini & Carabalona, 2002; Carvalho, 2004; Hong & Brueggemann, 2000) sobre o transporte de material escolar por estudantes mencionam o elevado peso desses objetos.

O peso máximo que deve ser levantado e transportado tem sido relatado pela OIT /ILO (International Labour Organization, 1988). Recomendações de alguns países estão incluídas neste relatório da OIT e há uma secção relativa especificamente aos jovens e crianças. A tabela seguinte inclui os países citados no relatório da OIT que têm especificação sobre carga a levantar ou transportar para pessoas com idade até 16 anos. Foi selecionada esta idade limite por ser a

que mais se aproxima da idade de crianças em idade escolar que transportam mochilas escolares e que são o alvo deste estudo (Mackie, 2006).

A carga transportada por estudantes varia com o país e dentro do próprio país. Alguns estudos demonstram essa variação (Voll & Klimt, 1977; Sander, 1979; Pascoe et al., 1997; Grimmer et al., 1999; Whittfield et al., 2001; Hong & Brueggemann, 2000).

Tabela 3 Limites de peso para diferentes países para meninos e meninas com idades até aos 16 anos envolvidos em tarefas manuais (International Labour Organization, 1988)

País	Condições	Peso máximo (kg)	Peso máximo (kg)
		Rapaz	Rapariga
Bolívia	Não especificado	10	5
Columbia	Não especificado	15	8
Costa do marfim	Não especificado	15	
Checoslováquia	Transporte ocasional	10	10
Equador	Não especificado	16	
Egito	Transportar	16	7
Grécia	Levantar/Transportar	5	5
Hungria	Levantar/Transportar	15	
Israel	> 2 horas/dia	10	
Japão	Levantar/Transportar/Intermitente	15	12
Malásia	Transportar	15	8
México	Transportar	20	10
Paquistão	Levantar/Transportar	16	
Polónia	Transportar em superfície plana	16	10
	Média (desvio padrão)	14 (4)	8 (2)

Em Hong Kong, a comunidade estudantil local transporta peso correspondente, em média, a 20% do peso corporal (Hong & Brueggemann, 2000). O peso transportado pelos estudantes, na Alemanha era 12,5% do peso corporal em 1977 (Voll & Klimt, 1977) e em 1979 outro estudo (Sander, 1979) encontrou resultado semelhante, os estudantes transportavam peso acima de

10% do peso corporal. Nos Estados Unidos da América o peso transportado pelos estudantes, na faixa etária de 11,3 anos, é de 7,7 kg em média - este peso corresponde a 17% do peso corporal da amostra estudada (Pascoe et al., 1997). Na Austrália, metade dos estudantes, na faixa etária até os 18 anos, transportavam material escolar com peso acima de 10% do peso corporal (Grimmer et al., 1999). Os estudantes italianos avaliados em 1998 transportavam carga média de 22% do peso corporal (Negrini et al., 1998). Na Nova Zelândia (Whittfield et al., 2001), encontrou-se uma carga média transportada pelos estudantes de 13,2% do peso corporal.

#### 6. Alterações à marcha normal provocada por transporte de sobre cargas em mochila

Uma revisão bibliográfica realizada por Carvalho (Carvalho, 2004), mostra a preocupação de vários investigadores na determinação de alterações à marcha normal (marcha sem carga suplementar) por parte de jovens em idade escolar.

Com a finalidade de analisar alterações no padrão da marcha que ocorrem durante o transporte de cargas com mochilas em jovens adultos Pascoe (Pascoe et al., 1997) utilizou variáveis biomecânicas. As mochilas tinham peso de 7,7 kg – correspondente a 17% da massa corporal dos jovens. Através de procedimentos cinemáticos, quando o indivíduo carrega mochilas com apoio unilateral, foram registados elevação do ombro, inclinação lateral do tronco e inclinação para frente do tronco. Verificou-se uma diminuição do comprimento do passo e aumento da frequência do mesmo.

Para verificar a interação de variáveis metabólicas e biomecânicas Wong (Wong & Hong, 1997) avaliaram dez jovens do sexo masculino (média de idade de 11,6 anos) que foram filmados no plano sagital. Caminharam num tapete rolante, a 1,1 m/s de velocidade durante 15 minutos sem carga e com carga correspondente a 10%, 15% e 20% da massa corporal. A estatura média dos jovens foi de 149,95 cm e o peso médio foi de 44,45 kg. A mochila foi colocada no meio do dorso, a altura da décima vértebra torácica (T10). As alterações encontradas foram uma inclinação anterior do tronco e alteração do tempo de apoio simples do passo no ciclo da marcha (houve diminuição do tempo de apoio simples do passo durante a fase de apoio).

Para avaliar o gasto energético que o transporte de cargas provoca na marcha de crianças, Hong (Hong et al., 1998) estudaram 15 crianças do sexo masculino com 12 anos de idade. O ensaio foi realizado com as crianças a transportar, num tapete rolante, 0 %, 10%, 15% e 20% da sua massa corporal, durante 20 minutos a 1,1 m/s. Os valores foram registados antes do início da marcha, durante, e 5 minutos após o final da marcha. Os resultados mostraram que a andar 20 minutos

a 15% e 20% nestas condições de carga esforço fisiológico é significativamente mais elevado do que o medido a 0% e 10% de condições de carga.

Hong (Hong et al., 2000) estudaram o efeito do transporte de carga sobre a frequência cardíaca, pressão arterial e gasto energético em crianças. Crianças com 10 anos de idade transportaram 0%, 10%, 15% e 20% da sua massa corporal em tapete rolante durante 20 min a  $1,1 \text{ ms}^{-1}$ . Os resultados mostraram uma diferença significativa no consumo de oxigénio, o gasto de energia e a recuperação da pressão arterial aumentou quando se transportou cargas entre 10 e 20% da massa corporal. Neste estudo e com base nestes parâmetros, Hong recomenda o valor máximo de 10% do peso corporal como limite para a carga nas mochilas escolares, pois o custo metabólico não foi significativamente diferente de 0% da massa corporal.

Hong (Hong & Brueggemann, 2000) analisaram as mudanças em padrões de marcha, em jovens de 10 anos de idade, carregando mochilas escolares de 0%, 10%, 15% e 20% do seu peso corporal, a andar em tapete rolante durante 20 minutos. Os resultados revelaram que a condição de carga de 20% induziu um aumento significativo no tronco para a frente, aumento de apoio duplo e duração do apoio, bem como a diminuição do tempo de movimento angular do tronco e balanço (*swing*). A condição de carga de 15% induziu um aumento significativo no movimento do tronco para a frente.

Num outro estudo Li (Li & Hong, 2001) analisou mudanças de posição do tronco e padrão respiratório em crianças que andaram sob condições de transporte de carga. Vinte e cinco jovens com idades de  $10,31 (\pm 0,26)$  anos foram selecionados a partir de uma escola primária. Cada indivíduo participou em quatro ensaios que consistiu em andar num tapete rolante: uma sem mochila (0% do peso corporal) e três carregando mochilas escolares, com peso de 10%, 15% e 20% do peso corporal do jovem. Caminharam a  $1,1 \text{ ms}^{-1}$  durante 20 minutos. O movimento foi gravado em vídeo 2-D e analisado. O volume pulmonar, frequência respiratória e ventilação foram medidos com um sistema de cardiopulmonar, antes, durante e até 3 minutos após a marcha. Os resultados mostraram que existe uma relação linear positiva entre o peso da carga, inclinação tronco para frente e frequência respiratória. Uma marcha de 20 minutos com uma carga de 20% induziu no tronco inclinação significativa para a frente e diminuição da amplitude de movimento do tronco, bem como aumento da frequência respiratória.

Com o objetivo de examinar os efeitos do peso mochila sobre a postura do adolescente, Grimmer (Grimmer & Williams, 1999) investigaram o ângulo craniovertebral como resposta ao transporte de cargas em mochilas escolares. Os adolescentes tinham entre 12 e 18 anos de idade. Foi

observada uma mudança significativa no ângulo craniovertebral em todas as idades, ao comparar a postura de pé sem mochila com a postura quando carregando uma mochila. A mudança foi maior para os estudantes mais jovens. Mudança incremental no ângulo craniovertebral não foi associada à carga das mochilas.

Vários autores (Wong & Hong, 1997; Pascoe et al., 1997; Carvalho, 2004; Smith et al., 2006; Hong & Brueggemann, 2000), ao analisarem as consequências do transporte de cargas em mochilas, concluíram que este transporte implica uma inclinação anterior do tronco para compensar a alteração do centro de gravidade e que esta alteração da postura implica um número maior de músculos envolvidos no trabalho de transportar cargas, verificando-se como consequência um custo metabólico mais elevado.

Com o objetivo de estudar o efeito do transporte de carga em mochila (suportada pelos ombros) nos volumes respiratórios pulmonares de crianças que frequentavam uma escola primária e compara-la com a postura cifótica (vulgarmente designado por corcunda) Lai (Lai & Jones, 2001) analisaram quarenta e três sujeitos com idades compreendidas entre os 9 e os 11 anos de idade. Foram estudadas as posturas em pé, com uma carga de 10%, 20% e 30% de peso corporal. Foram registados os parâmetros volume expiratório forçado em 1 s (FEV1), capacidade vital forçada (FVC) e pico de fluxo expiratório (PFE). A análise dos dados mostrou uma redução significativa na capacidade vital forçada quando era adotada a postura cifótica e com carga de 20 e 30% da massa corporal. Não foram encontradas diferenças significativas quando se estava de pé e com uma carga de 10% da massa corporal. Os autores concluíram que em crianças desta idade, os valores de FEV1 e FVC foram reduzidos significativamente quando o peso da sua mochila passou a ser de 20% da sua massa corporal. Uma postura cifótica assumiu um efeito restritivo semelhante no volume pulmonar.

Para avaliar a relação entre a idade e a carga relativa transportada em mochilas por jovens em idade escolar (Whittfield et al., 2001), foram avaliados 140 estudantes (70 de sexo masculino e 70 do sexo feminino) que transportavam carga (% PC) correspondente a valores superiores a 10% do peso corporal. Jovens estudantes mais novos, na faixa etária dos 13 anos, transportaram em média, 13,2% do peso corporal em comparação com os jovens estudantes de 16 anos que transportaram, em média, 10,3% do peso corporal. Os estudantes mais novos transportaram cargas relativas ao peso corporal maiores e estavam desta forma expostos a maior risco de desenvolver sintomas músculo-esqueléticos.

Para avaliar as forças de impacto durante a marcha, Wang (Wang & Weimar, 2001) realizaram uma investigação com 30 estudantes universitários. Foram realizados aleatoriamente três ensaios, com velocidade de marcha auto-selecionada ou fixa, sem carga ou com uma carga 15% peso corporal. A cadência fixa foi de 55,5 passos / min. Quando transportaram carga de 15%, houve uma diminuição da velocidade, uma diminuição no tempo de apoio simples e um aumento no tempo de duplo apoio. Os impulsos por passada aumentaram significativamente em apoio duplo e diminuíram significativamente em apoio simples.

As características cinemáticas do andar de crianças, transportando mochilas do tipo duas alças com carga de 10% da massa corporal durante 15 minutos de caminhada, foram estudadas por Bezerra (Bezerra et al., 2006; Estrázuas et al., 2007). A amostra foi constituída por 14 crianças com idade entre 9 e 10 anos. Utilizou-se como técnica a videografia bidimensional. Os ângulos estudados foram: ângulo do tronco, anca, pelve, joelho e pelve-tronco. Os resultados encontrados apontaram para alterações apenas sobre o comportamento angular do tronco, anca e pelve-tronco, que apresentaram diferença estatística. Estas alterações demonstraram uma compensação do tronco quando submetido à sobrecarga de mochila.

Com o objetivo de descrever o comportamento das variáveis cinemáticas durante a marcha de crianças com e sem mochila, Mota (Mota et al., 2002) analisaram quatro alunos do sexo feminino e dois alunos do sexo masculino, com idades entre oito e nove. Foram encontradas diferenças significativas na velocidade, cadência, inclinação de tronco e ângulo da anca entre marcha com e sem mochila. O comportamento do ângulo da anca teve valores maiores na marcha usando mochila, isso pode ser consequência de uma postura compensatória do tronco.

Para avaliar possíveis tensões biomecânicas devido ao prolongado transporte de cargas em mochilas, por crianças em idade escolar através de parâmetros temporais e postura do tronco, Hong (Hong & Cheng, 2003) analisaram onze crianças com 9 e 10 anos de idade, transportando mochilas com 0, 10, 15 e 20% do seu peso corporal, enquanto caminhavam com cadência natural. Parâmetros da passada e temporais, ângulos de inclinação e movimento do tronco. Os resultados mostraram que tanto a carga da mochila, como a distância, não exerceram nenhuma influência significativa nos parâmetros temporais e do tronco. No entanto, quando comparado com os 0, 10 e 15% de carga, a carga de 20% induziu um aumento significativo ( $P < 0,05$ ) na inclinação tronco. Se a inclinação do tronco for tomada como critério para determinar a carga máxima admissíveis das mochilas para as crianças, as cargas não devem exceder 15% do peso

corporal. Além disso, a distância deve ser considerada quando são determinadas as cargas máximas admissíveis.

Outros estudos analisaram o mesmo tema, focando-se nas de variáveis metabólicas, biomecânicas e qualitativas relacionadas com esta tarefa. Hong (Hong et al., 1998) demonstraram o maior custo metabólico nas condições de transporte de carga com 15% e 20% do peso corporal, através da medida do consumo do volume de oxigénio. Trabalhos de Lai (Lai & Jones, 2001) evidenciaram alterações sobre o volume respiratório, durante o transporte de cargas de 20% e 30% do peso corporal. Tais estudos metabólicos demonstram a maior exigência orgânica que ocorre durante o transporte de cargas mais pesadas, mas não revela a fadiga mecânica aplicada ao aparelho locomotor, especificamente a coluna vertebral.

## 7. Relação entre sobrecargas e lesões músculo-esqueléticas

Neste tópico será analisada a possível relação entre sobrecargas e lesões do sistema músculo-esquelético.

No âmbito das práticas físicas e desportivas, as lesões músculo-esqueléticas são muito frequentes, e por isso muito estudadas, devido à grande especialização desde idades muito pequenas. Embora o transporte de mochilas escolares não seja uma especialidade desportiva, é uma tarefa física praticada diariamente, normalmente duas vezes por dia e com sobrecarga que não é desprezável, podendo provocar o mesmo tipo de lesões que a especialização no desporto.

As patologias que afetam os músculos, tendões, ligamentos, articulações, nervos, discos vertebrais, cartilagem, vasos sanguíneos ou tecidos moles associados e que podem ser causadas ou agravadas pelas atividades físicas, são geralmente designadas por lesões músculo-esqueléticas. As lesões músculo-esqueléticas “abrange uma vasta gama de doenças inflamatórias e degenerativas do sistema músculo-esquelético” e “são caracterizadas pela dor e pela perda de função física do corpo, que limitam as atividades dos indivíduos afetados assim como a sua participação na sociedade” (European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions, 2007; Pinho et al., 2013).

A má postura em repouso, esforços excessivos, carregar pesos superiores àquilo que as costas aguentam, passar muito tempo sentado na mesma posição, vida sedentária, falta de exercício físico, posturas incorretas durante a atividade profissional e atividades da vida diária, excesso de peso causa sobrecarga e tensões sobre estruturas da coluna vertebral e contribui para o

aparecimento ou manutenção de sintomas entre outras más práticas são as razões principais para o desenvolvimento de problemas de costas (Pereira, 2013).

A lesão músculo-esqueléticas pode ter origem traumática aguda ou resultar de sobrecarga do sistema músculo-esquelético. As lesões por sobrecarga ou lesões por trauma repetitivo são danos nos tecidos resultantes de movimentos repetitivos acumulados ao longo do tempo.

As crianças são particularmente vulneráveis às lesões músculo-esqueléticas. Esta vulnerabilidade pode ser justificada pela imaturidade do sistema músculo-esquelético bem como pelas características anatómicas e biomecânicas (Carty, 1998; Micheli & Nielson, 2008).

Existem consequências fisiológicas como lesões por sobrecarga, quando os adolescentes têm uma atividade especializada muito precocemente (Dalton, 1992). Durante os períodos cruciais de desenvolvimento biológico, restos excessivamente repetidos, como o transporte diário de mochilas com sobrecargas, poderão ter custos graves. Um exemplo disto é visto frequentemente nos joelhos de jovens em desenvolvimento. Devido ao rápido crescimento do osso do fémur, a tíbia e / ou fíbula diminui a flexibilidade da articulação do joelho, porque os músculos e tendões não aumentaram em comprimento na mesma taxa que os ossos. Estes desequilíbrios aumentam a suscetibilidade de um jovem ter lesões e microtraumas no joelho repetitivamente, bem como outras doenças associadas. Durante a adolescência o crescimento dos músculos e tendões não acompanha o ritmo de crescimento ósseo, dando origem a uma maior rigidez nas articulações que, por sua vez, aumenta o risco de lesões por sobrecarga do sistema músculo-esquelético (Baker & Côté, 2006; Pinho et al., 2013; Baker, 2003; Baker et al., 2009)

As tensões físicas diárias, associados ao transporte de mochilas com cargas significativas por crianças que frequentam a escola, causam significativa inclinação para a frente da cabeça e do tronco. Supõe-se que o transporte diário leva a adoção de posturas anormais que pode resultar em dor e incapacidade, podendo provocar a alterações permanentes do crescimento da estrutura óssea e causar doença e incapacidade prolongada.

Com o aumento da carga das mochilas, o ângulo entre cabeça e pescoço aumenta, aumentando também o ângulo cabeça/pescoço com o tronco (Brackley et al., 2009; Ramprasad et al., 2010; Grimmer et al., 2002; Mayank et al., 2006; McKvoy & Grimmer, 2005; Marsh et al., 2006; Yip CH, 2008). A postura persistente da cabeça para a frente foi considerada a principal causa de muitas doenças músculo-esqueléticas no pescoço e na região dos ombros. A ossificação secundária das

vértebras só está completa depois dos vinte anos de idade (Lanes et al., 1995; Shumway-Cook & Woollacott, 1995) sendo a coluna suscetível a lesões por um longo período de tempo e, portanto, deve ser enfatizado o uso adequado da mochila e cargas adequadas durante estes anos.

### 3. Análise cinemática da marcha normal

A marcha humana é caracterizada por uma sequência de múltiplos eventos rápidos e complexos. Devido à velocidade dos eventos, a observação clínica, a identificação de alterações dos fenómenos e a quantificação do seu grau de afastamento da normalidade é difícil. Por este motivo foram desenvolvidos recursos de registros e de análise do movimento cada vez mais sensíveis e precisos. A análise da marcha é a medição, a descrição e a avaliação sistemática de dados que caracterizam a locomoção humana.

Por oposição à marcha normal temos a marcha patológica. Existem várias possibilidades de classificar distúrbios da marcha devido a patologias. Estes podem ser classificados de acordo com sua etiologia, como a marcha parkinsoniana, marcha hemiplégica, etc. essas descrições nem sempre são úteis, porque nem todos os pacientes com o mesmo diagnóstico caminham com o mesmo padrão de marcha. Outras classificações baseadas na área anatômica afetada e / ou fase de execução alterada, são mais úteis na prática clínica porque patologias diferentes podem produzir resultados funcionais semelhantes.

A grande complexidade da marcha requer uma análise detalhada das mudanças em cada região anatômica em cada uma das fases e subfases do ciclo da marcha, de modo a estabelecer um diagnóstico e terapêutica mais adequada a cada paciente (Sanz, 2003).

A marcha de crianças é um caso particular da locomoção humana que pode ser analisada com recurso à biomecânica. A biomecânica, como já foi referido, dedica-se ao estudo do movimento, em especial ao estudo do movimento humano. Para o estudo da biomecânica contribuem diferentes áreas como a mecânica, medicina, fisioterapia, desporto, fisiologia, etc..

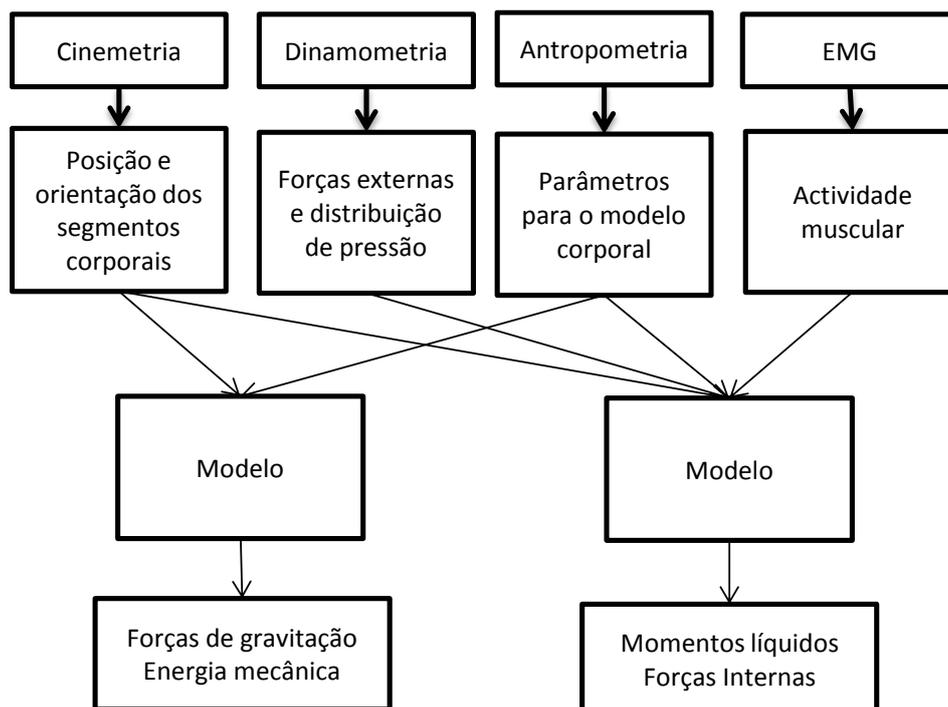


Figura 9 Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano (adaptado) (Baumann, 1995; Barbosa, 2004)

De seguida serão apresentados alguns dos métodos usados pela biomecânica e que foram utilizados neste trabalho: a cinemática, a eletromiografia (EMG), a termografia e o consumo ( $VO_2$ ).

### 1. Cinemetria (cinematografia) – Técnicas videométricas

O provérbio chinês “uma imagem vale mais que mil palavras” contém uma mensagem importante para qualquer observador humano, incluindo o investigador de biomecânica interessado no movimento humano (Winter, 1990).

Há várias técnicas para avaliação dos parâmetros cinemáticos. A cinemetria, com uso de câmaras com película fotográfica (câmaras analógicas de 8, 16, 35 ou 70 mm), foi muito usada antes do aparecimento das técnicas digitais, em particular as câmaras de 16 mm devido aos custos reduzidos e razoável qualidade quando comparados com os outros formatos analógicos.

A técnica da exposição múltipla, outrora muito usada, usa um único fotograma para gravar múltiplas exposições em intervalos regulares. Assim fica registado o movimento sequencial que pode posteriormente ser analisado.

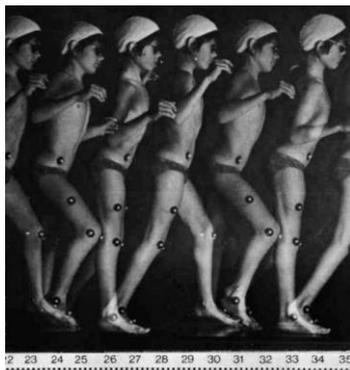


Figura 10 Fotografia de exposição múltipla (Fundation, 2012)

Com a cinematria usa-se um conjunto de métodos que tem como objetivo medir os parâmetros cinemáticos do movimento, isto é, posição, orientação, velocidade e aceleração. O equipamento mais utilizado, embora não o único, para as medidas cinemáticas é o baseado em câmaras de vídeo que registam a imagem do movimento. Podem ainda ser utilizadas outras técnicas e métodos para o processamento de grandezas cinemáticas, entre eles pode-se destacar as técnicas de medição direta, utilizadas para: (a) medidas de tempo, utilizando-se os cronómetros, para a base de tempo, (b) medidas de ângulos, utilizando-se goniómetro, para a determinação da posição de segmentos com origem em eixos articulares, (c) Medidas de aceleração, utilizando-se acelerómetros que são transdutores destinados a quantificar a quantidade de movimento pela posição de uma massa em deslocamento (Amadio et al., 1999).

Há várias técnicas para o registo de imagens. A marcha humana tem sido tradicionalmente estudada de forma subjetiva por meio de observações visuais. Ao combinar tecnologia de medição avançada e modelação biomecânica, a marcha humana é medida objetivamente. A análise da marcha é uma atividade contínua de pesquisa e desenvolvimento, com novos modelos e métodos em constante evolução.

Embora o vídeo, no sentido de imagem plana constituída por uma matriz com diferentes tons ou cores, já não seja a técnica mais recente para a análise do movimento humano, continua a ser uma técnica válida, com um custo aceitável para análise biomecânica (Figueiredo et al., 2012; Ferreira et al., 2012).

Alguns sistemas disponíveis no mercado utilizam “unidades de medição inercial”, *inertial measurement units (IMUs)*, recorrendo ao uso de acelerómetros e giroscópios. São sistemas inerciais (sem recorrerem a câmara para registo de imagem) baseados nestes “sensores inerciais”, modelos biomecânicos e algoritmos de fusão de sensores. Esta tecnologia tem

capacidade para medir translação, rotação, velocidade e aceleração. Em teoria estes dispositivos podem ser utilizados em qualquer local, mesmo fora do laboratório e com qualquer condição de iluminação (Zelik, 2014).

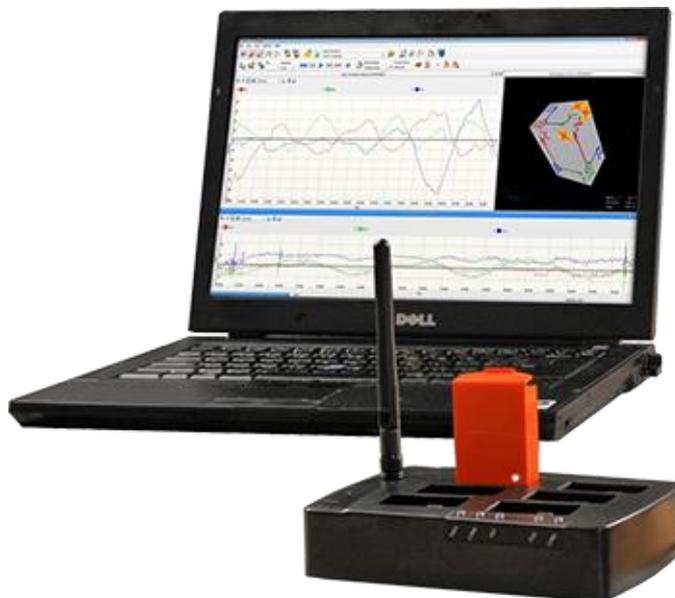


Figura 11 MTw Development Kit Wireless motion trackers set (xsens, 2014)

As técnicas recentes, baseadas em sistemas óticos de captura de movimento flexíveis, que permitem alta velocidade e são fiáveis, baseiam-se na captura de posições de marcadores. Os marcadores podem ser iluminados com LED infravermelho enquanto a captura da posição desses marcadores é efetuada com camaras infravermelhas. A captura do movimento baseia-se em sistemas capazes de calcular a posição de marcadores com precisão e rapidez. Podem ser medidos, em simultâneo, centenas de marcadores e milhares de fotos por segundo (*frames per second*), utilizando dezenas de câmaras. Tudo isto é possível devido à “extraordinária capacidade de cálculo” de um vulgar computador portátil.

O desenvolvimento e aplicação de sensores em máquinas fotográficas possibilitaram a democratização do sensor *full-frame* e a sua extensão para o vídeo e em particular para o vídeo de alta velocidade. Algoritmos permitem isolar os marcadores da restante imagem, diminuindo a quantidade de informação a ser tratada para obtenção dos parâmetros com interesse, bem como a sua visualização quase em tempo real.

Não menos importante é a possibilidade de ligação através das redes sem fios, redes *wireless*, integração com os vulgarmente designados *smartphones*, para funções como visualização de imagem, ajuste de exposição, *start/stop*, etc..

São ainda garantidas as funções clássicas de sincronização de outros sistemas como EMG e plataformas de força.

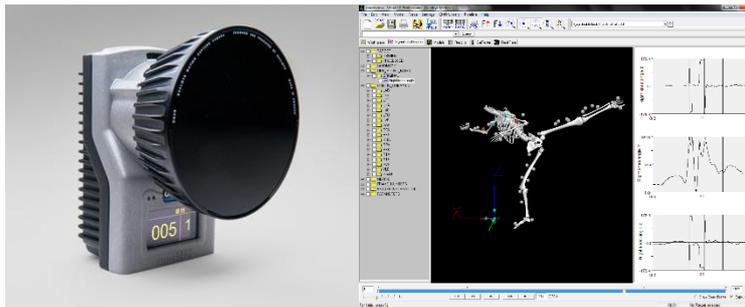


Figura 12 A- Motion Capture Camera B- Visual3D software ( (Qualisys, 2014))

Esta tecnologia foi usada e ainda é muito usada, por exemplo, para estudar uma metodologia para investigar o uso dos braços na recuperação da queda (Ak & Piazza, 2009), a análise da dinâmica da marcha após treino de marcha a velocidade variável e constante em indivíduos com acidente vascular cerebral (Rheaa et al., 2012), análise tridimensional da marcha de mulheres pós-menopausa com densidade óssea baixa (ElDeeb & Khodair, 2014), análise de deficiências da marcha de pessoas com esclerose múltipla andando a velocidade autosseleccionada ou fixa (Remelius et al., 2012), comparação de modelos de energia do músculo (tendo como base o modelo de Hill) para a simulação da marcha humana a 3 dimensões (Miller, 2014).

O vídeo como meio cinematográfico para análise biomecânica, embora esteja a ser substituído por tecnologias mais atuais como as descritas, ainda é um instrumento usado para análise quantitativa e qualitativa do movimento humano em função de sua grande disponibilidade, durabilidade, facilidade de utilização e custo de aquisição, sendo que alguns *softwares* de análise biomecânica são de livre acesso.

Ao utilizar a técnica da cinematria a mais utilizada é a videometria, ou seja, a gravação de imagens em movimento em suporte digital. A cinematografia consiste num conjunto de métodos que procura medir parâmetros cinemáticos do movimento. Com esta técnica não se está interessado na explicação das causas do movimento, mas com a descrição do movimento

do corpo (Jesus, 2008). Com a videometria os quadros (sinais digitalizados) são analisados, podendo as imagens do corpo humano ser transformadas num corpo segmentar unido nos centros articulares, o modelo antropométrico.

O objetivo de todas estas técnicas é medir os parâmetros cinemáticos do movimento, ou seja, a posição, a orientação, a velocidade e a aceleração (Amadio et al., 1999). O equipamento básico para medidas cinemáticas é baseado em câmaras de vídeo, que registam as imagens do movimento, ou nos sistemas mais recentes a posição do marcador em cada fotograma, sendo possível determinar a posição relativa de cada ponto em relação ao referencial fixo (e ao momento anterior). Comparando esta posição com a posição do mesmo ponto no quadro seguinte e sabendo o intervalo de tempo que decorre entre a gravação de cada imagem (ou posição do marcador) é possível determinar a velocidade. Se se determinar a velocidade em dois instantes consecutivos, é possível saber a aceleração. O mais usual é utilizar *software* específico que calcula as variáveis cinemáticas de interesse. É possível ainda complementar com outras técnicas de medição direta de grandezas cinemáticas como o tempo com cronómetros, os ângulos com goniómetros e as acelerações com acelerómetros.

Para a determinação das posições absolutas e relativas (coordenadas) de determinado ponto necessitamos de um sistema de calibração. Nos sistemas mais recentes o sistema é calibrado usando um método de calibração dinâmica. Um acessório normalizado, normalmente diferente com fornecedor/fabricante de equipamentos, com marcadores é movimentado no volume de trabalho enquanto um objeto de referência fica fixo neste volume. Assim fica definindo o sistema de coordenadas para a captura de movimento.

Para o estudo cinemático da marcha humana utilizando imagens de vídeo, necessitamos determinar as coordenadas espaciais que servem de referência para a determinação da posição relativa de todos os outros pontos. Para o efeito, recorre-se a pontos fixos, marcadores cujas coordenadas são conhecidas, os pontos de calibração marcados num dispositivo de calibração, volume de calibração ou cubo de calibração. Este volume de calibração, usualmente constituído por um paralelepípedo ou cubo, tubular, com os marcadores a distâncias bem definidas, tem como objetivo permitir determinar os valores desconhecidos do objeto através das imagens capturadas (Brandão, 2009).

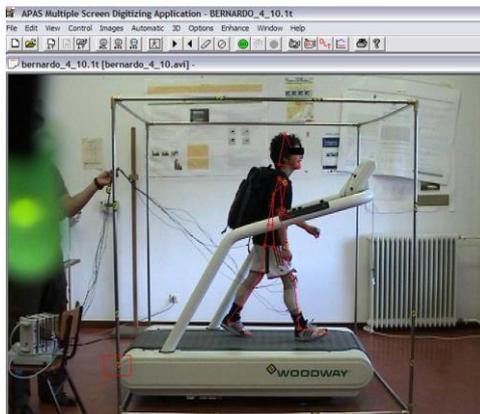


Figura 13 Gravação de imagens no plano sagital, cubo de calibração, digitalização e recolha de sinal eletromiográfico (Laboratório de Ciências do Desporto, Escola Superior de Educação de Bragança)

Para a qualidade da reconstrução do objeto concorrem vários fatores que a influenciam, sendo os principais: o dispositivo utilizado para a captação de imagem, como a câmara de vídeo, a correta identificação dos marcadores e a instalação e calibração das câmaras (Brandão, 2009).

## 2. EMG – Eletromiografia

Eletromiografia é o termo genérico que expressa o método de registo da atividade elétrica de um músculo quando realiza ativação. A eletromiografia é utilizada em inúmeras áreas desde a clinica médica, reabilitação e anatomia até à biomecânica (Amadio & Serrão, 2007; Conceição et al., 2014). A Eletromiografia refere-se ao estudo da atividade neuromuscular, através da representação gráfica da atividade elétrica do músculo (Correia et al., 1993). A contração muscular e a produção de força são provocadas pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos, no interior do arranjo muscular. O deslizamento dos filamentos é provocado por um fenómeno elétrico conhecido como potencial de ação. O potencial de ação resulta da mudança no potencial de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular. O registo dos padrões de potenciais de ação é denominado eletromiografia. O registo por si só denomina-se eletromiograma (Junior, 2006).

A eletromiografia indica o estímulo neurológico enviado para um sistema muscular (Amadio et al., 1999). A atividade elétrica é registada durante a realização de determinadas tarefas.

São duas as formas utilizadas para recolha de sinais de eletromiografia (EMG): EMG de superfície e EMG de profundidade (Correia et al., 1998; De Luca, 2006).

A eletromiografia de superfície obtém-se através de elétrodos colocados sobre a pele. Estes elétrodos captam a atividade elétrica das fibras musculares que estão ativas. Este é um método não invasivo e de fácil execução.

A EMG de profundidade é uma técnica invasiva, baseia-se na colocação de elétrodos no interior do músculo. O registo obtido é resultado dos potenciais de ação de um conjunto de fibras musculares localizadas na proximidade do elétrodo de deteção. Este tipo de registo apresenta uma reduzida utilidade quando se pretende estudar o comportamento global dos músculos (Correia et al., 1998). Alguns parâmetros estatísticos da atividade EMG obtida com elétrodos de superfície apresentam uma relação mais proporcional ao processo de atividade mecânica do que os obtidos com elétrodos de agulha. Se o objetivo é estudar a atividade geral de um músculo não se utiliza este método.

A EMG de superfície é uma forma de avaliar, de maneira não-invasiva, os processos bioquímicos e fisiológicos dos músculos esqueléticos. Tem limitações, tais como colocação dos elétrodos, características fisiológicas, anatómicas e bioquímicas do músculo estudado, tipo de fibra muscular ativada, espessura da pele assim como os cuidados com o ambiente aonde irá se realizar o exame, como, por exemplo, revestir o piso com material isolante, desligar aparelhos elétricos e horário da recolha de dados (DE Luca, 1997; Sakai, 2006). Além disso, com o intuito de diminuir estas limitações, (Ferla et al., 2008) recomendam treinar e esclarecer o sujeito que será avaliado sobre todos os procedimentos aos quais será submetido e realizar, pelo menos 3 recolhas para cada situação avaliada para assegurar a fidedignidade do exame. Portanto, é necessário ter um cuidado especial durante a avaliação eletromiografia para que a mesma tenha validade, rigor científico e seja livre de interferências que, posteriormente, dificultem a sua análise, como, por exemplo, a preparação prévia da pele, a fixação dos elétrodos e a posição do paciente (Hermens et al., 2000; Almeida, 2009).

Durante um movimento um grupo muscular ou um conjunto de grupos musculares são ativados. De entre todos os grupos musculares que são ativados devem ser selecionados para registo os mais significativos para esse movimento. Desta forma o potencial de ação muscular é investigado paralelamente aos parâmetros mecânicos obtidos a partir da dinâmica e/ou cinemática. O processo de interpretação da eletromiografia possibilita uma visão da atividade muscular (Amadio & Serrão, 2007).

O potencial de ação da fibra muscular resulta da propagação de um potencial de ação ao longo da membrana excitável da fibra muscular. Quando o potencial de ação se propaga a todas as fibras, obtém-se o potencial de ação da unidade motora. Assim o potencial de ação da fibra muscular não é detetável, mas é detetável a soma de todos os o potencial de ação de uma unidade motora (UM) ou unidades motoras. As unidades motoras disparam de forma aleatória e a diferentes taxas, o que implica que cada série de potenciais de ação de unidades motoras possua a sua própria amplitude, duração e forma de onda (Vila-Chã, 2004; Vila-Chã, 2011). A EMG permite detetar a atividade elétrica muscular de um determinado volume, possibilitando a medição do potencial elétrico de um campo. Devido à sobreposição de campos elétricos, o eletrodo irá medir o potencial elétrico correspondente à soma temporal e espacial das potenciais contribuições de todas as UM excitadas.

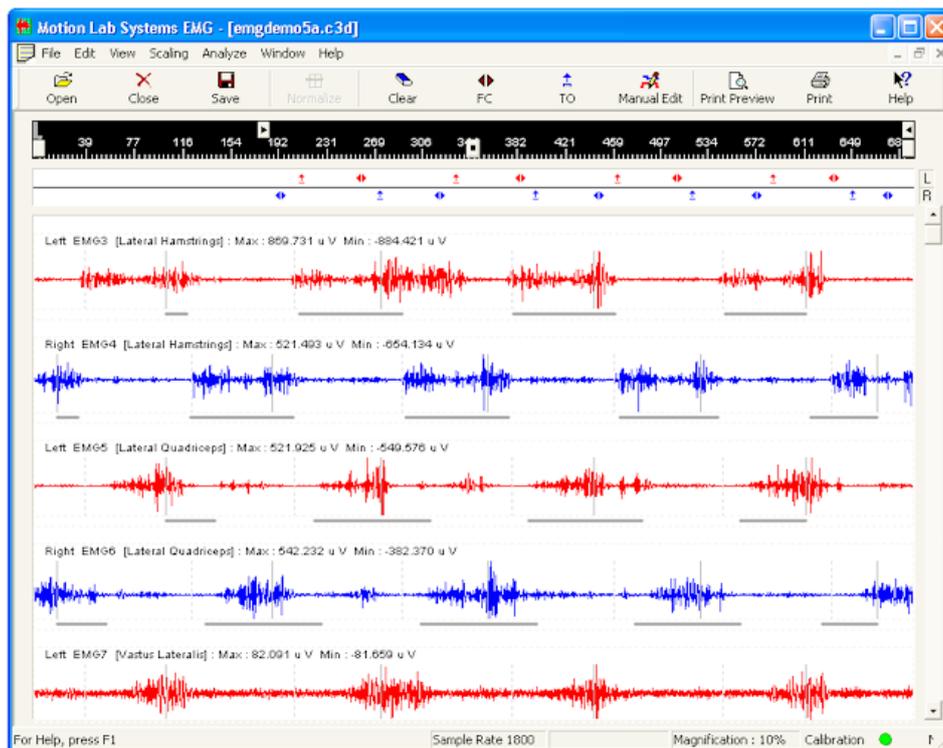


Figura 14 Software de análise de sinal EMG “*EMG Analysis*”, *Motion Lab Systems, Inc.* (Motion Lab Systems, 2014)

O sinal eletromiográfico é essencialmente o registo das atividades elétricas de um grupo muscular ou conjunto de grupos musculares. O sinal registado, em cada músculo ou grupo muscular, corresponde a um conjunto de unidades motoras ativas no mesmo instante.

O sinal de EMG deve ser detetado, pelo menos, através de uma configuração diferencial simples (Vila-Chã, 2004; De Luca, 2002), com esta configuração utilizam-se dois sensores para detetar o

potencial de ação do tecido muscular, relativamente a uma superfície de referência. Os dois sinais de EMG detetados são processados num amplificador diferencial, qualquer sinal que é "comum" a ambos os locais de deteção vai ser removido e os sinais que são diferentes nos dois locais irão ter um "diferencial" que irá ser amplificado, desta forma o que é amplificado é a diferença existente entre os dois sinais.

Este tipo de configuração diferencial permite a redução do ruído no sinal, bem como a redução da interferência da atividade de músculos vizinhos (cross-talk) sobre o sinal de EMG, porque os sinais elétricos que forem comuns aos dois sensores serão eliminados. O sinal final obtido é próximo do sinal EMG que se pretende registar.

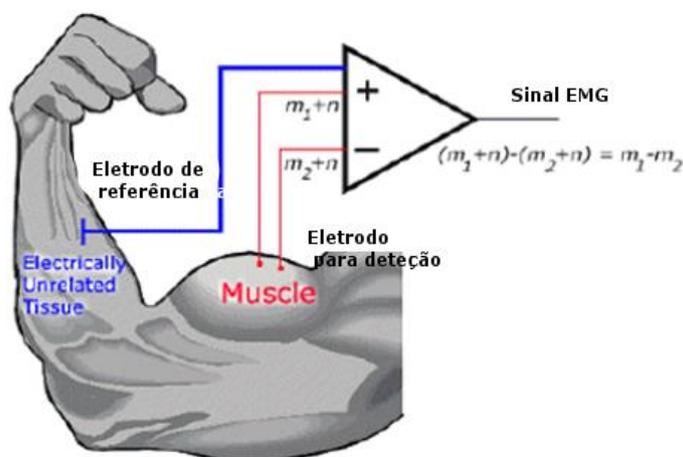


Figura 15 Esquema da configuração do amplificador diferencial. O sinal EMG é representado por 'm' e os sinais de ruído por 'n' (De Luca, 2002).

Um sinal com origem relativamente distante das superfícies de deteção será detetado como um sinal comum às duas superfícies, enquanto que os sinais na vizinhança dos eléttodos serão diferentes e portanto serão amplificados (Vila-Chã, 2004; Vila-Chã, 2011).

Os fatores que afetam o sinal EMG podem ser agrupados em duas grandes categorias: (a) fatores anatómicos e geometria dos eléttodos; (b) fatores fisiológicos. No primeiro grupo temos as características dos eléttodos, distância entre eléttodos, localização dos mesmos, orientação e a distância entre as fibras e o local de deteção. Para o segundo temos o número de UM ativas, diâmetro e composição das fibras, grau de sincronização do disparo das UM, fluxo sanguíneo e temperatura, tipo e intensidade da contração muscular (Vila-Chã, 2004; Vila-Chã, 2011).

A qualidade de uma medição EMG depende fortemente de uma preparação adequada da pele e do posicionamento dos elétrodos. Para o posicionamento dos elétrodos podem ser utilizados atlas com as posições anatômicas dos elétrodos nos músculos selecionados (Konrad, 2005).

Os elétrodos não necessitam de ser colocados a grande distancia entre si para cobrir uma grande zona do músculo que represente todo o sinal EMG. A distância, contudo também não deve ser tão pequena que com a transpiração passe a existir comunicação entre elétrodos. Uma distância mínima de 10 mm entre as duas superfícies parece recolher grande consenso.

A principal estratégia de preparação da pele é garantir um contato estável do eletrodo e baixa impedância. Os mais modernos amplificadores de sinal EMG são projetados para os níveis de impedância da pele entre 5 e 50 k $\Omega$  (entre pares de elétrodos).

Normalmente é necessária a realização de uma preparação de pele antes dos elétrodos poderem ser aplicados. Não existem regras gerais para esta preparação e há várias possibilidades para se chegar a uma boa preparação da pele para efetuar medições EMG.

As aplicações mais comuns da eletromiografia são: determinar o tempo de ativação do músculo; medir o nível de excitação, enquanto indicador da força produzida; utilizar o sinal eletromiográfico enquanto indicador de fadiga (Barbosa, 2004; De Luca, 2006), a avaliação da coordenação e técnica de movimentos, o estabelecimento de padrões comparativos entre situações de treino e de competição, a monitorização de atletas e determinação dos padrões de recrutamento para grupos musculares selecionados (Amadio & Serrão, 2007).

A realização de uma adequada avaliação eletromiográfica depende de alguns fatores, como por exemplo, elétrodos sensíveis que capturem os potenciais elétricos do músculo, um amplificador que processe o sinal elétrico e um decodificador que permita a visualização gráfica do sinal, a fim de que a completa análise dos dados seja executada (Soderberg & Cook, 1984).

### ***Ações Musculares na Marcha***

Os músculos desempenham um papel fundamental para o correto desencadeamento da marcha. A musculatura dos membros inferiores desempenha três funções distintas durante a locomoção: a desaceleração dos segmentos com energia cinética, o amortecimento dos choques e das vibrações e a aceleração dos segmentos.

Durante a fase de apoio ou sustentação, percebe-se uma pronunciada atividade muscular, com o intuito de equilibrar todo o peso do corpo que repousa sobre um pé. Durante a fase de balanço do ciclo, o trabalho muscular é pouco marcado, consistindo de uma regulação da rigidez ativa com o objetivo de travar o segmento oscilante, e de uma contração antecipatória, garantindo dessa forma o amortecimento do choque que vem a seguir.

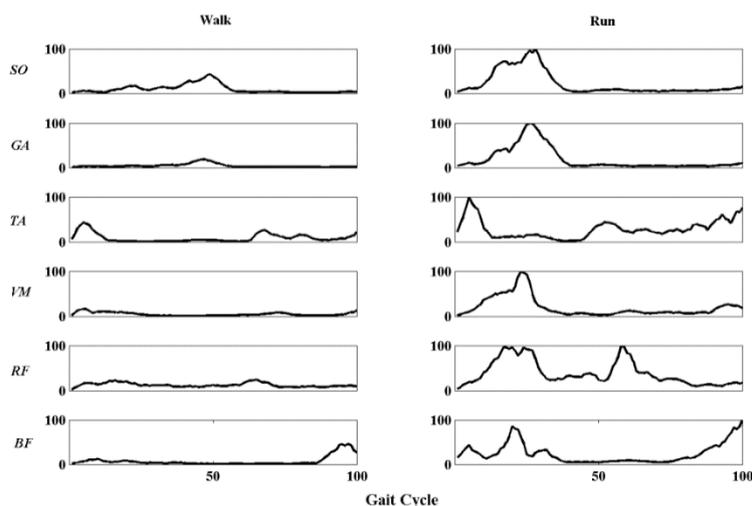


Figura 16 A atividade EMG dos músculos dos membros inferiores sóleo (SO), gastrocnêmio (GA), tibial anterior (TA), vasto medial (VM), reto femoral (RF), e bíceps femoral (BF) comparando caminhada e corrida. Os dados são normalizados. Ciclo calcanhar direito e o próximo calcanhar direito. A amplitude de cada músculo foi normalizada ao EMG máxima obtida durante a recolha de dados (Pourmoghaddam et al., 2013).

A Figura 18 apresenta a cronometria de diversos músculos dos membros inferiores e pelve durante o ciclo da marcha e corrida. Há uma dependência do sinal EMG com a velocidade.

Com a finalidade de estudar o efeito da carga da mochila na atividade muscular, de sujeitos femininos, durante o transporte da carga por períodos prolongados, transportando cargas de 0 %, 20 %, 30 % e 40 % do PC durante 8 Km, foram analisados os músculos vastus lateralis (VL), bíceps femoris (BF), semitendinosus (ST), tibialis anterior (TA) and gastrocnemius (GM) através da eletromiografia (Simpson et al., 2011).

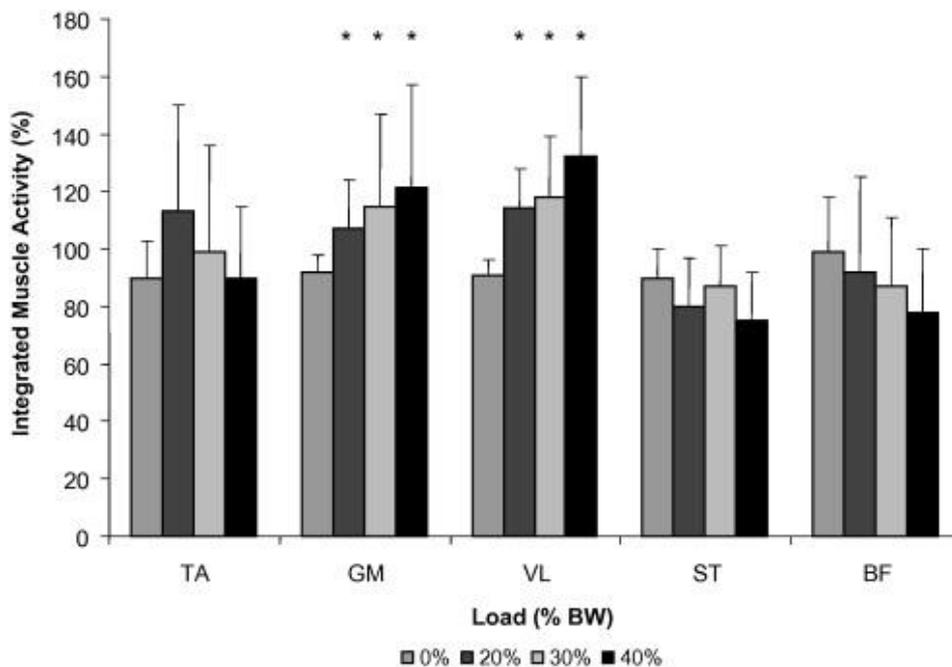


Figura 17 Efeito do aumento da carga (% PC) na resposta do músculo (% da marcha normal) (Simpson et al., 2011).

Foi encontrada uma relação para os músculos GM e VL entre carga e atividades muscular, para os restantes músculos não foi possível verificar a dependência carga sinal EMG.

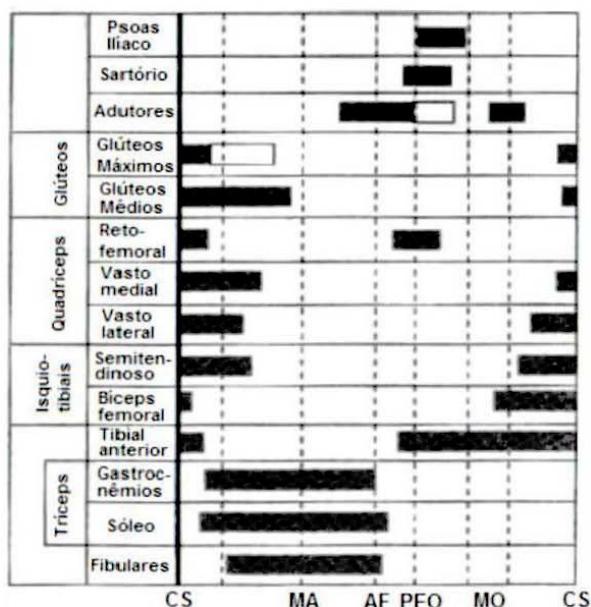


Figura 18 Cronometria muscular dos membros inferiores e pelve durante a marcha CS = contato com o solo; MA = meio da fase de apoio; AF = Apoio fase final; PFO = pré-fase de balanço; MO = meio da fase de balanço. (Cristopoliski, 2006; Viel, 2001)

Procurando entender a sequência das ações musculares ao longo da vida viu-se que a contração muscular do idoso durante a marcha pouco difere do sujeito mais jovem em relação à

cronometria muscular. As maiores diferenças ocorrem em razão da capacidade de geração de tensão, devido a processos degenerativos naturais ao envelhecimento (Cristopoliski, 2006).

### 3. Custo Metabólico

O oxigênio é essencial para qualquer atividade física, dado que qualquer contração muscular requer uma certa quantidade deste gás. Quando fazemos desporto, os nossos músculos são submetidos a contrações contínuas que aumentam a necessidade de oxigênio disponível. A diferença entre esta necessidade de oxigênio extra quando fazemos desporto e quando estamos em repouso dá-nos um valor para medir a intensidade do exercício. (Amadio, 1989)

O principal objetivo da marcha é mover o corpo no espaço com o mínimo de dispêndio energético e estabilidade. O consumo de oxigênio é muitas vezes referido a consumo de oxigênio por unidade de tempo (Thys et al., 1996). O consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) de um indivíduo com uma velocidade de marcha de 4 a 5 km/h ronda os 100 mililitros por quilograma de massa corporal por minuto. A eficiência de marcha pode ser definida como o custo em energia por distância percorrida (Biswas et al., 2011), o valor mais baixo é considerado a máxima eficiência, isto é, a maior eficiência é atingida quando é requerido o mínimo de energia por unidade de distância (Sousa, 2009; Biswas et al., 2010). A eficiência da marcha (distância) pode ser calculada simplesmente a partir da relação entre a absorção de oxigênio, com a velocidade da marcha, podendo ser expressa (unidades mais habituais) em mililitros de oxigênio consumido por quilograma de peso corporal e por metro de marcha.

$$\textit{Eficiência de marcha} = \frac{ml_{O_2}/kg.min}{m/min} = ml_{O_2}/kg.m \quad \text{Equação 1}$$

A medição do  $VO_2$ , durante a marcha, reflete a eficiência do padrão de movimento (Cavanagh & Kram, 1985; Ralston, 1958; Waters & Mulroy, 1999; Waters et al., 1983; Brito, 2006).

O conhecimento do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) e sua regulação são importantes devido ao metabolismo oxidativo ser o principal meio através do qual o organismo humano gera energia para realizar as atividades do quotidiano. Fatores como o consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2máx}$ ), o  $VO_2$  necessário para realizar exercícios submáximos (i.e. a economia ou eficiência do exercício) e a taxa de aumento do  $VO_2$  em função da energia necessária para alcançar uma estabilização de utilização de oxigênio, influenciam a capacidade individual de tolerância da atividade física (Brito, 2006). Para a medição do dispêndio energético durante a marcha o indicador mais usado é  $VO_2$ .

Como já foi referido, durante a marcha normal, a velocidade autoseleccionada ou velocidade seleccionada voluntariamente pelo ser humano para a locomoção é aquela que se apresenta economicamente ótima, isto é, o padrão de marcha é autoseleccionado em função de um custo energético mais económico (Hoyt, 1981; Sparrow, 1994; Brito, 2006).

A eficiência do movimento é uma função do  $VO_2$  e do trabalho realizado. A minimização do consumo de oxigénio proporciona um movimento mais eficiente (Minetti & Alexander, 1997; Minetti et al., 2002; Minetti et al., 2003; Biswas et al., 2010). No entanto o  $VO_2$  representa apenas o denominador da equação da eficiência na qual o trabalho mecânico é o numerador. O trabalho mecânico engloba o trabalho mecânico externo da deslocação do centro de massa, assim como o trabalho mecânico interno da deslocação cíclica dos membros (Sparrow, 1994; Brito, 2006).

$$Eficiência\ mecânica = \frac{trabalho\ realizado}{VO_2} \quad \text{Equação 2}$$

Uma vez que a maioria dos estudos sobre o dispêndio energético envolvem sujeitos a andar em tapete rolante, não é contemplado o trabalho mecânico externo (teoricamente não existe deslocação do centro de massa). O custo energético da marcha depende da alteração do trabalho interno, realizado pelos músculos envolvidos na locomoção, e este trabalho interno aumenta linearmente, acima dos valores metabólicos de repouso, com o aumento da velocidade da marcha (Willems et al., 1995) ou sempre que existe elevação da massa corporal (Heglund, 1988; Farley, 1992; Brito, 2006).

Outros fatores, que têm sido referidos, como podendo condicionar a determinação do dispêndio energético são a idade, o sexo, e a massa corporal (Ariens et al., 1997; Rowland et al., 1997; Censi et al., 1998). Tem-se verificado, em geral, nas crianças e adolescentes, que a economia da marcha e da corrida, a uma determinada velocidade é inferior à dos adultos (Waters et al., 1983; Waters et al., 1983; Astrand, 1952; Ariens et al., 1997; Krahenbuhl & Williams, 1992; Montoye, 1982; Sjödin & Svedenhag, 1992; Brito, 2006; Rowland et al., 1997).

Em estudos que envolveram o transporte de malas e mochilas com carga por jovens escolares, Hong (Hong et al., 1998; Hong et al., 2000), demonstraram maior custo metabólico nas condições de carga com 15% e 20% do peso corporal, através da medida do consumo do volume de oxigénio. Lai (Lai & Jones, 2001) evidenciaram alterações sobre o volume respiratório durante o transporte de cargas de 20% e 30% do peso corporal. Tais estudos metabólicos demonstram

a maior exigência orgânica que ocorre durante o transporte de cargas mais pesadas, mas não revela a fadiga mecânica aplicada ao aparelho locomotor, especificamente à coluna vertebral. Essa fadiga mecânica sobre o aparelho locomotor tem sido descrita como uma das principais causas de lesão (Carvalho, 2004; Reilly et al., 1993).

Para avaliar o esforço através do consumo de oxigênio, pode-se determinar o consumo máximo de oxigênio  $VO_2$  max que um indivíduo é capaz. O consumo em cada instante será uma fração do  $VO_2$  max.

Analisando o consumo de oxigênio temos valores extremos, um deles é o consumo de oxigênio basal, que é a quantidade mínima que necessitamos para viver e o consumo máximo de oxigênio ( $VO_2$  máx), que é a capacidade máxima que um indivíduo apresenta para captar, transportar e metabolizar o oxigênio para a biossíntese oxidativa de ATP (Pereira & Silva, 2009).

Durante um esforço máximo os indivíduos possuem consumo de  $O_2$  máximo ( $VO_2$  max) (Pereira & Silva, 2009; Denadai, 1995) que varia de indivíduo para indivíduo, Figura 19.

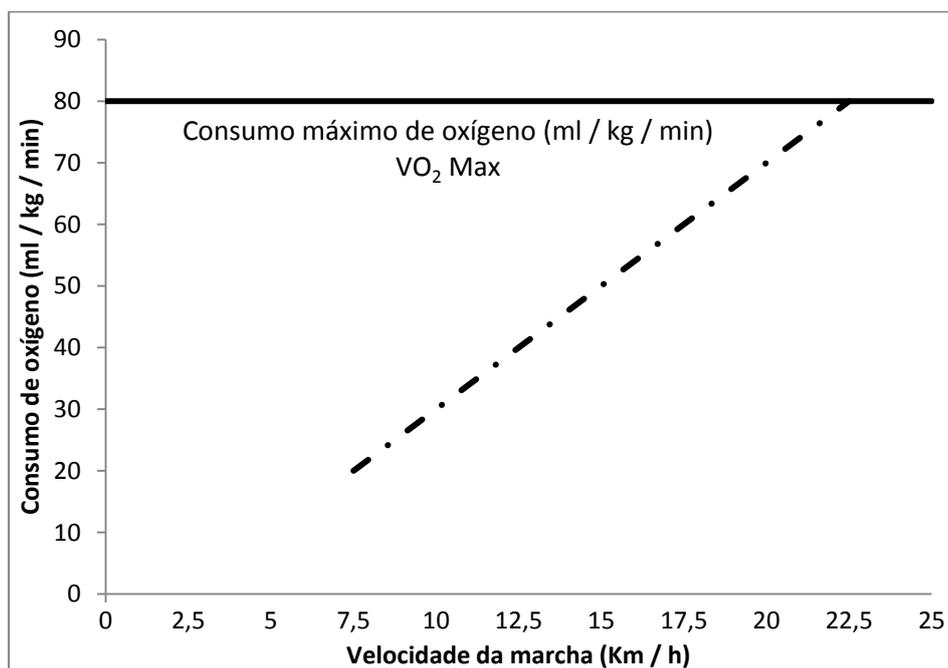


Figura 19 Relação linear (para  $v > 7,5$  km/h, ou seja corrida) entre o consumo de oxigênio e a intensidade de esforço. Adaptado (Denadai, 1995)

Para determinar o efeito da posição da carga numa mochila com estrutura rígida Stuempfle (Stuempfle et al., 2004), realizou um estudo em que os sujeitos caminharam 10 minutos com uma carga de 25% do peso corporal sobre um tapete. O consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) foi

significativamente mais baixo quando a carga se situava na parte superior da mochila, quando comparado com o consumo, quando a carga estava na parte inferior da mochila ( $18,6 \pm 2.3$  ml/kg/min para  $22,2 \pm 3.0$  ml/kg/min, respetivamente). Os resultados deste estudo sugerem que a colocação de carga é um fator importante nas respostas fisiológicas para as carregar e que colocar objetos pesados na parte superior da mochila pode ser o método energeticamente mais eficiente de transportar uma carga nas mochilas às costas.

Ao comparar a tarefa de aspirar com aspirador vertical (pousado no solo) e aspirador de transportar às costas, Mengelkoch (Mengelkocha & Clarkb, 2006) avaliaram o gasto energético medindo o consumo de oxigénio ( $VO_2$ ). Nestes ensaios também foram medidos os valores do consumo máximo de oxigénio ( $VO_{2max}$ ) a fim de determinar o custo energético relativo. Os valores de  $VO_{2max}$  dependem de vários fatores, tais como genéticos (Denadai, 1995; Bouchard et al., 1992; Bouchard et al., 1999), idade, sexo (Pereira & Silva, 2009; Denadai, 1995) treino (Denadai, 1995) e temperatura (Johnson et al., 1974; Nadel, 1998). Os resultados obtidos por Mengelkocha indicaram que o uso durante um tempo prolongado do aspirador transportado às costas como mochila é mais eficiente que o vertical. Este tipo de aspirador não é muito diferente, no seu manuseamento, das mochilas escolares com 2 rodas transportadas pelo chão.

Para avaliar o custo da locomoção em crianças em idade escolar durante a marcha com mochila às costas, Merati (Merati et al., 2001) mediram o consumo de oxigénio ( $VO_2$ ) em 37 adolescentes pré-pubertários (média 11,3 anos, e desvio padrão (SD) 0,6). Estes realizaram as seguintes tarefas: de pé 5 min, marcha a 3 km/h durante 7 min, marcha a 3 km/h por 7 min com mochila carregada com 8 kg e marcha a 7 km/h durante 5 min sem carga. A média e desvio padrão (SD) de  $VO_2$  de pé foi 215 (45) ml/min, durante a marcha a 3 km/h, 503 (101) ml/min sem carga, e aumentou para 541 (98) ml/min durante a marcha com carga. Estes autores sugeriram, que uma melhoria nas aptidões físicas dos alunos poderia prevenir a ocorrência de dores nas costas durante a marcha com mochila escolar.

Ao investigar os efeitos do uso de um exosqueleto (EXO), com a finalidade de facilitar o transporte de cargas elevadas às costas, no custo metabólico durante a marcha com cargas, que nos casos de militares podem chegar a 57% da massa corporal, Gregorczyk (Gregorczyka et al., 2010) concluíram que o uso deste tipo de dispositivo, aumenta o custo metabólico, não sendo metabolicamente sustentável por mais que breves períodos mesmo em jovens aptos fisicamente. O consumo de oxigénio ( $VO_2$ ) relativizado à massa corporal e à massa total aumentou significativamente, quando se usou o EXO de 60% e 41% sem EXO. A média do

consumo de oxigénio ( $VO_2$ ) e a média  $VO_2$  normalizada, pela massa corporal, aumentou significativamente com a carga.

#### 4. Termografia

Termometria Cutânea (Termografia) é uma técnica de captação da radiação infravermelha (IV) emitida por um corpo seguida pela sua descodificação numa escala de cores. O registo da radiação IV pode ser efetuado com o auxílio de uma câmara, neste caso falamos de teletermografia, ou seja, termografia sem contacto. A termografia, neste texto, refere-se a todas as técnicas de captação de radiação infravermelha.

Energia térmica ou infravermelha é radiação que não é visível, porque o comprimento de onda é demasiado longo para ser detetado pelo olho humano. É a parte do espectro eletromagnético que percebemos como calor. Ao contrário da luz visível, com o espectro infravermelho todos os objetos com uma temperatura acima do zero absoluto emitem radiação (calor). Mesmo os objetos muito frios, como cubos de gelo, emitem radiação infravermelha.

A câmara infravermelha ou termográfica é usada para captar uma imagem que permite "ver" e "medir" a energia térmica emitida por um objeto.

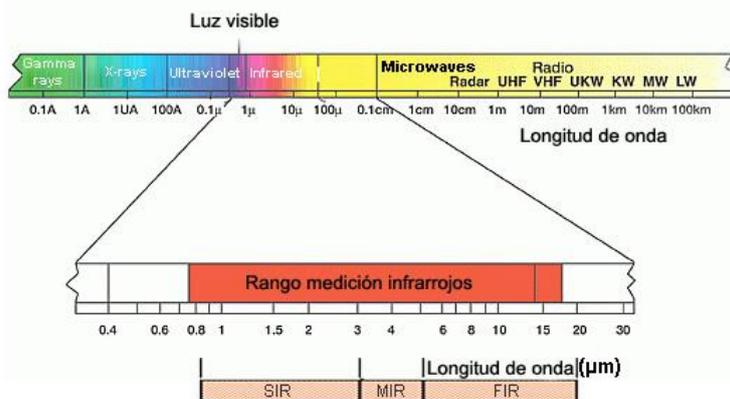


Figura 20 A radiação infravermelha do espectro eletromagnético (Testo, 2013) 1. SIR infravermelho curto, 780 nm - 3 μm), 2. MIR infravermelho médio, 3 - 5 μm) y 3. FIR infravermelho longo, 5 μm –1 mm).

Quanto maior for a temperatura do objeto, maior a radiação IV emitida. Câmaras de termografia ou de infravermelho produzem imagens de radiação invisível infravermelha ou "calor", sendo um recurso importante na medição de temperatura sem contato.

A termografia é um método de medição passiva, sem contacto, em que a distribuição da temperatura da superfície é medida usando uma câmara termográfica. A câmara termográfica mede a radiação infravermelha, no campo de visão e utiliza os resultados para calcular a temperatura do objeto medido. Estes resultados são convertidos numa imagem “virtual” a cores (imagem térmica), tornando-se visível a distribuição da temperatura na superfície do objeto. Cada *pixel* de uma imagem térmica representa um ponto de temperatura da superfície do objeto medido.

A termografia pode ser usada em ensaios clínicos medindo as alterações de temperatura cutânea em resposta ao estado fisiológico de um indivíduo. Como parte da temperatura do corpo é eliminada como energia infravermelha, a termografia infravermelha é ideal para ilustrar disparidades entre os lados do corpo, indicando alterações fisiológicas ou estados patológicos. Uma vez que existe um elevado grau de simetria térmica no corpo normal, assimetrias subtis de temperatura podem ser facilmente identificadas. A diferença de temperatura ( $\Delta T$ ) é uma medida da diferença de temperatura entre os locais semelhantes do corpo e uma diferença superior a  $1^\circ\text{C}$  é aceite como anormal (Spanswick, 2009). Com esta técnica é possível estudar a atividade muscular durante uma atividade física, verificando possíveis desequilíbrios.



Figura 21 Exemplo de Imagem termográfica

Com a termografia é possível estudar a atividade funcional e metabólica dos tecidos incluindo o tecido muscular, articular, do sistema nervoso neurovegetativo, fibras do sistema nervoso periférico, etc. Esta técnica possibilita a análise em tempo real, observação dinâmica das reações do aparelho locomotor a testes provocativos dos síndromes dolorosos e provas de stress e esforços (Rocha et al., 2013).

A termorregulação humana é variável e modificável devido a interações de transferência de calor entre a área de superfície da pele, roupas e meio ambiente (Pascoe et al., 1994). A

temperatura da pele tende a diminuir no início de exercício, dependendo o seu valor da duração e intensidade da atividade (Fernandes et al., 2012; Rocha et al., 2013). Em função da forma de realização da atividade quanto à duração e intensidade, a temperatura da pele pode continuar uma curva descendente, principalmente quando o exercício for progressivo até níveis máximos e de curta duração. Ou, por outro lado, aumentar nas regiões musculares ativas do exercício quando este for mantido com intensidade constante ou duração média e longa. Não existe uma resposta homogênea na temperatura da pele entre as diferentes regiões corporais. Isso indica que o processo de controlo da temperatura corporal é extremamente complexo, de forma que a termografia de infravermelhos pode ser um instrumento valioso para analisar, tanto a resposta térmica local como global da temperatura da pele nos diferentes exercícios físicos (Fernandes et al., 2012) e em particular na marcha.

Ao recolher imagens da pele, termometria cutânea, verifica-se uma influência muito grande de qualquer roupa na transferência de calor do corpo para o ambiente, com repercussões diretas nas imagens obtidas. O índice de gordura corporal tem uma grande influência na temperatura registada, gordura localizada imediatamente por baixo da pele funciona como isolante, a gordura nesta zona funciona igualmente como “homogeneizador” de temperatura, dificultando a observação dos grupos musculares (Rocha et al., 2013).

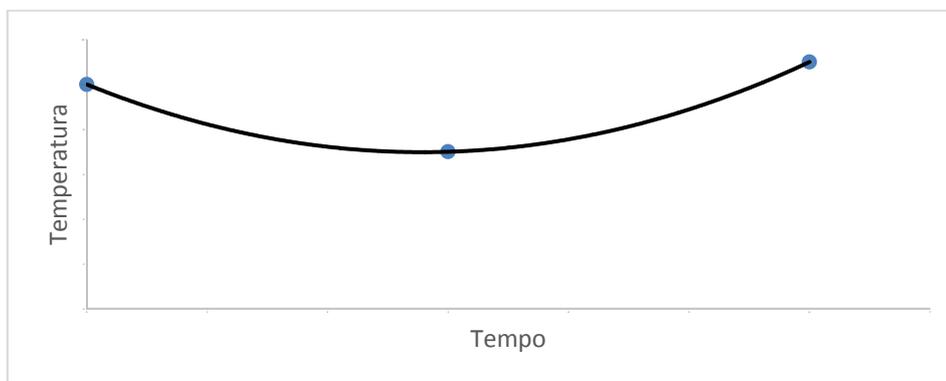


Figura 22 Relação temperatura tempo no início de exercício de marcha, durante a marcha e após repouso (Rocha et al., 2013).

Quando se realiza uma atividade física com marcha durante cerca de 5 minutos, a temperatura medida no início de um exercício, no final e após 5 minutos de repouso decresce para subir no final (Gonçalves et al., 2013; Rocha et al., 2013).

## 4. Anatomia da Coluna vertebral e suas patologias

### 1. Anatomia da Coluna vertebral

Uma das principais problemáticas em crianças em idade escolar relaciona-se com a aplicação de sobrecargas (p.e., mochilas escolares) às costas e as possíveis repercussões no aparelho locomotor, ainda em desenvolvimento. O facto de este tipo de populações tender a utilizar, de forma frequente, mochilas com pesos relativos não desprezíveis, nas deslocações entre casa e a escola, assim como, na própria escola, leva a que a identificação dos fatores predisponentes para alterações posturais e consequentes ocorrências de lesões agudas e crónicas, seja fundamental (Rocha & Barbosa, 2008). Os principais problemas estão relacionados com a coluna vertebral já que esta tem que suportar a sobrecarga. As dores nas costas são um sintoma relativamente comum entre as crianças em idade escolar e uma das mais frequentes preocupações entre os pais. Em muitas crianças as dores nas costas são recorrentes ou crónicas mesmo em crianças pré-pubertárias. As dores nas costas das crianças, em vários países europeus, são, provavelmente, subestimadas. O uso de mochilas para o transporte de grandes cargas para a escola, foi apontado como uma possível causa das dores nas costas das crianças (Merati et al., 2001).

A coluna vertebral é formada por vários pequenos ossos alinhados chamados vértebras. No centro de cada vertebra há um orifício. A coluna tem 33 ossos, dos quais 24 vertebrae, divididos em quatro zonas; cervical, torácica, lombar, sacro e cóccix. As vertebrae cervicais são 7 sendo designadas de C1 a C7 numeradas de cima para baixo; 12 estão na região do tórax e se chamam torácicas (T1 a T12) ou dorsais; 5 são designadas de lombares (L1 a L5), algumas pessoas têm 6, estão na região do abdómen; 5 ossos estão fundidos e formam o sacro, conjunto de 5 vertebrae fusionadas, e os 4 da extremidade inferior formam a região coccígea.



Figura 23 Vista posterior, anterior e lateral esquerda da coluna vertebral. Adaptado de (Netter, 2001)

Cada vertebra tem que suportar o peso de todas as superiores, pelo que as lombares têm cada vertebra existe uma zona, o disco intervertebral que permite o movimento da coluna, através da deformação, permitindo também a absorção de vibrações atuando como amortecedores. Cada disco possui na parte exterior um anel forte fibroso, o anulo fibroso, e no interior está uma zona macia e gelatinosa, conhecida como núcleo pulposos (Figura 24).



Figura 24 a) Vista lateral esquerda da região lombar em plano seccionado. Adaptado de (Netter, 2001). b) Vista de frente e lateral esquerda da região lombar (Queijo et al., 2009).



Figura 25 Disco intervertebral (Netter, 2001).

Cada vertebra possui facetas articulares, que são protuberâncias ósseas que se encontram na parte posterior de cada vértebra. Quando em articulação com as facetas das vértebras vizinhas formam as articulações facetárias, estruturas que mantêm as vértebras unidas entre si. Existem duas articulações facetárias entre cada par de vértebras, uma de cada lado. Os movimentos que

ocorrem nas facetas articulares, permitem a flexibilidade da coluna como um todo (clínicoprotrauma, 1992).

Entre cada par de vértebras existe um espaço de cada lado, por onde passam as raízes nervosas, o forame neural. Sem estes espaços os sinais nervosos não passariam do cérebro para o resto do corpo e este não funcionaria. Os nervos que controlam os movimentos, em particular a marcha, passam por esses espaços existentes entre os discos intervertebrais.

## 2. Patologias da coluna

A evolução para a bipedestação, ao longo do desenvolvimento filogenético da espécie humana, acarretou um aumento da carga axial e dos momentos fletores aplicados sobre a coluna, especialmente sobre os segmentos inferiores da coluna lombar. À medida que o processo degenerativo vai progredindo há uma desidratação e diminuição da altura dos discos intervertebrais e, conseqüentemente, uma sobrecarga das facetas articulares e uma hiper mobilidade segmentar (Queijo et al., 2009). Algumas das patologias mais comuns são: Escoliose, Hérnia discal, Doença discal degenerativa, Espondilartrose (vulgo espondilose) (Médicos de Portugal, 2008).

Como já referido, durante o transporte de cargas pesadas, a coluna vertebral e todo o aparelho locomotor ficam sujeitos a tensões elevadas que têm sido descritas como uma das principais causas de lesão (Reilly et al., 1993). A mochila carregada com o centro de gravidade posicionado ao nível da vértebra T12 parece induzir menor efeito na deformação da coluna vertebral e no erro de reposicionamento por parte dos alunos. Cargas posicionadas na zona mais baixa, zona lombar, podem aumentar a flexão da coluna. Também a posição anterior posterior relativamente ao corpo é importante para o posicionamento da coluna (Chow et al., 1010). As mudanças de curvatura, em diferentes regiões da coluna, podem ser consideradas como ajustes mecânicos compensatórios do peso da mochila.

Os efeitos do transporte de mochila, com 10% do peso corporal durante 30 min, sobre a coluna podem não ser totalmente restaurados após 30 minutos de marcha sem carga. As alterações persistentes na curvatura da coluna vertebral e a capacidade de reposicionamento revelou um aumento do risco de lesões da coluna vertebral, mesmo depois da mochila ser removida (Chow et al., 2011).



## CAPÍTULO III. Materiais e métodos

Este trabalho foi realizado em várias etapas. Inicialmente realizou-se um estudo preliminar (estudo piloto) para estabelecer as condições iniciais. De seguida a marcha foi analisada utilizando técnicas cinemáticas, eletromiográficas, termográficas e de consumo.

### 1. Amostra

No que concerne à análise cinemática, eletromiografia, termográfica e consumo de oxigénio (economia) foram convidados a participar alunos da faixa etária entre 6 anos e 12 anos. Os mesmos estudavam no ensino básico de escolas públicas localizadas na região urbana da cidade de Bragança, Portugal. O encarregado de educação de cada aluno deu o seu consentimento livre e esclarecido. As crianças não apresentaram qualquer lesão ou patologia ortopédica e/ou músculo-esquelética no último ano. Todos os procedimentos respeitaram a Declaração de Helsínquia para investigação com humanos.

O trabalho laboratorial com crianças revelou algumas dificuldades. Durante todo este trabalho, sempre se notou disponibilidade total, no abstrato, dos encarregados de educação para colaborar neste trabalho. Conciliar os tempos disponíveis dos encarregados de educação, dos seus educando e o horário para os ensaios laboratoriais, revelou-se muitas vezes um ponto crítico.

#### 1. Estudo “epidemiológico”

Numa primeira fase procedeu-se à realização de um estudo “epidemiológico” piloto para se ter uma noção das cargas transportadas. Efetuou-se no terreno um estudo que consistiu em avaliar 15 crianças (6 a 9 anos de idade selecionadas aleatoriamente) no início do dia escolar ao entrar no estabelecimento de ensino básico, Bragança, Portugal.

Numa segunda fase procedeu-se à recolha de mais dados referentes ao peso relativo transportado por criança na mochila no seu trajeto casa escola, foram avaliadas 243 crianças no início de um dia escolar na escola EB 2/3 Paulo Quintela.

O objetivo foi saber qual o peso das mochilas que os alunos em idade escolar, dos 8 anos até aos 19 anos de idade, transportam de casa até à escola e vice-versa, registando a idade, altura

e o peso. A recolha foi efetuada com a autorização do respetivo responsável pelo estabelecimento de ensino e de forma voluntária.

## 2. Estudo cinemático

O Estudo cinemático decorreu em várias fases. Na primeira fase realizou-se um estudo piloto, em que participaram 6 crianças (5 rapazes e uma rapariga) com 11 anos de idade. Numa segunda fase, utilizando-se outro grupo de 12 elementos, com idades compreendidas entre os 10 e os 11 anos de idade (8 rapazes e 4 raparigas).

Em ambos os estudos as crianças frequentavam a escola EB 2,3 Paulo Quintela em Bragança.

Não tomaram qualquer medicação que alterasse a validade da prova. No último ano não tiveram qualquer patologia ortopédica e/ou músculo-esquelética. Vestiram uma roupa confortável e calçaram sapatilhas confortáveis.

Treinaram previamente o andar na passadeira para se habituarem ao ambiente.

## 3. Estudo eletromiográfico

Para a análise eletromiográfica foram selecionadas 5 crianças com 10 e 11 anos de idade. As crianças frequentavam a escola EB 2,3 Paulo Quintela em Bragança.

Não tomaram qualquer medicação que alterasse a validade da prova. No último ano não tiveram qualquer patologia ortopédica e/ou músculo-esquelética. Vestiram uma roupa confortável e calçaram sapatilhas confortáveis.

Treinaram previamente o andar na passadeira para se habituarem ao ambiente.

## 4. Estudo Metabólico

Para a análise da economia foram selecionadas 4 crianças com 10 e 11 anos de idade. As crianças frequentavam a escola EB 2,3 Paulo Quintela em Bragança.

Não tomaram qualquer medicação que alterasse a validade da prova. No último ano não tiveram qualquer patologia ortopédica e/ou músculo-esquelética. Vestiram uma roupa confortável e calçaram sapatilhas confortáveis.

O ambiente foi considerado agradável pelos participantes e com uma temperatura adequada.

Treinaram previamente o andar na passadeira para se habituarem ao ambiente.

## 5. Estudo Termográfico

O estudo termográfico foi realizado com 5 crianças, uma do sexo feminino e 4 do sexo masculino com idades entre os 6 e os 9 anos. Todas as crianças frequentam escolas do mesmo agrupamento da cidade de Bragança. Altura entre 1,19 m e 1,40 m. Tal como nos outros ensaios não tomaram qualquer medicação, não tiveram qualquer patologia ortopédica e/ou músculo-esquelética no último ano. Vestiram uma roupa confortável e calçaram sapatilhas confortáveis.

O ambiente foi considerado agradável pelos participantes e com uma temperatura adequada.

Treinaram previamente o andar na passadeira para se habituarem ao ambiente.

## 2. Materiais e equipamentos

Para o registo da massa corporal e massa da mochila foi utilizada uma balança marca SECA, modelo 884 com origem na Alemanha. Para o registo da estatura utilizou-se escala graduada marca SECA, modelo 242, com origem na Alemanha.

O trabalho laboratorial decorreu no Laboratório de Ciências de Desporto e no Laboratório de Tecnologia Biomédica do Instituto Politécnico de Bragança.

Para a gravação de imagens, utilizou-se câmara de vídeo da marca SONY, modelo DCR-PC 120E, com origem no Japão. A gravação foi efetuada a 25 quadros por minuto (25 fps).

Para a marcha em tapete, utilizou-se um tapete rolante da marca Woodway, modelo PPS S5 SPORT-I, com origem em Munique, Alemanha.

Para a análise cinemática, utilizaram-se três *softwares*, o sistema A.P.A.S (Ariel Performance Analysis System), da Ariel Dynamics Inc., EUA, Kinovea, que é um software de análise de vídeo dedicada ao movimento no desporto e exercício, os seus alvos principais são treinadores, atletas e profissionais da área médica. O projeto começou em 2004 como um *freeware* e tornou-se totalmente *open source* em 2006. Em 2013 tornou-se uma organização sem fins lucrativos à luz do direito Francês e SAPO - Software de Análise Postural, gratuito, que é o resultado de um projeto de pesquisa coordenado pelo professor Marcos Duarte em São Paulo, Brasil.

Para a aquisição de sinal de eletromiografia, utilizou-se um sistema de 5 canais com uma frequência de amostragem de 1000 Hz e conversor analógico digital de 16-bit da Biopac System, inc.. Foram utilizados elétrodos da Biopac modelo TDS150A. O registo digital do sinal EMG em bruto foi executado com o Software Acqknowledge (ACK)3.5 também da Biopac.

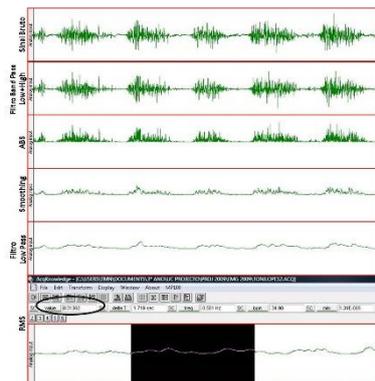


Figura 26 Software Acqknowledge (ACK) Biopac.

Para o registo das imagens termográficas, foi utilizada uma câmara marca FLIR, modelo T365, USA. Para o registo das condições ambientais, a temperatura utilizou-se um termoanemómetro marca Testo, modelo 405-V1 e humidade relativa (H.R.) na sala com higrómetro marca Fischer, Germany.



Figura 27 Camara Flir T365

O consumo de Oxigénio foi determinado com espirómetro da marca Cortex Medical, modelo MetaLizer 3B. Os dados foram recolhidos pelo *software* MetaSoft.

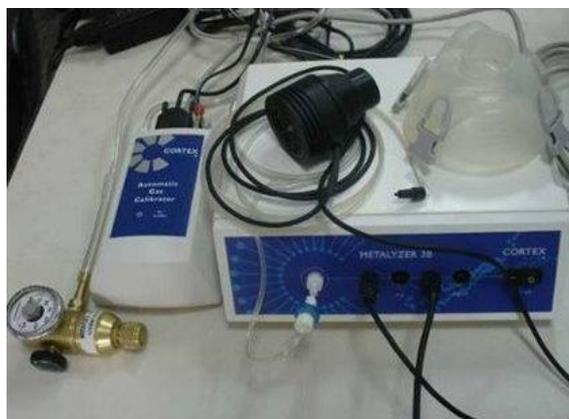


Figura 28 MetaLizer 3B da Cortex Medical

### 3. Etapas experimentais

#### 1. Estudo piloto para definição do protocolo de ensaio

##### ***Definição da carga no ensaio – Estudo Piloto***

Para a determinação das condições iniciais deste trabalho, de forma a analisar a cinemática da marcha de crianças em idade escolar quando transportam mochilas às costas., nomeadamente a massa a transportar por estes e tipo de mochila a utilizar, realizou-se um estudo prévio. (Rocha & Barbosa, 2008).

Neste primeiro estudo foram avaliadas 15 crianças, de ambos os sexos, à entrada da escola. Foi registada a idade, a estatura (SECA, 242, Alemanha), a massa corporal e a massa da mochila (SECA, 884, Alemanha).

Os resultados referentes ao estudo “epidemiológico” são apresentados na seguinte:

Tabela 4 Estatísticas descritivas do estudo “epidemiológico” preliminar – Estudo Piloto. Dimensão da amostra 15 crianças.

	Idade	Massa Corporal	Massa da Mochila	Varição
	(anos)	(kg)	(kg)	Percentual
				(%)
Média	11,0	48,2	3,4	8,3
Desvio	0,5	12,2	1,6	5,0
Mínimo	10,0	36,6	0,7	1,9
Máximo	12,0	82,3	6,2	18,9

De salientar que a massa da mochila com os respetivos pertences dos alunos variou entre os 0,70 kg e os 6,20 kg, o que relativizado à massa das crianças corresponde a uma variação entre os 1,20 % e os 18,90 %. Este resultado levou a que se optasse por cargas relativas de 0%, 10% e 20% do peso corporal.

Por observação qualitativa, verificou-se que grande maioria das crianças transporta o material em mochilas. Nem todas as crianças transportam a mochila suportada por duas alças, mas neste

estudo optou-se por não fazer variar este parâmetro, pelo que nos testes realizados, a mochila foi colocada às costas e suportada por ambas as alças na cintura escapular.

### ***Definição da velocidade no ensaio***

Para a definição das velocidades a utilizar durante o ensaio foi efetuado um estudo cinemático, qualitativo, da marcha em tapete rolante.

Neste estudo preliminar foram estudadas 6 crianças (5 rapazes e uma rapariga) com 11 anos de idade. Cada criança caminhou sobre um tapete rolante a velocidades incrementais ( $1,11 \text{ m.s}^{-1}$ ;  $1,38 \text{ m.s}^{-1}$  e  $1,67 \text{ m.s}^{-1}$ ) e com diferentes cargas relativas ao peso corporal (0 %, 10 % e 20 %) numa mochila escolar. Todos os procedimentos foram filmados, no plano sagital e tratados com *software* específico para análise do movimento humano. Através da análise qualitativa das imagens pode-se verificar, que estas velocidades conjugadas com estas cargas seriam adequadas ao estudo pois a  $1,11 \text{ m.s}^{-1}$  e 0% de peso corporal as crianças andavam confortavelmente, e para  $1,67 \text{ m.s}^{-1}$  e 20 % do peso corporal notava-se alguma dificuldade em suportar a carga havendo alguma tendência para iniciar a corrida, ou seja, não manter sempre um dos pés no chão.

Concluiu-se ainda que o tempo para o ensaio deveria ser por volta dos 3 minutos, já que algumas das crianças, quando caminharam com 20% da carga e a  $1,67 \text{ m.s}^{-1}$ , apresentaram sinais subjetivos de estar próximo da exaustão.

### ***Definição dos parâmetros cinemáticos a analisar no ensaio***

Para determinar quais os parâmetros gerais que deveriam ser analisados neste estudo, procedeu-se ao estudo em laboratório de um caso que serviria de referência para todo o estudo.

Assim para a análise cinemática foi estudada uma criança, do sexo masculino com 11 anos de idade, 36,8 kg de massa corporal, 1,39 m de estatura. A criança não apresentou qualquer lesão ou patologia ortopédica e/ou músculo-esquelética no último ano. Todos os procedimentos respeitaram a Declaração de Helsínquia para investigação com humanos.

A criança caminhou continuamente sobre um tapete rolante (PPS 55 Sport – I, Woodway, Alemanha), sem inclinação, a velocidades incrementais ( $1,11 \text{ m.s}^{-1}$  (4 km/h),  $1,38 \text{ m.s}^{-1}$  (5 km/h) e  $1,67 \text{ m.s}^{-1}$  (6 km/h)), conforme definido anteriormente, e durante 3 minutos. A criança foi instruída para caminhar naturalmente. A criança teve uma sessão de familiarização com o tapete rolante com a duração de 60 minutos em dia anterior às avaliações.

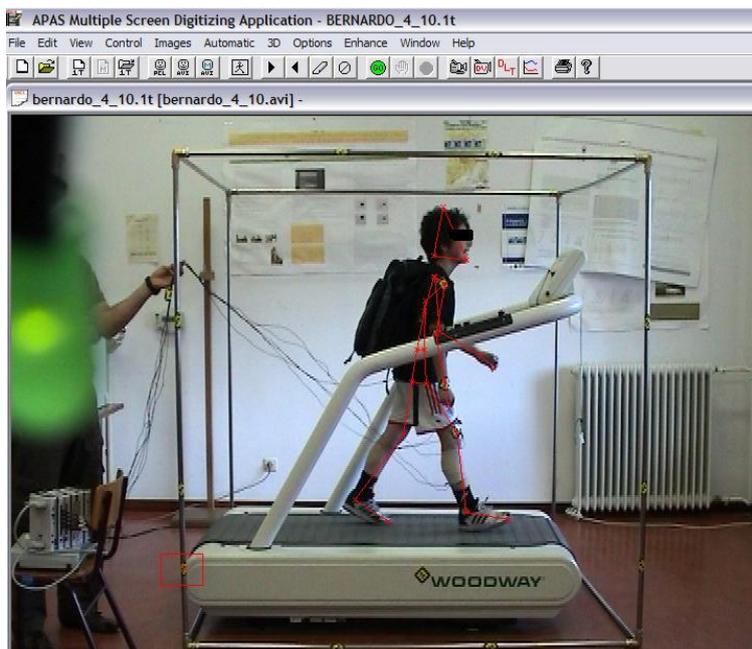


Figura 29 Processo de digitalização da marcha de uma criança.

Este procedimento foi realizado três vezes, com diferentes cargas relativas ao peso corporal (0 %, 10 % e 20 % do peso corporal) numa mochila escolar. A mochila foi preenchida com livros escolares até se atingir o peso relativo desejado. A mochila foi colocada às costas e suportada por ambas as alças na cintura escapular. A ordem de realização da tarefa com as cargas foi determinada aleatoriamente. Entre cada repetição, o intervalo de repouso nunca foi inferior a 60 minutos.

Durante todo o procedimento o sujeito foi filmado no plano sagital (SONY, DCR-PC120E, Japão).

Foi efetuada análise cinemática com dois tipos de *softwares*. A primeira análise cinemática foi efetuada com *software* comercial Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc., EUA a um ciclo completo, para cada carga e velocidade, com recurso à captura direta para computador pessoal através de ligação i.LINK disponível. Foi utilizado um volume de calibração inamovível com 5,832 m<sup>3</sup> e 7 pontos de calibração. Foi adotado o modelo antropométrico de Zatsiorsky, adaptado por de Leva (Leva, 1996), incluindo a divisão do tronco em 3 partes articuladas. Todos os ciclos gestuais digitalizados foram filtrados, com recurso a dupla passagem, com um filtro de passa-baixos de 5 Hz para o centro de massa e de 9 Hz para os segmentos corporais, como sugerido na literatura (Winter, 1990). A fiabilidade do processo de digitalização-redigitalização foi muito elevada (ICC = 0,97 ± 0,01).

A segunda análise foi efetuada recorrendo a *Software freeware* Kinovea (Kinovea Free Software Foundation, Inc, 1989) e SAPO – Software para Avaliação Postural (Sapo, 2004).

A imagem selecionada para determinação dos ângulos posturais corresponde ao toque do calcanhar no chão, do ciclo analisado. A seleção da passada foi efetuada de forma aleatória mas correspondendo aos últimos 30 segundos de cada ensaio. A variação máxima do centro de gravidade (amplitude vertical do centro de massa) correspondeu a esse ciclo selecionado.

Após análise dos resultados deste ensaio piloto, concluiu-se que seria interessante avaliar os parâmetros gerais do ciclo (frequência de passada e a distância de ciclo), parâmetros de cinemática angular (o ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal, o ângulo relativo entre a perna e a coxa e, o ângulo relativo entre o pé e a perna), assim como, parâmetro de cinemática linear (amplitude vertical do centro de massa).

### ***Seleção dos músculos a analisar através da eletromiografia (EMG)***

Para a aquisição de sinal recorreu-se a 5 canais do sistema de EMG (Biopac), um para cada músculo a uma frequência de 1000 Hz, procedendo-se à preparação da pele; colocação dos elétrodos (Biopac-TDS150A); realização da marcha na passadeira com registo digital do sinal EMG em bruto no *Software* Acqknowledge (ACK)3.5 (Biopac).

Para o estudo eletromiográfico, e após verificar qualitativamente os sinais eletromiográficos registados no estudo experimental, foram selecionados cinco grupos musculares (limite do equipamento: 5 canais). Estes deveriam corresponder aos músculos mais solicitados durante o transporte da carga. Para a colocação dos elétrodos de superfície foi consultado o atlas dos músculos (Konrad, 2005) e segundo a metodologia descrita por Carolina Vila-Chã (Vila-Chã, 2004; Vila-Chã, 2011).

- Gastrocnemius Lateralis (GC)



Figura 30 Local de colocação de elétron para o músculo Gastrocnemius Lateralis (Konrad, 2005)

É o músculo diretamente associado ao controlo de movimento no avanço da perna no que diz respeito ao pé fixo, flexão plantar e flexão do joelho.

Esta área é afetada pela posição corporal em relação ao centro de gravidade. O sinal não está refletido na posição neutra, mas quanto mais afastado do seu eixo, mais este se manifesta, em função da posição angular do joelho. O elétron deve colocar-se no ponto médio da metade superior a 2 cm da linha média.

- Tibialis Anterior (TA)

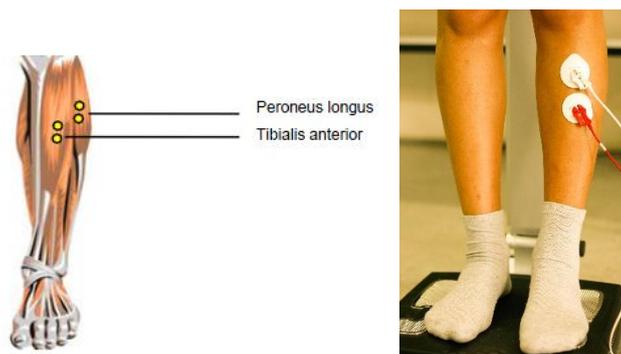


Figura 31 Local de colocação de elétron para o músculo Tibialis Anterior (Konrad, 2005)

Levanta o pé durante a fase de balanço médio, evitando desta forma que os dedos se arrastem (Vaughan C, 1999). Os elétrons devem ser colocados a 1/3 da distância tornozelo - joelho na lateral da tibia sobre a face anterior da perna.

- Rectus Femoris (RF)

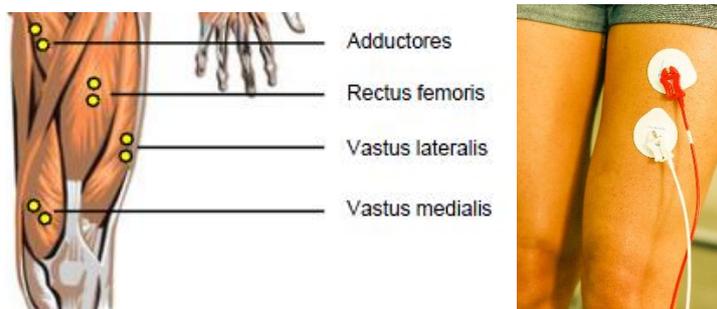


Figura 32 Local de colocação de elétrodo para o músculo Rectus Femoris (Konrad, 2005)

Está situado do lado de fora da parte da frente da coxa. Músculo robusto associado à extensão do joelho, flexão da anca e permite o avanço no ciclo da marcha. A área de captação situa-se o centro da parte anterior da coxa a 1/3 da distância entre o joelho e o osso íliaco.

- Isquiotibialis (IQ)

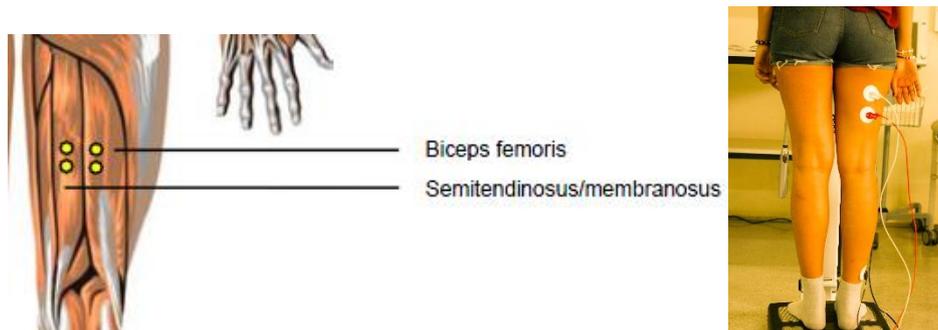


Figura 33 Local de colocação de elétrodo para o músculo Isquiotibialis (Konrad, 2005)

Está situado na parte posterior da coxa, responsável pela flexão da perna. A colocação dos elétrodos deve ser feita a 1/3 da distância entre o joelho e o osso íliaco.

- Eretor Espinae (EC)

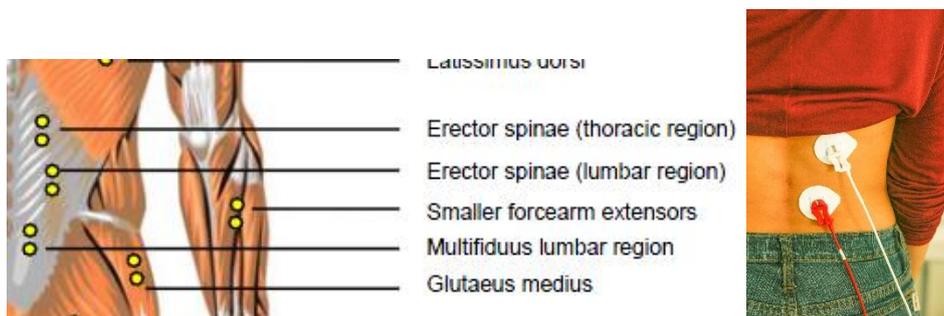


Figura 34 Local de colocação de elétrodo para o músculo Eretor Espinae (Konrad, 2005)

Músculos responsáveis por manter a posição ereta do tronco e a cabeça direita. Intervêm na flexão e extensão do tronco. Pertence ao grupo dos estabilizadores da coluna dorsal e permite-nos analisar o efeito do transporte de diferentes cargas durante o ciclo da marcha. A zona de colocação dos elérodos é a 2 cm por cima da crista ilíaca e os elérodos devem ser orientados paralelamente à espinha dorsal a aproximadamente 2 cm da mesma.

Para apresentação dos resultados finais de eletromiografia (quantitativos), procedeu-se previamente ao tratamento do sinal bruto de EMG. As fases do tratamento são: filtragem digital, retificação, filtragem passa-baixo e finalmente o cálculo da raiz média quadrada (RMS).

#### 1. Filtragem digital

Após a recolha do sinal, procedeu-se à filtragem digital do mesmo. Esta técnica consiste em submeter a curva em bruto a um filtro que suprima as oscilações de frequências, acima e abaixo de determinados valores. Normalmente para EMG de superfície, utiliza-se um filtro de baixas-frequências entre 10-20Hz e de altas-frequências entre os 300-500Hz.

#### 2. Retificação

A retificação da curva é uma operação normalmente utilizada para permitir a posterior integração do sinal, já que transforma uma curva com valores positivos e negativos, de média igual a zero, numa curva de valores absolutos, todos positivos. Esta normalmente é realizada nos programas de processamento de sinais através da função “ABS”.

### 3. Suavização

Uma forma de reduzir a variabilidade, que caracteriza o sinal EMG, consiste em eliminar as variações muito bruscas dos valores de amplitude do sinal em bruto, através da suavização da curva. Ao recorrer a valores médios de pequenos intervalos de tempo, removem-se as oscilações mais bruscas do sinal, quanto menor for esse intervalo de tempo, menos suavizada e mais parecida com a curva em bruto fica a curva resultante.

Esta operação, suavização da curva, é normalmente realizada nos programas de processamento de sinais através da função “smoothing”.

### 4. Filtragem passa-baixo (envelope linear)

A curva EMG retificada pode também ser sujeita a uma operação que permite construir uma envolvente da curva EMG – Linear Envelope. Este procedimento deve ser realizado de forma a reduzir o sinal EMG aos níveis de frequência que caracterizam os movimentos.

Este procedimento envolve a filtragem da curva com um filtro passa baixo com uma frequência de corte de 10Hz.

### 5. Root Média quadrática – Raiz quadrada da média

Devido à necessidade de utilizar uma linguagem comum e uma definição terminológica clara, que permitam identificar e comparar os resultados dos trabalhos realizados, são utilizados como indicadores de intensidade da ativação muscular alguns parâmetros, como o RMS.

Este parâmetro é calculado através de uma janela móvel. Para cada período de tempo selecionado, a fórmula de cálculo é a seguinte:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} |x_i|^2}$$

Equação 3

Onde:

RMS – Raiz quadrada média

n – tamanho da janela temporal

xi – valor da função

### ***Definição da metodologia a adotar para a recolha dos dados termográficos.***

Para a recolha dos dados termográficos foram realizados alguns ensaios, com o objetivo de adquirir experiência com esta tecnologia (Rocha et al., 2013).

Foram registadas a temperatura ambiente, com termómetro marca Testo, modelo 405-V1 e humidade relativa (H.R.) na sala com higrómetro marca Fischer, Germany. Para as fotografias termográficas foi utilizada uma câmara marca FLIR, modelo T365, USA.

Foi efetuada a calibração do equipamento de acordo com os procedimentos preconizados pelo fabricante (Flir, 2010).

As imagens foram realizadas sem roupa na zona a analisar, dado que estas, mesmo que muito leves, alteram de forma irremediável as imagens termográficas.

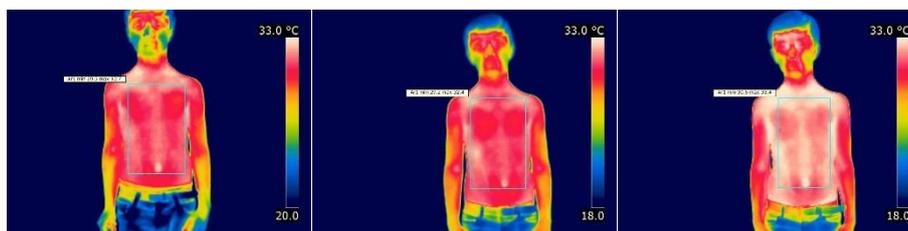


Figura 35 Imagens termográficas (5 km/h\_0 % PC; 10 e 20% PC)

Como o objetivo era determinar alterações à marcha “normal”, não foram realizadas imagens após descanso, onde a temperatura é mais elevada que no final do exercício pois não alteraria a análise.

## 4. Protocolo experimental

Após conclusão do estudo piloto definiu-se o protocolo experimental. Embora admitindo que este pudesse ser pontualmente alterado para melhor responder a alguma técnica específica.

Assim ficou definido que:

- O ensaio decorrerá em tapete rolante;
- O tapete não terá inclinação;
- As velocidades serão de  $1,11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $1,38 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e  $1,67 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , a que corresponderá, prospectivamente 4 km/h, 5 km/h e 6 km/h,
- O tempo de cada fase será de 3 min
- As cargas serão relativizadas à massa corporal e corresponderão a 0%, 10% e 20%;

- Será utilizada sempre a mesma mochila;
- A ordem de realização da tarefa com as cargas será aleatória e entre cada repetição, o intervalo de repouso nunca será inferior a 60 minutos;
- Obrigatoriamente um plano de filmagem será o plano sagital;
- Os músculos a analisar serão: Músculo Gastrocnemius; Músculo Isquiotibiais; Músculo Reto Femoral; Músculo Tibial Anterior e Músculo Eretor da Coluna.

## 5. Termo de consentimento livre e esclarecido

Cada encarregado de educação /pai apresentou o termo de consentimento livre e esclarecido do aluno devidamente assinado e autorizando a participação do seu filho / educando. Todos os pais / encarregados de educação contactaram pessoalmente com o investigador, esclareceram todas as dúvidas e efetuaram o seu transporte de e para o local dos ensaios.

## CAPÍTULO IV. Resultados e Discussões

### 1. Estudo “epidemiológico”

Após o estudo piloto, numa segunda fase, procedeu-se à recolha de mais dados referentes ao peso relativo transportado por criança na mochila no seu trajeto casa escola.

Este segundo estudo “epidemiológico” efetuou-se, na escola EB 2,3 Paulo Quintela e EB 2,3 Augusto Moreno de Bragança, com o intuito de saber qual o peso das mochilas que os alunos em idade escolar transportam às costas de casa até à escola e vice-versa, registando a idade, altura e o peso. Foram avaliadas 243 crianças no início de um dia escolar ao entrar no estabelecimento de ensino, com a autorização do responsável pelo estabelecimento de ensino, registando-se a idade, altura, peso (com e sem mochila), sendo o peso da mochila calculado pela diferença entre as pesagens.

A medição da estatura dos alunos foi feita sempre no mesmo local, com uma escala métrica graduada (SECA, 242, Alemanha).

Para a pesagem dos mesmos utilizou-se uma balança digital (SECA, 884, Alemanha), fabricada na Alemanha. Os alunos foram pesados no início do dia de aulas, pois esse era o momento em que os alunos levavam a carga máxima nas mochilas dado que posteriormente, alguns guardam normalmente parte dos materiais em cacifos existentes para o efeito.

Depois da recolha destes dados, procedeu-se à análise dos mesmos.

Tabela 5 Estatísticas descritivas do estudo “epidemiológico”. Dimensão da amostra 243 crianças.

	<i>Idade (anos)</i>	<i>Massa Corporal (kg)</i>	<i>Estatura (m)</i>	<i>Massa da Mochila (kg)</i>	<i>Varição Percentual % PC</i>
<b>Média</b>	<b>11,6</b>	<b>46,0</b>	<b>1,502</b>	<b>3,9</b>	<b>9,39</b>
Desvio	2,3	11,7	12,1	1,6	5,26
Máximo	19,0	79,3	1,820	7,8	25,49
Mínimo	8,0	20,5	1,200	0,0	0,01

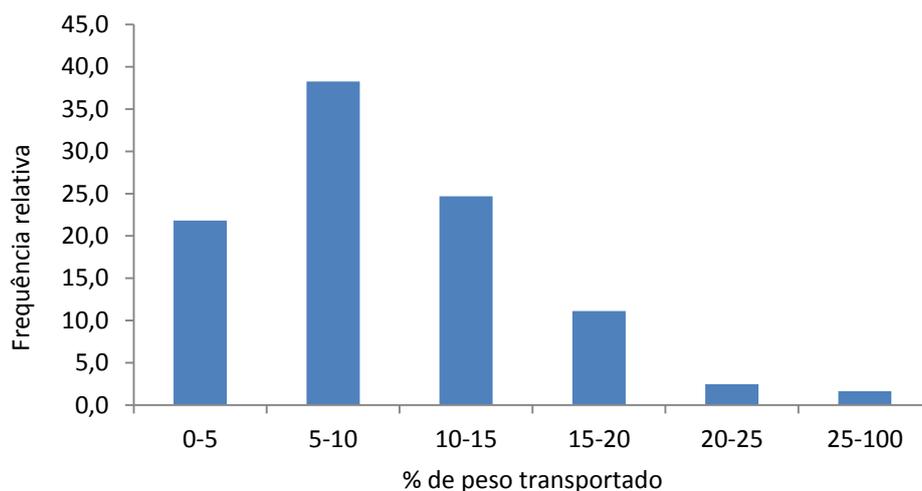


Figura 36 Peso transportado pelos alunos na mochila escolar quando chegam à escola.

Efetuada uma análise por quartis, como forma de resumir os dados, obtivemos o seguinte gráfico:

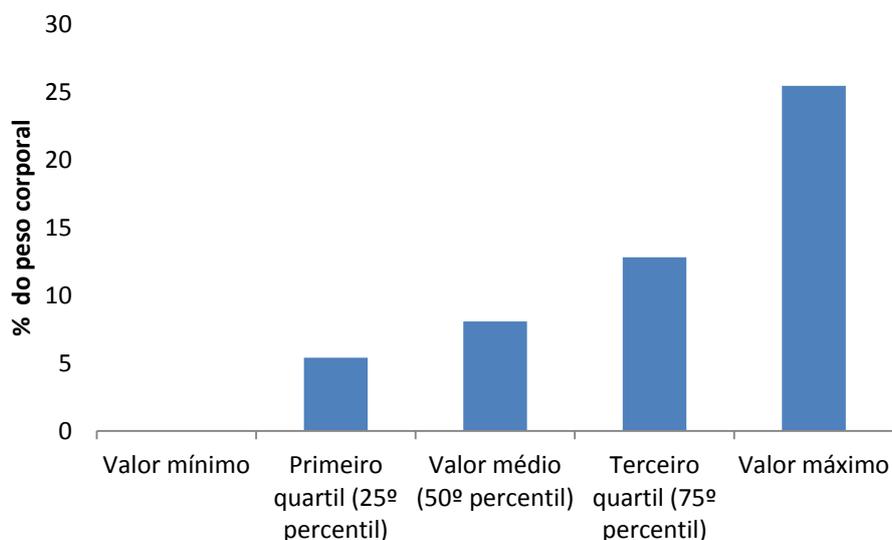


Figura 37 Análise de quartis da % de peso transportado

Nesta amostra de 243 alunos, a média de peso transportado na mochila foi de 3,9 Kg, com desvio padrão de 1,6. O máximo foi de 7,8 Kg e o mínimo de 0,0 Kg.

Verificou-se que a grande maioria dos alunos, 60,1% transportam massa relativa até 10%, e que 15,2% dos alunos transportam mais de 20% de massa relativa nas mochilas.

De notar que há alunos a transportar cargas superiores a 25% do seu peso. Os valores mais elevados, superiores a 25% foram encontrados entre os mais novos.

Tabela 6 Variação da percentagem média de peso corporal com a idade.

<i>Média por idades</i>	8	9	10	11	12	13-
Média % PC	16,7	15,9	11,9	4,2	7,1	5,0
Desvio	4,1	4,8	3,8	1,4	2,9	2,4

A análise da Tabela 6 e gráficos seguintes permitiu-nos verificar que, quanto mais velhos são os alunos, menos % de carga relativamente ao peso corporal transportam.

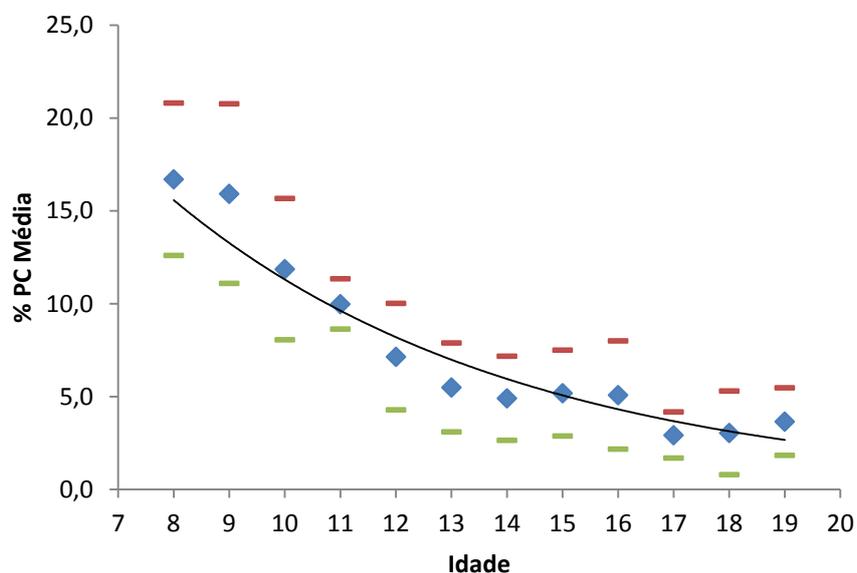


Figura 38 Variação da percentagem média de peso corporal com a idade. Linha de tendência exponencial.

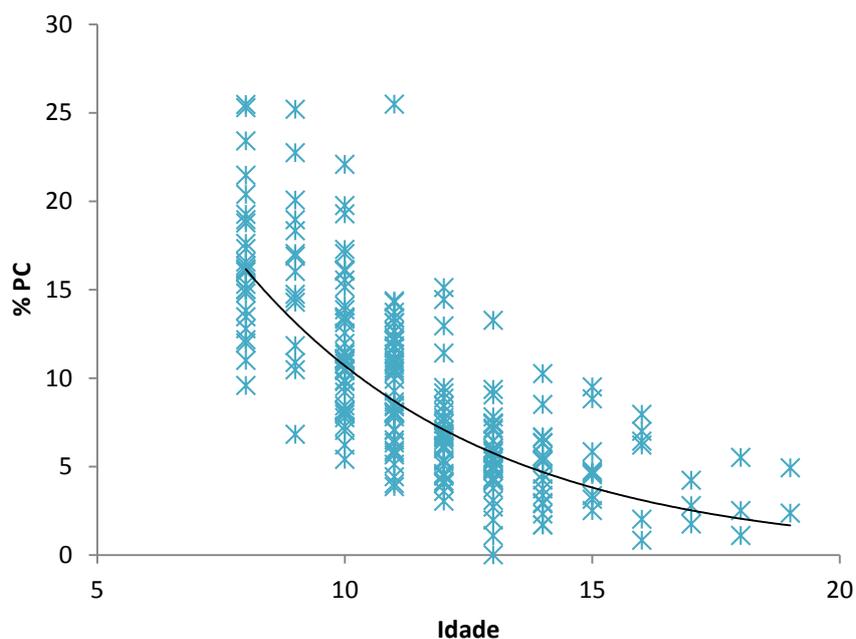


Figura 39 Variação da porcentagem de peso corporal com a idade. Linha de tendência exponencial.

Nova avaliação foi efetuada 5 anos após a primeira análise (2008-2013). A amostra teve a dimensão de 126 elementos. Foram visitadas as escolas da mesma zona geográfica (Centro de Bragança) e dos mesmos níveis de ensino. Os resultados não são significativamente diferentes, como se pode observar pelos gráficos seguintes.

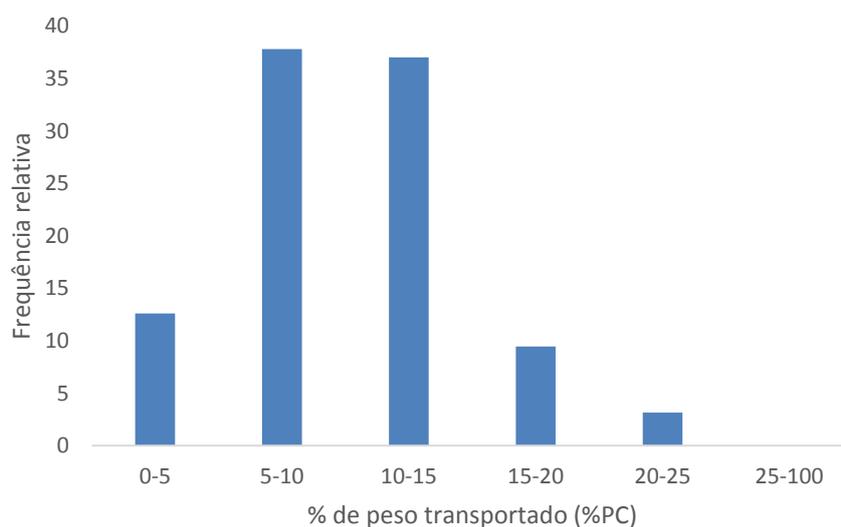


Figura 40 Peso transportado pelos alunos na mochila escolar quando chegam à escola (5 anos mais tarde).

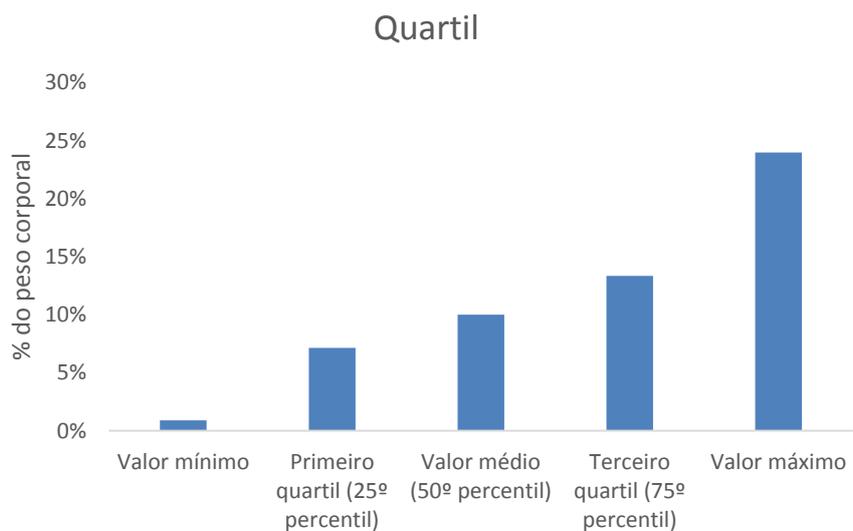


Figura 41 Análise de quartis da % de peso transportado (5 anos mais tarde).

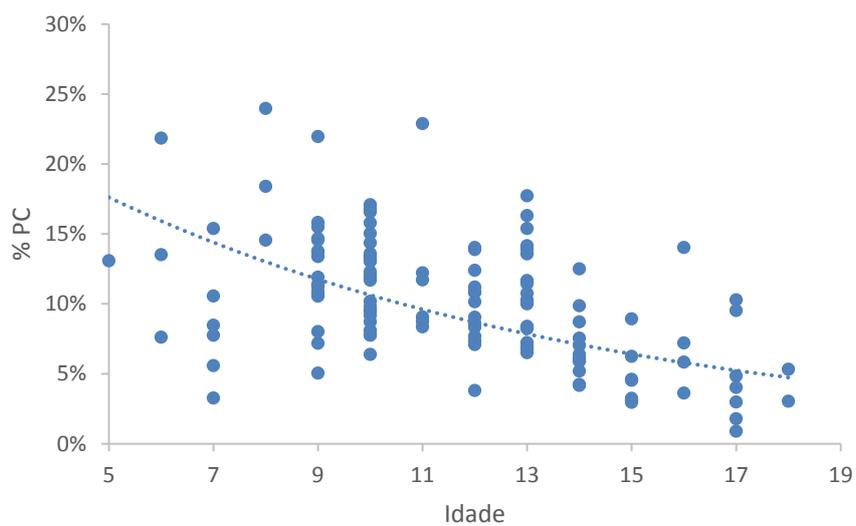


Figura 42 Variação da percentagem de peso corporal (% PC) com a idade (5 anos mais tarde).

A comparação entre os dois momentos, 2008 e 2013, pode ser observada nos gráficos seguintes:

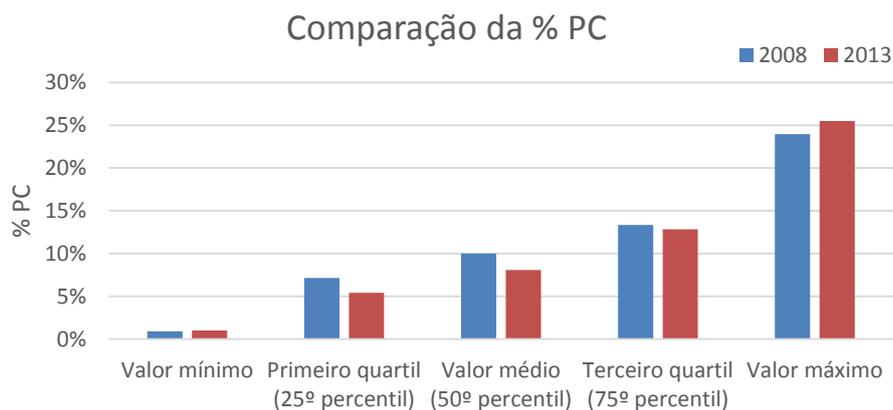


Figura 43 Comparação da % PC transportado pelos alunos no ano 2008 e 2013 (análise por quartis)

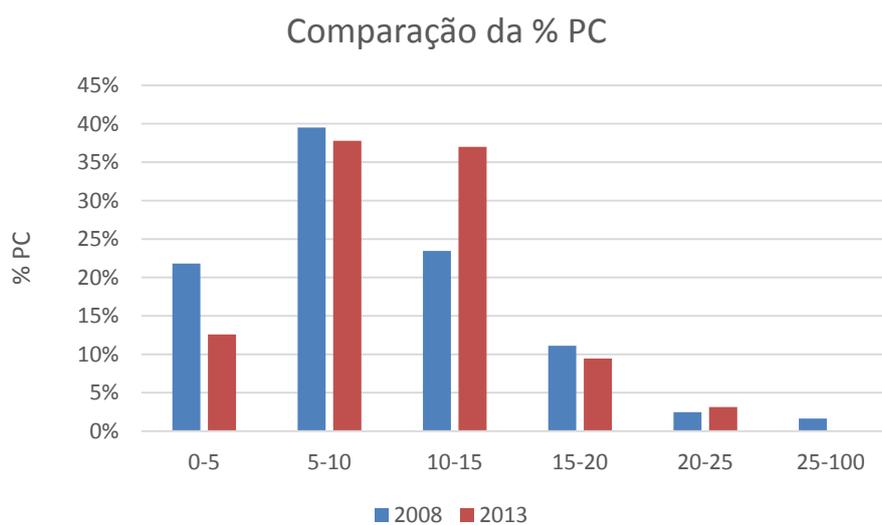


Figura 44 Comparação da % PC transportado pelos alunos no ano 2008 e 2013 (análise por frequência)

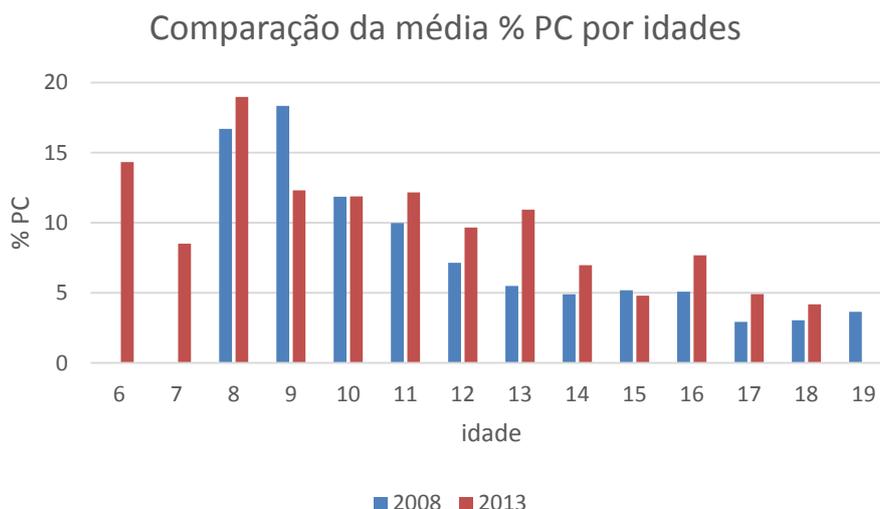


Figura 45 Comparação da % PC transportado pelos alunos no ano 2008 e 2013 (análise por idades)

Da análise dos gráficos podemos verificar que a evolução não foi positiva no sentido de diminuir a carga em % do PC transportada, isto é, continua um número significativo de alunos a transportar cargas entre os 5 e 15 % PC, a percentagem de alunos com cargas entre 10 e 15 % PC aumentou tendo diminuído o número de alunos com cargas entre 0 e 5 % PC. Os alunos mais novos continuam a transportar mais % PC que os mais velhos, não só porque sendo mais novos, são mais leves e a relativização à massa corporal torna mais desfavorável este rácio, mas também porque transportam carga em valor absoluto elevado.



Figura 46 Variação da carga transportada (em valor absoluto) com a idade.

Verificou-se que entre os 8 e os 13 anos de idade, são os alunos que transportaram cargas bastante elevadas (3 a 7 kg). Ainda que muitos alunos não fizessem grandes distâncias a pé,

eram transportados pelos pais, os que andavam a pé faziam cerca de 10 a 15 minutos de trajeto casa/ escola/ casa.

Estes valores, apesar de elevados, não foram diferentes dos apresentados na literatura sobre o transporte de material escolar por estudantes. Como foi visto, dependendo do país, valores entre 10 e 20 % PC foram vulgares nas mais variadas regiões do mundo (Sander, 1979; Voll & Klimt, 1977; Pascoe et al., 1997; Hong et al., 2000; Whittfield et al., 2001).

## 2. Estudo cinemático

### Estudo piloto

No estudo piloto, que serviu de referência para definição do protocolo, foram registados os seguintes resultados para os parâmetros gerais do ciclo (frequência de passada e a distância de ciclo), parâmetros de cinemática angular (o ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal, ângulo relativo entre a perna e a coxa e, ângulo relativo entre o pé e a perna), assim como, parâmetros de cinemática linear (amplitude vertical do centro de massa).

As velocidades são sempre apresentadas nos gráficos em km/h para facilidade de leitura.

Pode-se observar no gráfico da Figura 47 que a frequência da passada aumenta com a carga e com a velocidade do deslocamento. Observa-se uma importância grande do efeito da velocidade.



Figura 47 frequência de passo vs % peso / velocidade

A distância de ciclo decresce quando se aumenta a % do peso da mochila relativamente a massa do corpo. Para a velocidade de 6 Km/h verifica-se uma descida do valor da distância de ciclo maior o que não acontece nas outras velocidades.

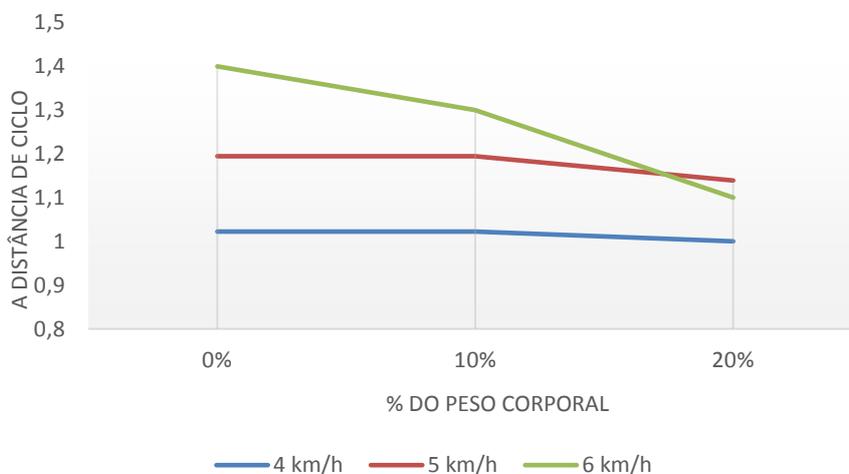


Figura 48 A distância de ciclo vs% peso / velocidade

O deslocamento vertical do centro de massa aumentou quando o sujeito colocou uma carga de 10% do seu peso em qualquer das velocidades testadas. No entanto diminuiu quando se aumentou para 20%. Este resultado poderá indicar que, entre os 10% e os 20%, se terá ultrapassado o valor máximo em que o sujeito marchava de forma confortável.

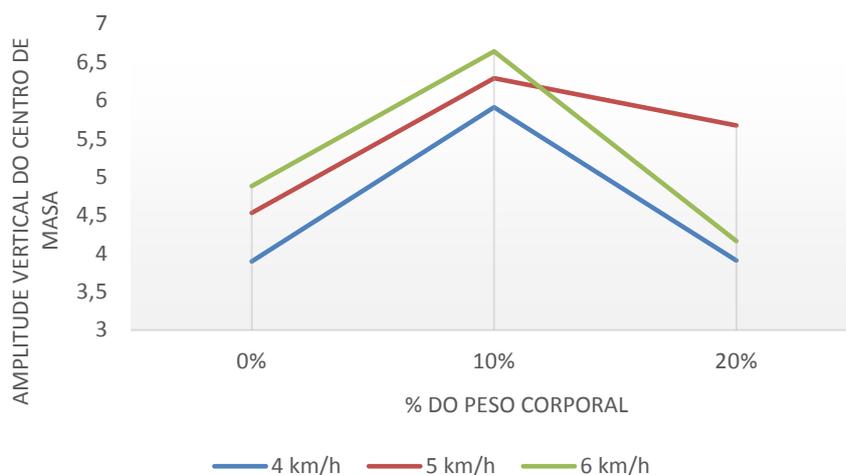


Figura 49 amplitude vertical do centro de massa vs% peso / velocidade

No que respeita aos parâmetros de cinemática angular (ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal, ângulo relativo entre a perna e a coxa e, ângulo relativo entre o pé e a perna), obtiveram-se os resultados apresentados nas figuras que de seguida se apresentam.

Quando se marcha sem carga o ângulo entre o tronco e a horizontal é próximo da perpendicular, afastando-se com o aumento da carga, ou seja, o tronco anda mais inclinado para a frente.

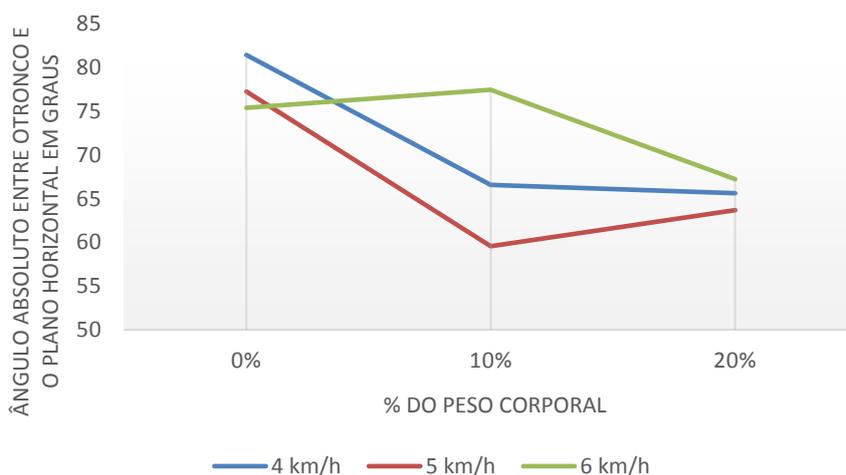


Figura 50 Ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal em graus vs % peso / velocidade

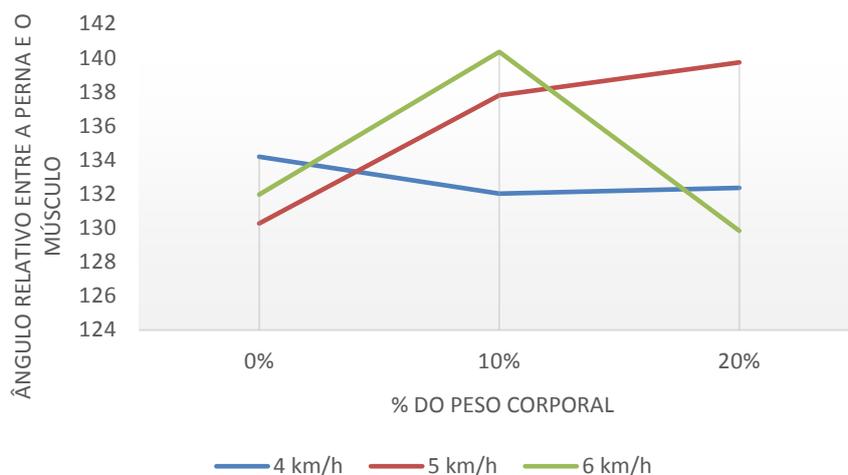


Figura 51 Ângulo relativo entre a perna e o músculo vs % peso / velocidade

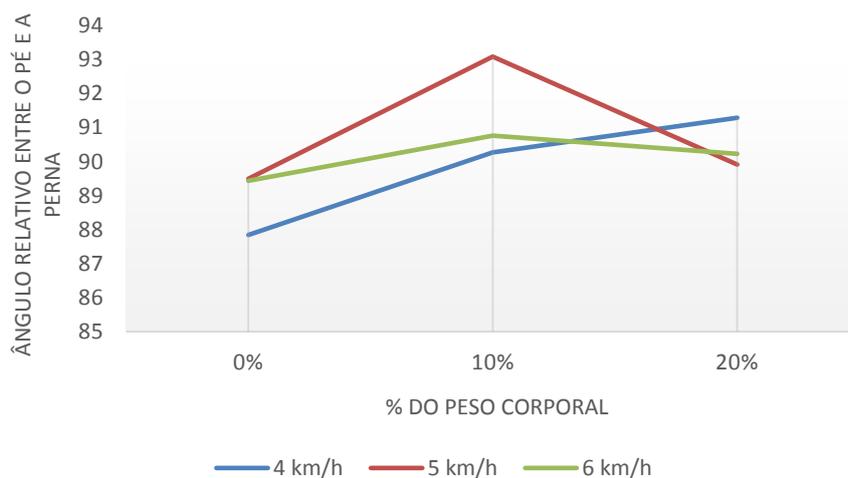


Figura 52 ângulo relativo entre o pé e a perna vs% peso / velocidade

Da observação dos gráficos anteriores, e apesar de ser relativo a um só sujeito, verifica-se que para uma carga de 10% do peso corporal, a variação dos ângulos pé perna, perna coxa e tronco plano horizontal, tem uma inflexão, isto é, o valor aumentou de 0% PC para 10% PC, tendo diminuído na passagem dos 10% PC para os 20 % PC.

Parâmetros gerais do ciclo

Outro estudo foi efetuado com doze elementos, todos da mesma escola, da mesma turma e com idades compreendidas entre 10 e 11 anos. O protocolo utilizado foi o descrito anteriormente. A notação utilizada será X\_Y em que X representa a carga da mochila em função da massa corporal (% PC) e Y a velocidade em km/h.

**Tempo de ciclo**

Analisando a variação da velocidade da marcha para uma mesma carga transportada, pode-se observar que para a generalidade dos sujeitos, o tempo de ciclo diminui com o aumento da velocidade. Esta evidência é mais notória para as cargas mais elevadas.

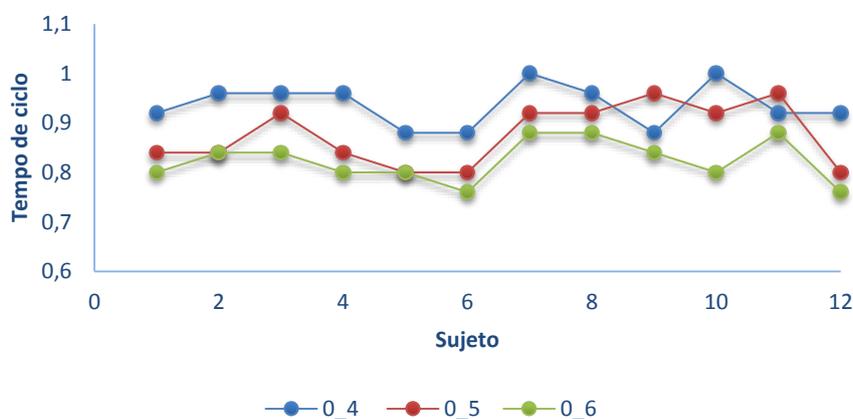


Figura 53 Relação entre o tempo de ciclo (s) e a velocidade (km / h) para a mesma carga. Sem carga

Fazendo uma análise de variância com o SPSS verifica-se uma dependência da variável tempo de ciclo com a velocidade.

Tabela 7 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro velocidade e carga 0 % PC

Origem	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,133 <sup>a</sup>	13	,010	7,919	,000
Intercetar	27,808	1	27,808	21507,784	,000
Sujeito	,056	11	,005	3,934	,003
Velocidade	,077	2	,039	29,837	,000
Erro	,028	22	,001		
Total	27,970	36			
Total corregido	,162	35			

Nota: Sig. é o valor de prova;  $df = k - 1$  onde  $k$  é o número de grupos; razão  $F$  é calculada dividindo a média quadrática entre grupos pela média quadrática dentro de grupos ( $F = MS_{\text{Between-groups}} / MS_{\text{Within-groups}}$ ).

Do total da influência das variáveis analisadas nesta tabela (sujeito, velocidade e erro) 35 % (Total corrigido / Sujeito na coluna "Type III Soma dos quadrados", ou seja  $0,162/0,56 = 0,345$  aproximadamente 35 %) das variações no tempo de ciclo podem ser atribuídas ao sujeito, ou seja, deve-se a diferenças entre sujeitos, 48% (com raciocínio idêntico ao anterior) das variações devem-se ao efeito da velocidade e 17% (idem) deve-se a causas desconhecidas ou não analisadas.

Calculando intervalos de confiança conjuntos (método de Tukey) verifica-se que os dois extremos do intervalo, para todas as combinações de velocidade ou são ambos positivos ou ambos negativos, significando que a diferença está dentro deste intervalo para um intervalo de confiança de 95 % e, portanto, significativamente diferente de zero, como se pode verificar na tabela seguinte.

Tabela 8 Comparações múltiplas, Tukey HSD, entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro velocidade e carga 0 % PC

(I) velocidade	(J) velocidade	Diferença média (I-J)	Std. Erro	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
4	5	,0600 <sup>*</sup>	,01468	,001	,0231	,0969
	6	,1133 <sup>*</sup>	,01468	,000	,0765	,1502
5	4	-,0600 <sup>*</sup>	,01468	,001	-,0969	-,0231
	6	,0533 <sup>*</sup>	,01468	,004	,0165	,0902
6	4	-,1133 <sup>*</sup>	,01468	,000	-,1502	-,0765
	5	-,0533 <sup>*</sup>	,01468	,004	-,0902	-,0165

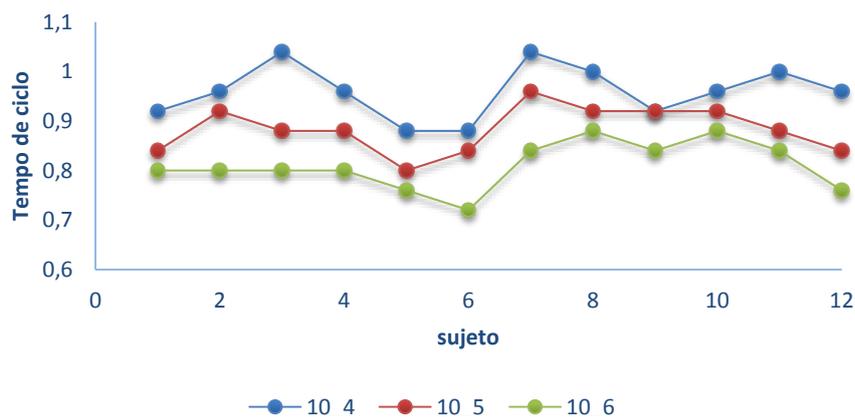


Figura 54 Relação entre o tempo de ciclo (s) e a velocidade (km / h) para a mesma carga. 10% carga (Carga\_Velocidade).

Efetuada análise idêntica para a carga de 10 % PC, concluímos que uma parte muito significativa das diferenças (62 %) pode ser atribuída à variação de velocidade.

Tabela 9 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro velocidade e carga 10 % PC

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	,197 <sup>a</sup>	13	,015	16,992	,000
Intercetarar	28,161	1	28,161	31537,448	,000
Sujeito	,062	11	,006	6,335	,000
Velocidade	,135	2	,068	75,606	,000
Erro	,020	22	,001		
Total	28,378	36			
Total corrigido	,217	35			

Calculando intervalos de confiança conjuntos (método de Tukey) verifica-se que há diferenças significativas entre todos os grupos de comparação de velocidades.

Tabela 10 Comparações múltiplas, Tukey HSD, entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro velocidade e carga 10 % PC

(I) velocidade	(J) velocidade	Diferença média (I-J)	Std. Erro	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
4	5	,0767 <sup>*</sup>	,01220	,000	,0460	,1073
	6	,1500 <sup>*</sup>	,01220	,000	,1194	,1806
5	4	-,0767 <sup>*</sup>	,01220	,000	-,1073	-,0460
	6	,0733 <sup>*</sup>	,01220	,000	,0427	,1040
6	4	-,1500 <sup>*</sup>	,01220	,000	-,1806	-,1194
	5	-,0733 <sup>*</sup>	,01220	,000	-,1040	-,0427

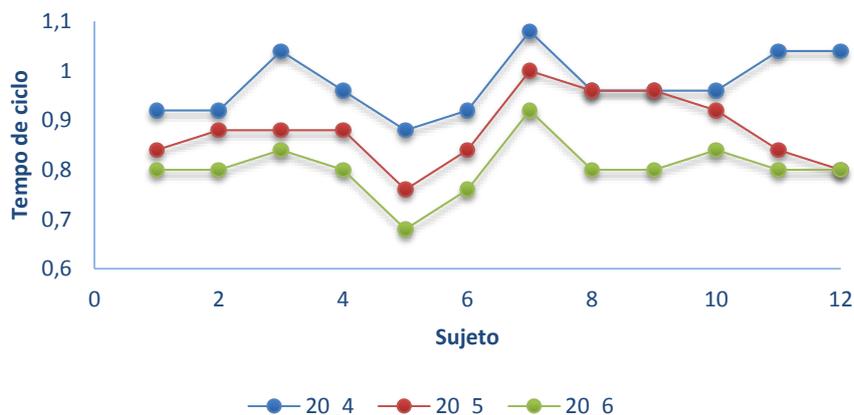


Figura 55 Relação entre o tempo de ciclo (s) e a velocidade (km / h) para a mesma carga. 20% carga (Carga\_Velocidad).

Idêntica análise para a carga de 20 % PC, obtemos uma influência muito grande da velocidade no tempo de ciclo.

Tabela 11 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro velocidade e carga 20 % PC

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	5,796 <sup>a</sup>	13	,446	473,606	,000
Intercetar	11,470	1	11,470	12183,279	,000
Sujeito	,029	11	,003	2,815	,019
Velocidade	5,767	2	2,884	3062,957	,000
Erro	,021	22	,001		
Total	17,286	36			
Total corregido	5,817	35			

Tabela 12 Comparações múltiplas, Tukey HSD, entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro velocidade e carga 20 % PC

(I) velocidade	(J) velocidade	Diferença média (I-J)	Std. Erro	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
4	5	-,8833 <sup>*</sup>	,01253	,000	-,9148	-,8519
	6	-,8100 <sup>*</sup>	,01253	,000	-,8415	-,7785
5	4	,8833 <sup>*</sup>	,01253	,000	,8519	,9148
	6	,0733 <sup>*</sup>	,01253	,000	,0419	,1048
6	4	,8100 <sup>*</sup>	,01253	,000	,7785	,8415
	5	-,0733 <sup>*</sup>	,01253	,000	-,1048	-,0419

Idêntica conclusão pode ser retirada calculando intervalos de confiança conjuntos (método de Tukey) para 20 % PC, ou seja, as diferenças estão sempre dentro do intervalo indicado para um nível de confiança de 95 %. De notar ainda que para todas as velocidades e cargas analisadas o valor de prova (sig.) foi sempre inferior a 0,05, o que se implica tratar-se de percentagens significativas de variação explicada.

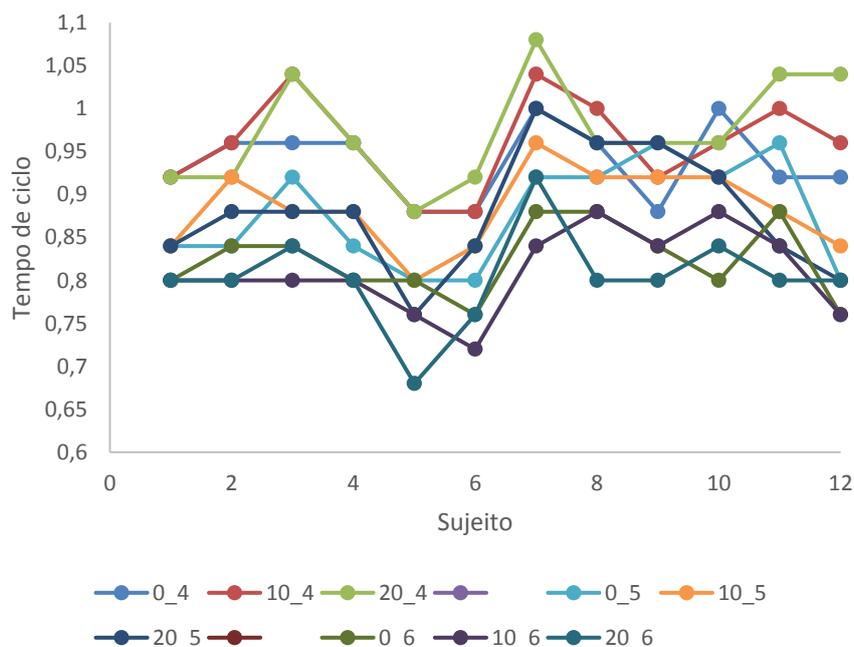


Figura 56 Relação entre tempo de ciclo (s) e carga (% massa corporal) \_ velocidade (km/h) (Carga\_Velocidade).

Ao analisar este conjunto dos dados, observa-se que com o aumento da carga (% PC) o tempo de ciclo têm tendência a diminuir. Mais notória é a influência da velocidade neste parâmetro, ou seja, para a velocidade de 6 km/h, há tendência para o tempo de ciclo diminuir com a carga.

Analisando a Tabela 13 verifica-se uma maior dispersão de resultados com o aumento da carga. Estes dados podem significar que já é difícil estabelecer um padrão de marcha entre os indivíduos desta amostra com cargas de 20% do PC.

### Carga\_Velocidade 4 km/h

Tabela 13 Média e desvio padrão do tempo de ciclo para cada velocidade e carga da mochila

<b>Carga_Velocidade 0 % PC</b>	<b>0_4</b>	<b>0_5</b>	<b>0_6</b>
Média do tempo de ciclo	0,937	0,877	0,823
Desvio Padrão	0,041	0,060	0,041

<b>Carga_Velocidade 10 % PC</b>	<b>10_4</b>	<b>10_5</b>	<b>10_6</b>
Média do tempo de ciclo	0,960	0,883	0,810
Desvio Padrão	0,052	0,045	0,047

<b>Carga_Velocidade 20 % PC</b>	<b>20_4</b>	<b>20_5</b>	<b>20_6</b>
Média do tempo de ciclo	0,973	0,880	0,803
Desvio Padrão	0,060	0,067	0,053

Quando analisamos os mesmos dados, mas fazemos variar apenas a carga da mochila (% da massa corporal) e fixando a velocidade, obtemos os seguintes gráficos:

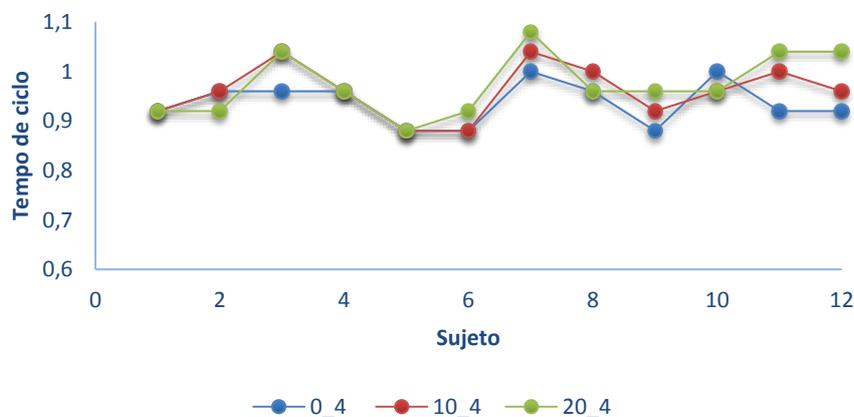


Figura 57 Relação entre o tempo de ciclo (s) e a carga % PC para a mesma velocidade (km / h). Sem-carga

Para a velocidade de 4 km por hora, velocidade considerada confortável por todos os participantes, não se verificaram diferenças grandes no tempo de ciclo para as várias cargas, o tempo de ciclo, em alguns casos, aumentou muito ligeiramente com a carga (% PC).

Efetuada uma análise dos efeitos entre sujeitos, verificamos que a carga tem influência no tempo de ciclo, mas o maior contributo para a variação explicada vem dos sujeitos (71%) e de

causas não conhecidas (21%). A carga apenas explica 8% da variação do tempo de ciclo, ainda assim uma percentagem com significado estatístico (valor de prova,  $p=0.028$ ).

Tabela 14 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro carga e velocidade 4 km/h.

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,082 <sup>a</sup>	13	,006	6,425	,000
Intercetar	32,948	1	32,948	33557,741	,000
Sujeito	,074	11	,007	6,827	,000
Carga	,008	2	,004	4,210	,028
Erro	,022	22	,001		
Total	33,051	36			
Total corregido	,104	35			

Pela análise da tabela seguinte verifica-se que há diferença significativa para a mesma velocidade quando a carga (% PC) passa de 0 para 20 (ou vice versa) sendo  $p=0,023$ , não sendo possível detetar diferenças significativas no tempo de ciclo quando se passa de 0 % para 10 % PC ou de 10 % para 20 % PC.

Tabela 15 Comparações múltiplas, Tukey HSD, entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro carga e velocidade 4 km/h.

(I) carga	(J) carga	Diferença média (I-J)	Std. Erro	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
0	10	-,0233	,01279	,185	-,0555	,0088
	20	-,0367*	,01279	,023	-,0688	-,0045
10	0	,0233	,01279	,185	-,0088	,0555
	20	-,0133	,01279	,559	-,0455	,0188
20	0	,0367*	,01279	,023	,0045	,0688
	10	,0133	,01279	,559	-,0188	,0455



Figura 58 Relação entre o tempo de ciclo (s) e a carga (% PC) para a mesma velocidade (km / h). 10% carga (Carga\_Velocidade).

Para esta velocidade não é facilmente identificável uma tendência comum a todos os sujeitos. Em alguns casos o tempo de ciclo aumentou com a carga, noutros diminuí e em outros é indistinto.

Esta conclusão é reforçada pela análise feita com recurso a SPSS que se apresenta de seguida.

Tabela 16 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro carga e velocidade 5 km/h

Dependent Variable: Tempo\_ciclo

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,101 <sup>a</sup>	13	,008	8,076	,000
Intercetar	27,878	1	27,878	29113,519	,000
Sujeito	,100	11	,009	9,519	,000
Carga	,000	2	,000	,139	,871
Erro	,021	22	,001		
Total	28,000	36			
Total corregido	,122	35			

A carga praticamente não contribui para a variação explicada (aproximadamente 0%) sendo que  $p=0,871$ , ou seja com estes dados não se pode atribuir influência à carga, dependendo o tempo de ciclo do sujeito e de eventuais fatores não contabilizados.

Calculando intervalos de confiança conjuntos (método de Tukey), apresentados em resumo na tabela seguinte, fica reforçado o que foi dito, sendo possível criar apenas um subgrupo, ou seja, não há diferenças significativas entre os três grupos de valores de carga (% PC).

Tabela 17 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do tempo de ciclo para a carga e v=4 km/h

carga	N	Subgrupo
		1
0	12	,8767
10	12	,8800
20	12	,8833
Sig.		,859

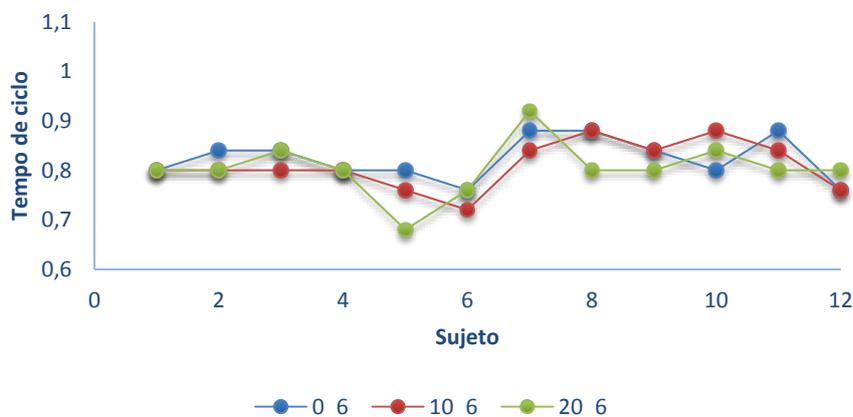


Figura 59 Relação entre o tempo de ciclo (s) e a carga (% PC) para a mesma velocidade (km / h). Com 20% carga (Carga\_Velocidad).

Relativamente ao gráfico da figura anterior, o tempo de ciclo diminui. No entanto não há uma clara tendência, para todos os sujeitos, entre carga e tempo de ciclo.

Na tabela seguinte pode-se observar que a carga contribui com apenas 3% para a variação explicada sendo que ao sujeito deve ser atribuído 68 % e a causas não analisadas 29 %. Neste caso,  $p=0,34$  para a carga mostra essa fraca dependência.

Tabela 18 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro carga e velocidade 6 km/h

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,058 <sup>a</sup>	13	,004	4,091	,002
Intercetar	23,749	1	23,749	21610,187	,000
Sujeito	,056	11	,005	4,629	,001
carga	,002	2	,001	1,132	,340
Erro	,024	22	,001		
Total	23,832	36			
Total corregido	,083	35			

Tabela 19 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do tempo de ciclo para a carga e v=6 km/h

carga	N	Subgrupo
		1
20	12	,8033
10	12	,8100
0	12	,8233
Sig.		,321

Calculando intervalos de confiança conjuntos (método de Tukey), a análise reforça a conclusão de que há uma fraca dependência da carga, sendo possível apenas criar um subconjunto homogêneo.

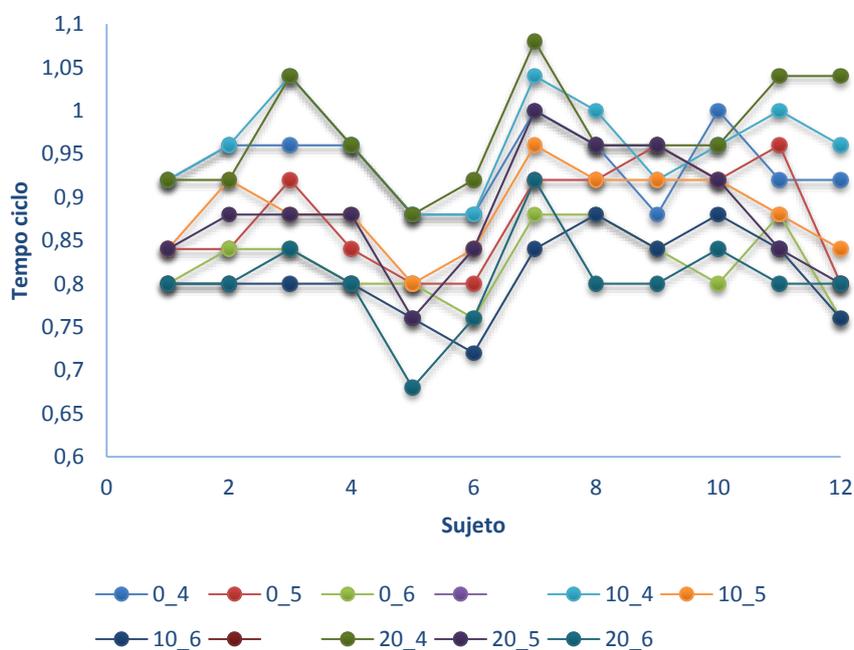


Figura 60 Relação entre tempo de ciclo (s) e carga (% PC)\_velocidade (km/h) (Carga\_Velocidade).

Pela análise dos gráficos observa-se que o tempo de ciclo está mais próximo nas cargas relativas transportadas de 10% e 20% que quando marcha normal, ou seja sem carga. O tempo de ciclo aumenta de 0% de carga para 10% e deste para 20% de carga nos casos de velocidade de 4 e 5 Km/h (1,11 e 1,39 ms<sup>-1</sup>, respetivamente). Para 6 km/h (1,67 ms<sup>-1</sup>) o tempo de ciclo decresce. Uma possível explicação será que pela observação das imagens animadas (vídeo) se verifica que para alguns dos sujeitos esta velocidade está no limite da marcha, só não entrando em corrida porque para tal foram instruídos.

Na tabela seguinte pode-se observar um resumo dos resultados

Tabela 20 Média e desvio padrão do tempo de ciclo para cada velocidade e carga da mochila

<b>Carga_Velocidade</b>	<b>0_4</b>	<b>10_4</b>	<b>20_4</b>
Média do tempo de ciclo	0,937	0,960	0,973
Desvio padrão	0,041	0,052	0,060

<b>Carga_Velocidad</b>	<b>0_5</b>	<b>10_5</b>	<b>20_5</b>
Média do tempo de ciclo	0,877	0,883	0,880
Desvio padrão	0,060	0,045	0,067

<b>Carga_Velocidad</b>	<b>0_6</b>	<b>10_6</b>	<b>20_6</b>
Média do tempo de ciclo	0,823	0,810	0,803
Desvio padrão	0,041	0,047	0,053

Fazendo uma análise simultânea com os efeitos da carga e da velocidade no tempo de ciclo conclui-se que as variações entre sujeitos contribuem com 36 % para a variação explicada ( $p=0,000$ ), a carga contribui com 4 % ( $p=0,468$ ) a variação de velocidade explica 42 % das diferenças ( $p=0,000$ ) e outras causas não especificadas explicam 21 % das diferenças.

Tabela 21 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do tempo de ciclo para o parâmetro carga e velocidade simultaneamente.

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,441 <sup>a</sup>	15	,029	22,293	,000
Intercetar	82,268	1	82,268	62333,393	,000
Sujeito	,203	11	,018	13,985	,000
Carga	,002	2	,001	,766	,468
Velocidade	,236	2	,118	89,516	,000
Erro	,121	92	,001		
Total	82,831	108			
Total corregido	,563	107			

a. R Squared = ,784 (Adjusted R Squared = ,749)

A fraca dependência com a carga também pode ser confirmada pela tabela seguinte, pois apenas foi possível criar um grupo homogêneo.

Tabela 22 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do tempo de ciclo para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
20	36	,8694
10	36	,8700
0	36	,8789
Sig.		,515

Para a velocidade é possível construir três grupos homogêneos, um para cada velocidade ensaiada, como se pode observar na Tabela 23.

Tabela 23 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do tempo de ciclo para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo		
		1	2	3
6,00	36	,8122		
5,00	36		,8800	
4,00	36			,9261
Sig.		1,000	1,000	1,000

Nos gráficos seguintes, onde são apresentadas a estimativa das médias marginais para o tempo de ciclo em função da carga e da velocidade, respetivamente, observa-se que para a carga há uma ligeira diferença entre a marcha sem carga e com carga. Já para a velocidade é possível observar os três grupos correspondentes a cada velocidade.

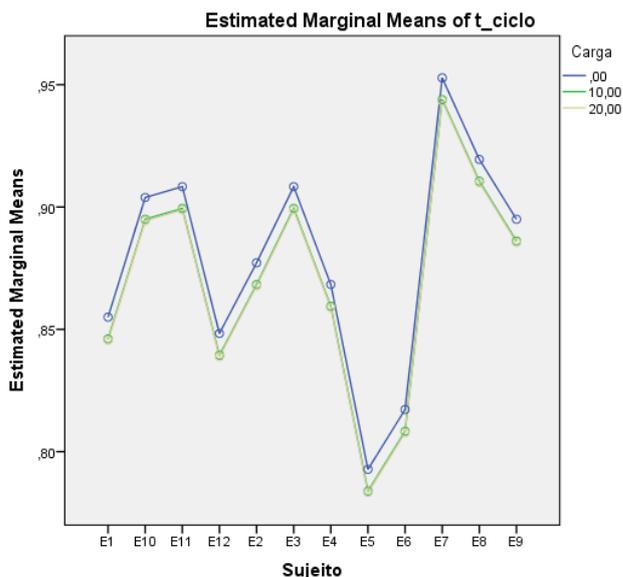


Figura 61 Estimativa do tempo de ciclo para as várias cargas.

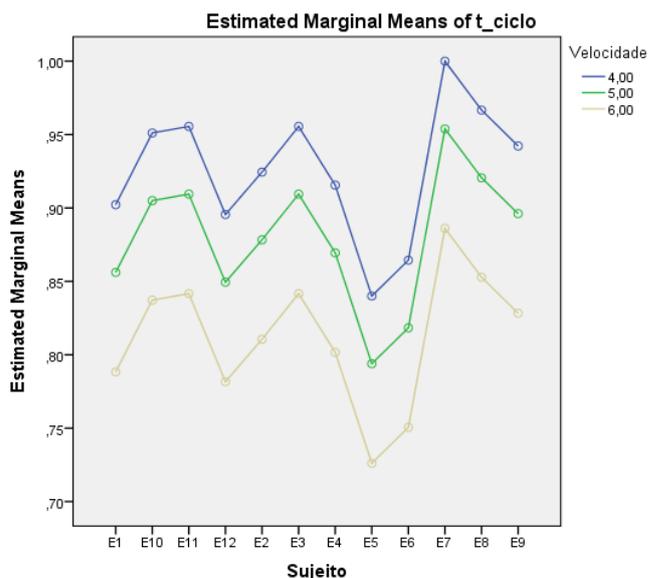


Figura 62 Estimativa do tempo de ciclo para as várias velocidades.

### *Frequência de passada*

Um parâmetro que permite analisar o movimento é a frequência de passada. De seguida apresentam-se os gráficos com os dados por carga para as várias velocidades.

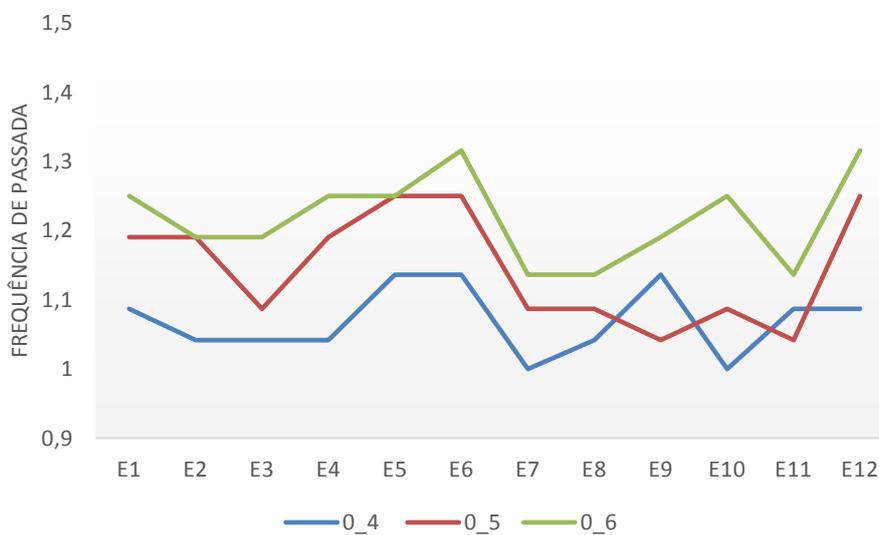


Figura 63 Relação entre frequência de passada (Hz) e carga (% PC)\_velocidade (km/h) (Carga\_Velocidade) para 0% PC. E1 a E12 sujeitos.

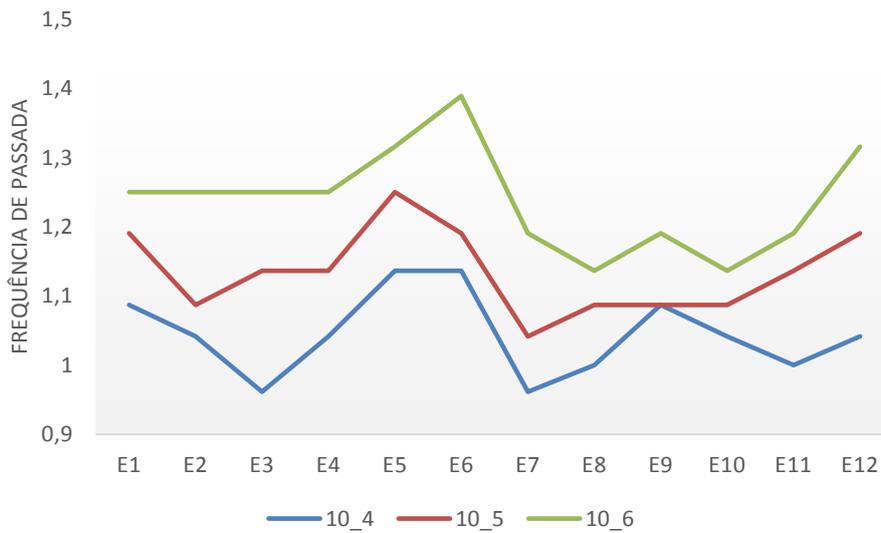


Figura 64 Relação entre frequência de passada (Hz) e carga (% PC)\_velocidade (km/h) (Carga\_Velocidade) para 10% PC. E1 a E12 sujeitos.

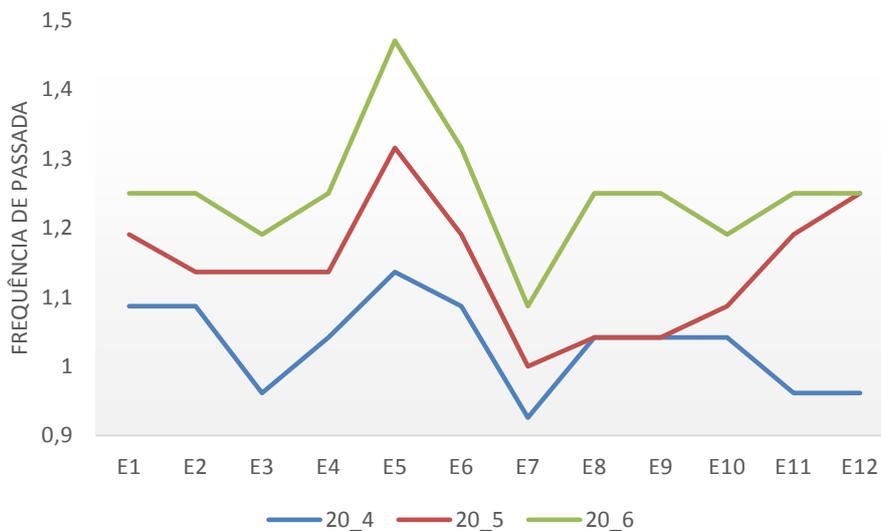


Figura 65 Relação entre frequência de passada (Hz) e carga (% PC)\_velocidade (km/h) (Carga\_Velocidade) para 0% PC. E1 a E12 sujeitos.

Pela observação dos gráficos pode concluir-se que para o andar com qualquer carga a passada vai aumentando com a velocidade.

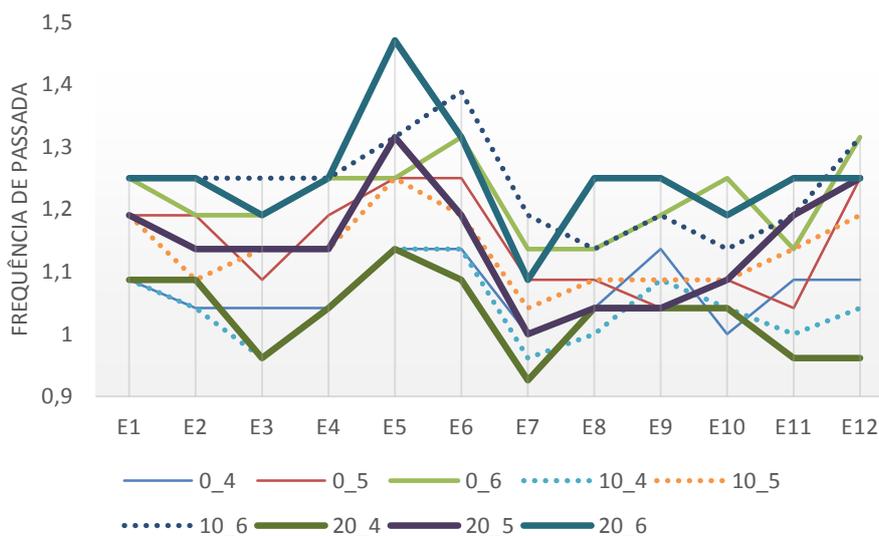


Figura 66 Relação entre frequência de passada (Hz) e carga (% PC)\_velocidade (km/h) (Carga\_Velocidade) para todas as % PC. E1 a E12 sujeitos.

Pela observação do gráfico pode concluir-se que para cargas de 20% do PC se obtém maior frequência de passada (6 km/h) e menor frequência (4 km/h), formando estes valores extremos um envelope. No entanto não é evidente uma dependência deste parâmetro com a carga.

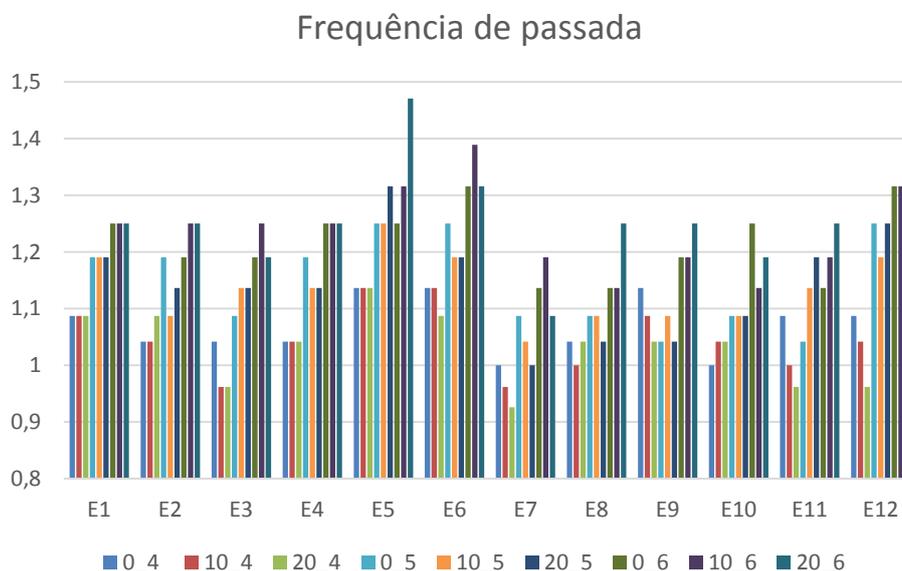


Figura 67 Relação entre frequência de passada (Hz) e carga (% PC)\_velocidade (km/h) (Carga\_Velocidade) para apresentação sequencial a igual velocidade para diferentes % PC. E1 a E12 sujeitos.

No gráfico da figura anterior é possível, para cada sujeito, observar três degraus, ascendentes, correspondentes às diferentes cargas. Isto poderá significar uma forte dependência com a velocidade. A dependência com a carga é notada em alguns sujeitos.

Observando a tabela seguinte com os vários efeitos (sujeito, carga e velocidade) sobre a variável frequência de passada, conclui-se que as diferenças entre sujeitos são responsáveis por 29% da variação, 47 % da variação é atribuída à velocidade, apenas 2 % à carga embora com  $p= 0,012$  e 22 % a causas diversas.

Tabela 24 Teste de efeitos entre sujeitos na variação da frequência de passada para o parâmetro carga e velocidade simultaneamente

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	,940 <sup>a</sup>	15	,063	21,881	,000
Intercetar	136,508	1	136,508	47649,697	,000
Sujeito	,346	11	,031	10,972	,000
Carga	,027	2	,013	4,639	,012
Velocidade	,568	2	,284	99,121	,000
Erro	,264	92	,003		
Total	137,711	108			
Total corrigido	1,204	107			

Efetuando comparações múltiplas, verifica-se que é possível obter dois subgrupos homogêneos para a carga como se pode ver na tabela seguinte.

Tabela 25 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação da frequência de passada para a carga

Carga	N	Subgrupo	
		1	2
0	36	1,1025	
10	36	1,1314	1,1314
20	36		1,1389
Sig.		,062	,823

Para a velocidade é possível formar três subgrupos homogêneos, um para cada velocidade analisada.

Tabela 26 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação da frequência de passada para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo		
		1	2	3
4	36	1,0403		
5	36		1,1153	
6	36			1,2172
Sig.		1,000	1,000	1,000

### Distância de ciclo

Analisando a distância de ciclo, agrupada por velocidade, verifica-se um aumento da distância de ciclo com o aumento da velocidade.

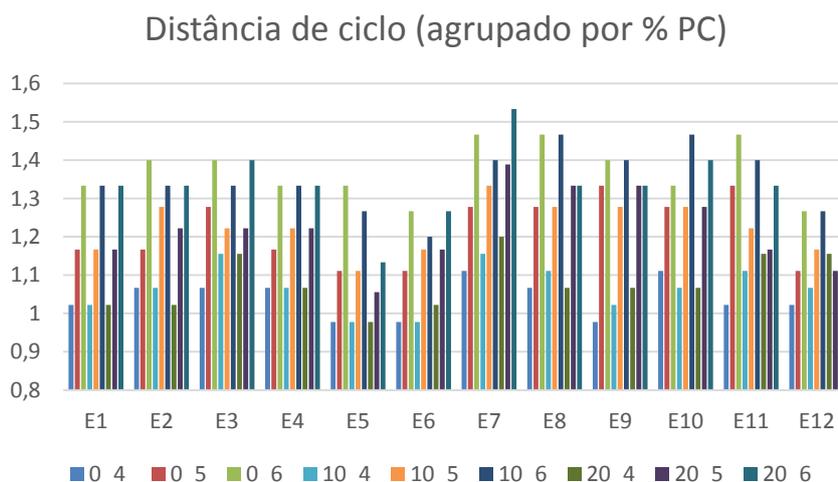
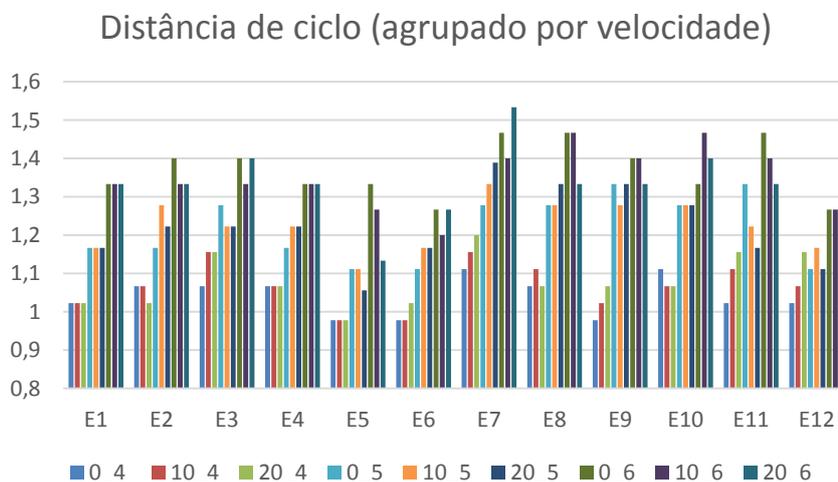


Figura 68 Relação entre distância de ciclo (m) e carga (% PC)\_velocidade (km/h) (Carga\_Velocidade). Em cima: velocidade – carga; em baixo: carga - -velocidade. E1 a E12 sujeitos.

Quando se agrupa o mesmo parâmetro por % PC verifica-se que para 0 e 10 % PC aumenta a distância de ciclo com a velocidade. Para 20 % PC este aumento já não se verifica para todos os sujeitos. Isto poderá indicar que para estes sujeitos este parâmetro, para os casos em que o sujeito transporta uma carga superior a 10% do PC esteja próximo do limite.

Pela análise da tabela seguinte concluímos que as diferenças entre sujeitos contribuem com 16 % do valor total da variação (p=0,000), a carga contribui com 1 % para a variação (p=0,586), ou seja fraca dependência da distância de ciclo com a carga, a velocidade contribui com 75% (p=0,000) e outras causas com 9 %.

Tabela 27 Teste de efeitos entre sujeitos na variação da distância de ciclo para o parâmetro carga e velocidade simultaneamente

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2,277 <sup>a</sup>	15	,152	64,275	,000
Intercetar	155,184	1	155,184	65704,340	,000
Sujeito	,394	11	,036	15,151	,000
Carga	,003	2	,001	,538	,586
Velocidade	1,881	2	,940	398,197	,000
Erro	,217	92	,002		
Total	157,679	108			
Total corregido	2,494	107			

Esta fraca dependência da distância de ciclo com a carga é evidenciada pelo facto de só ser possível construir um subgrupo homogéneo com este parâmetro.

Tabela 28 Subgrupos homogéneos, Tukey HSD, na variação da distância de passada para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
10	36	1,1950
20	36	1,1956
0	36	1,2056
Sig.		,628

Já para a velocidade é possível construir três subgrupos, um para cada velocidade ensaiada.

Tabela 29 Subgrupos homogéneos, Tukey HSD, na variação da distância de passada para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo		
		1	2	3
4	36	1,0286		
5	36		1,2172	
6	36			1,3503
Sig.		1,000	1,000	1,000

Parâmetros de cinemática linear: Amplitude vertical do centro de massa

Quando analisamos a amplitude máxima do centro de gravidade (CG) (amplitude vertical do centro de massa (CM), admitindo campo gravitacional uniforme o centro de gravidade coincide com o centro de massa), surge uma grande dispersão de resultados como se pode observar nas figuras seguintes.

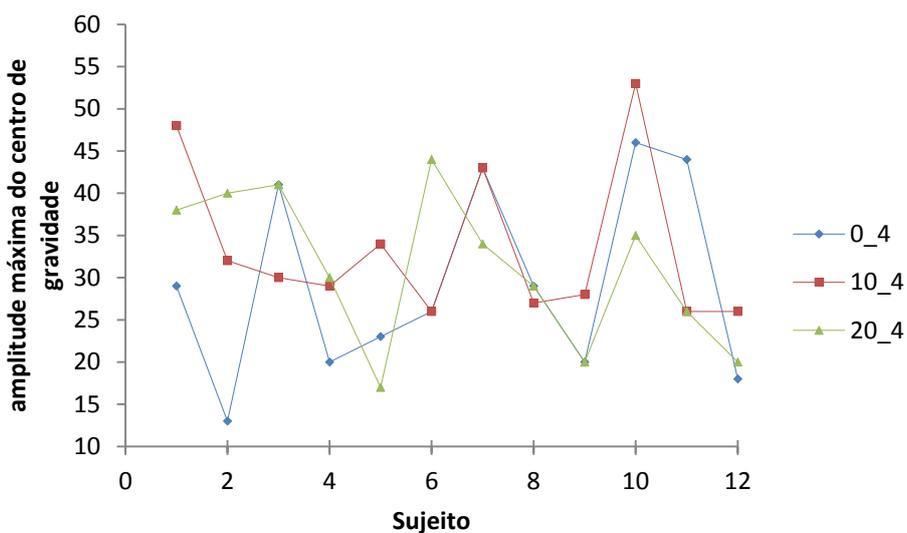


Figura 69 amplitude vertical do centro de gravidade para distintas cargas e a mesma velocidade de 4 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Para 4 km/h a amplitude máxima do centro de gravidade parece não depender da carga transportada. Embora varie muito com o sujeito, em alguns casos a variação da amplitude do centro de gravidade é idêntica para as três cargas, sendo que noutros casos varia com a carga.

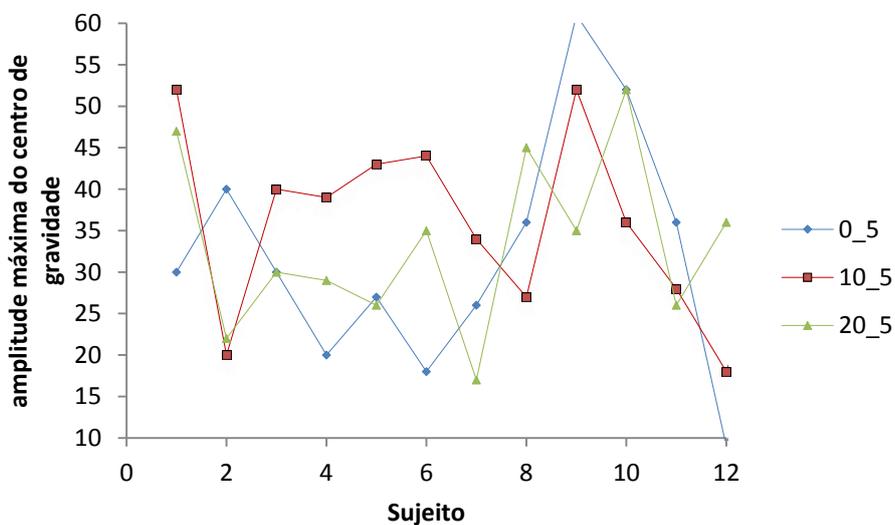


Figura 70 amplitude vertical do centro de gravidade para distintas cargas e a mesma velocidade de 5 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

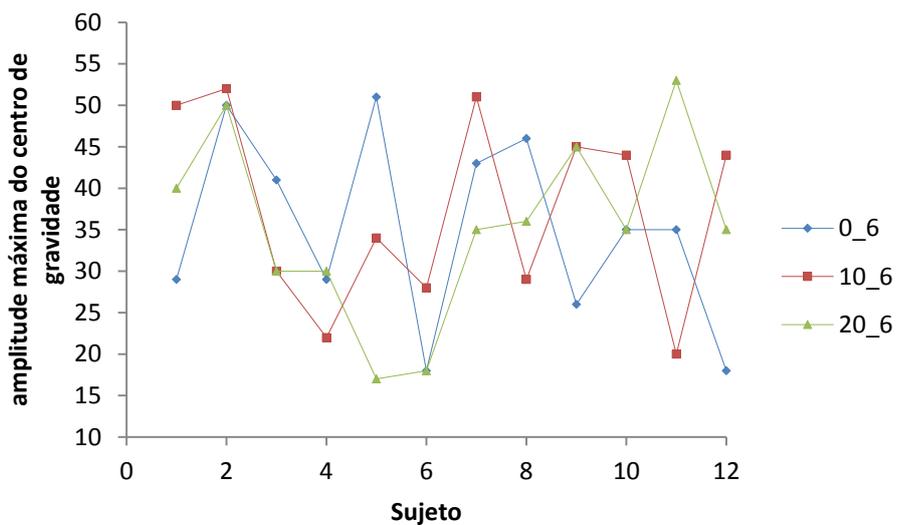


Figura 71 amplitude vertical do centro de gravidade para distintas cargas e a mesma velocidade de 6 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Para 5 e para 6 km/h, observando os gráficos, também não se pode concluir que exista uma influência da carga ou da velocidade na variação máxima do centro de gravidade.

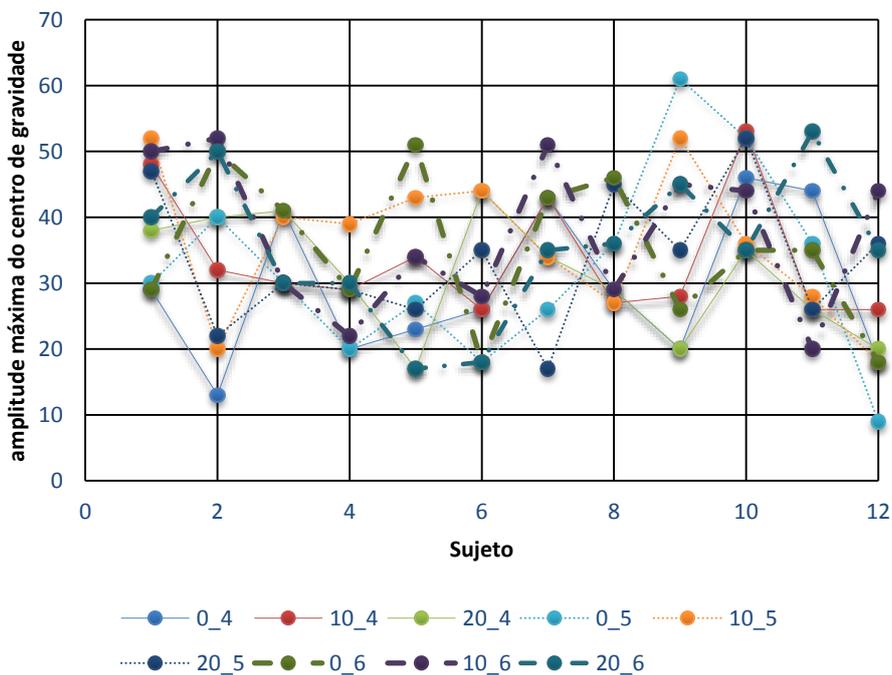


Figura 72 Resumo da amplitude vertical do centro de gravidade para distintas cargas e agrupadas por velocidade 4; 5 y 6 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Da observação do gráfico da figura anterior, nada se pode concluir quanto à variação do CG com a velocidade ou com a carga % PC.

Como a amplitude do centro de gravidade também depende da altura do sujeito, normalizaram-se os valores da amplitude do centro de gravidade pela altura do sujeito ( $y_{CG}/h$ ). Os dados foram agrupados por velocidade colocados sobre a forma de gráfico, obtendo-se os seguintes gráficos.

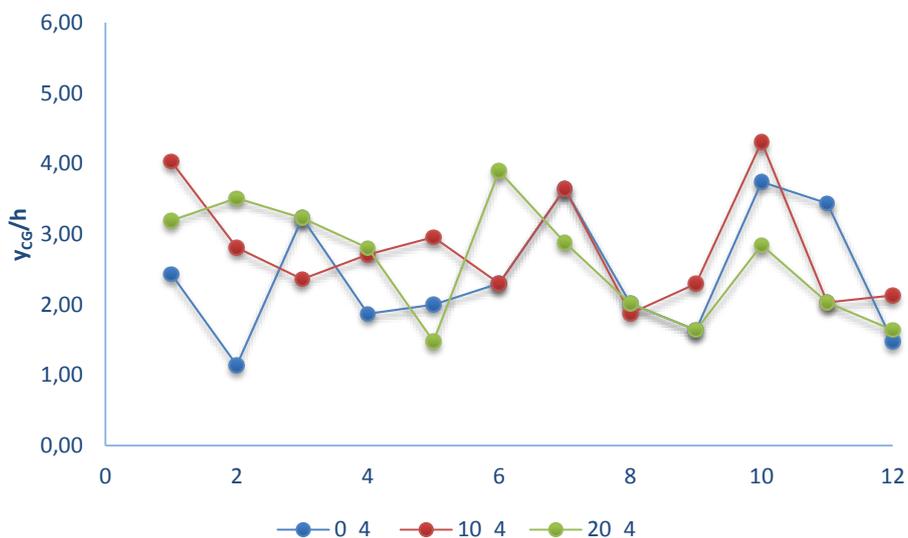


Figura 73 amplitude vertical do centro de gravidade normalizada pela altura para distintas cargas e a mesma velocidade de 4 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Para a velocidade de 4 km/h e para as diferentes cargas (% PC) não é possível afirmar que há uma tendência idêntica para todos os sujeitos. A análise das tabelas seguintes permitem concluir que embora exista alguma influência da carga na variação do centro de gravidade (3,6 %), tal não é estatisticamente muito relevante ( $p=0,424$ ), sendo a influência do sujeito e a influência de causas não analisadas muito superior, respetivamente 52% e 44 %.

Tabela 30 Teste de efeitos entre sujeitos na variação da altura do centro de gravidade normalizada pela altura de cada sujeito para a velocidade de 4 km/h

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	13,331 <sup>a</sup>	13	1,025	2,140	,056
Intercetar	243,048	1	243,048	507,139	,000
Sujeito	12,476	11	1,134	2,367	,041
carga	,855	2	,428	,892	,424
Erro	10,544	22	,479		
Total	266,923	36			
Total corrigido	23,875	35			

Tabela 31 Comparações múltiplas, Tukey HSD, entre sujeitos na variação da altura do centro de gravidade normalizada pela altura de cada sujeito para a velocidade de 4 km/h

(I) carga	(J) carga	Diferença média (I-J)	Std. Erro	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
0	10	-,3775	,28262	,391	-1,0875	,3325
	20	-,1850	,28262	,792	-,8950	,5250
10	0	,3775	,28262	,391	-,3325	1,0875
	20	,1925	,28262	,777	-,5175	,9025
20	0	,1850	,28262	,792	-,5250	,8950
	10	-,1925	,28262	,777	-,9025	,5175

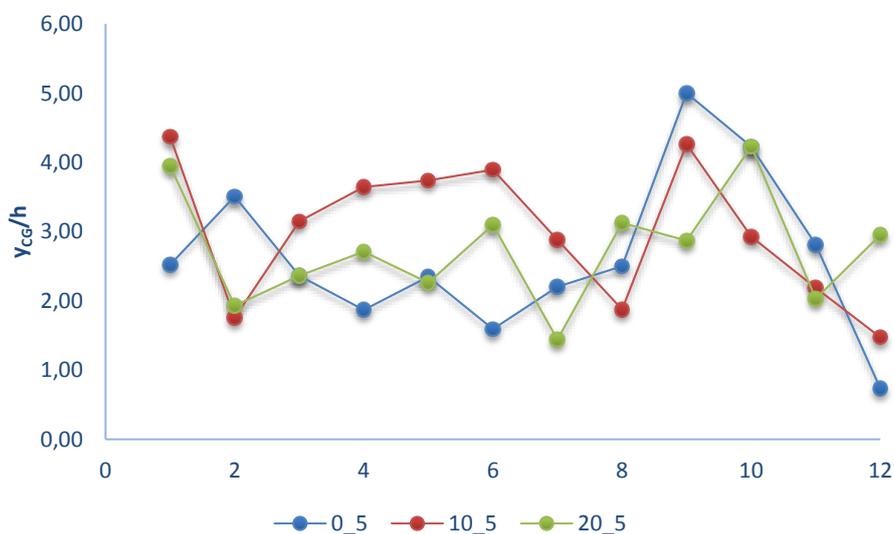


Figura 74 amplitude vertical do centro de gravidade normalizada pela altura para distintas cargas e a mesma velocidade de 5 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Idêntico raciocínio pode ser efetuado para a velocidade de 5 km/h. Não é óbvia a dependência destas duas variáveis. No entanto para a carga de 20% PC já se verificam amplitudes tendencialmente menores que no gráfico anterior (velocidade de 4 km/h).

Tabela 32 Teste de efeitos entre sujeitos na variação da altura do centro de gravidade normalizada pela altura de cada sujeito para a velocidade de 5 km/h

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	16,639 <sup>a</sup>	13	1,280	1,645	,147
Interceptar	282,240	1	282,240	362,768	,000
Sujeito	15,752	11	1,432	1,841	,108
carga	,887	2	,444	,570	,573
Erro	17,116	22	,778		
Total	315,996	36			
Total corrigido	33,756	35			

Tabela 33 Comparações múltiplas, Tukey HSD, entre sujeitos na variação da altura do centro de gravidade normalizada pela altura de cada sujeito para a velocidade de 5 km/h

(I) carga	(J) carga	Diferença média (I-J)	Std. Erro	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
0	10	-,3733	,36010	,562	-1,2779	,5313
	20	-,1067	,36010	,953	-1,0113	,7979
10	0	,3733	,36010	,562	-,5313	1,2779
	20	,2667	,36010	,742	-,6379	1,1713
20	0	,1067	,36010	,953	-,7979	1,0113
	10	-,2667	,36010	,742	-1,1713	,6379

Pela análise da tabela anterior não se pode concluir que há diferenças significativas entre os grupos de cargas.

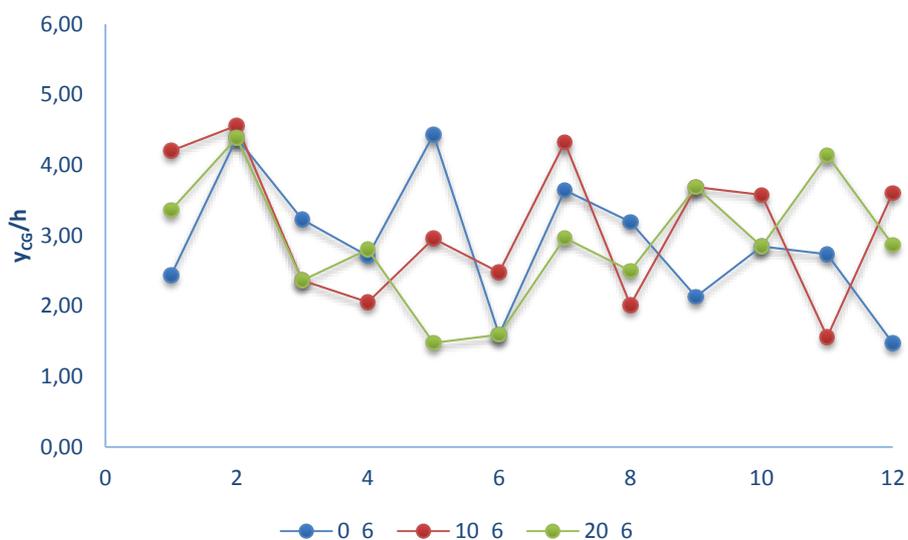


Figura 75 amplitude vertical do centro de gravidade normalizada pela altura para distintas cargas e a mesma velocidade de 6 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Pela observação destes gráficos normalizados da amplitude do centro de massa pela altura do sujeito é possível observar que há uma tendência para a amplitude aumentar quando se passa da marcha sem carga para marcha com carga, quando se aumenta a carga de 10 para 20% a amplitude do centro de massa diminui. Isto não acontece com todos os sujeitos, apenas se verifica esta tendência. Esta fraca dependência é evidenciada na tabela seguinte onde se verifica que à carga só pode ser atribuído 1 % do efeito na variação total com  $p=0,793$ .

Tabela 34 Teste de efeitos entre sujeitos na variação da altura do centro de gravidade normalizada pela altura de cada sujeito para a velocidade de 6 km/h

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	14,099 <sup>a</sup>	13	1,085	1,473	,205
Interceptar	319,218	1	319,218	433,425	,000
Sujeito	13,754	11	1,250	1,698	,140
carga	,345	2	,172	,234	,793
Erro	16,203	22	,737		
Total	349,519	36			
Total corrigido	30,302	35			

Tabela 35 Comparações múltiplas, Tukey HSD, entre sujeitos na variação da altura do centro de gravidade normalizada pela altura de cada sujeito para a velocidade de 6 km/h

(I) carga	(J) carga	Diferença média (I-J)	Std. Erro	Sig.	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
0	10	-,2150	,35036	,814	-1,0951	,6651
	20	-,0158	,35036	,999	-,8960	,8643
10	0	,2150	,35036	,814	-,6651	1,0951
	20	,1992	,35036	,838	-,6810	1,0793
20	0	,0158	,35036	,999	-,8643	,8960
	10	-,1992	,35036	,838	-1,0793	,6810

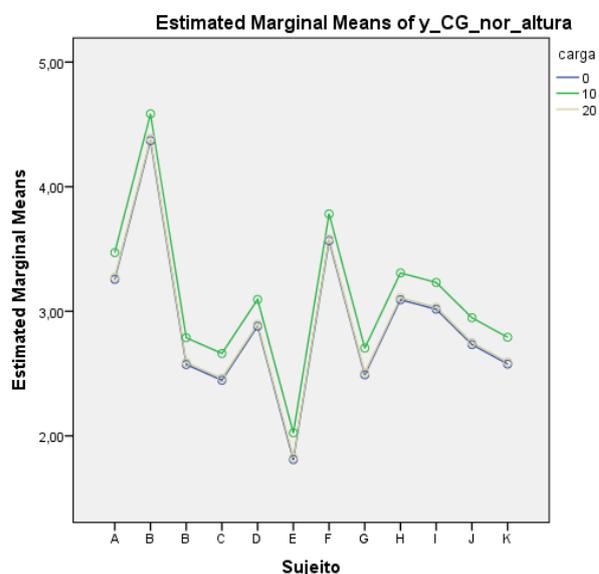


Figura 76 Estimativa da variação do centro de gravidade para 6 km/h, ou seja a resposta média da amplitude do centro de gravidade normalizado pela altura de cada sujeito ajustado através das outras variáveis do modelo. A a K sujeitos.

De seguida é apresentada sob a forma de tabela a média e desvio padrão da amplitude vertical do centro de gravidade normalizada pela altura (de cada sujeito) para as diferentes cargas e velocidades (notação habitual Carga\_Velocidade).

Tabela 36 Média e desvio padrão da amplitude vertical do centro de gravidade normalizada pela altura para as diferentes cargas e velocidades (Carga\_Velocidade).

<b>Carga_Velocidade 4 km/h</b>	<i>0_4</i>	<i>10_4</i>	<i>20_4</i>
Media da amplitude vertical do centro de gravidade normalizada	0,24	0,25	0,22
Desvio padrão	0,092	0,093	0,085
<b>Carga_Velocidade 5 km/h</b>	<i>0_5</i>	<i>10_5</i>	<i>20_5</i>
Media da amplitude vertical do centro de gravidade normalizada	0,25	0,27	0,26
Desvio padrão	0,124	0,103	0,092
<b>Carga_Velocidade 6 km/h</b>	<i>0_6</i>	<i>10_6</i>	<i>20_6</i>
Media da amplitude vertical do centro de gravidade normalizada	0,26	0,28	0,26
Desvio padrão	0,102	0,100	0,096

Representando graficamente os dados da tabela anterior torna-se mais fácil observar as diferenças nos valores de  $Y_{CG}$  em função da carga e da velocidade. O valor elevado do desvio padrão mostra que se deve ter algumas reservas na análise dos resultados médios.

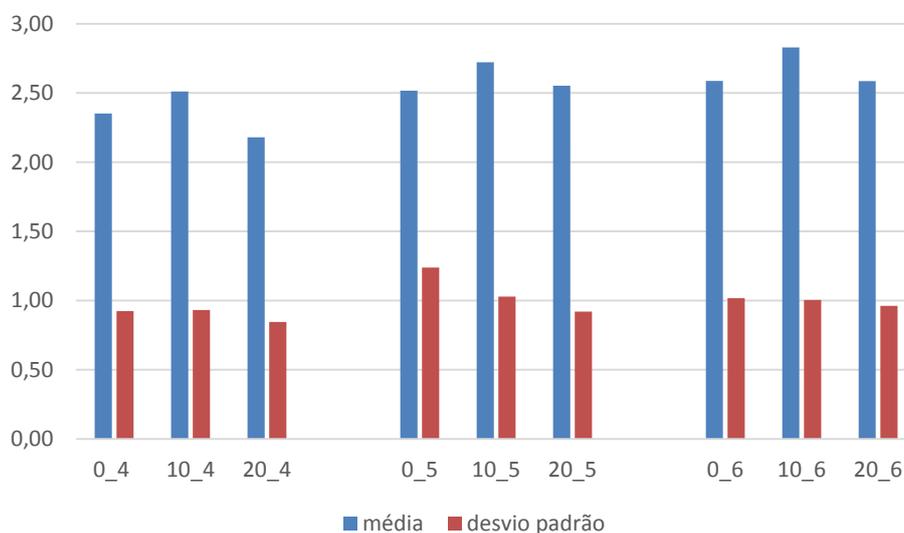


Figura 77 amplitude vertical do centro de gravidade normalizada pela altura para distintas cargas e agrupadas pela mesma velocidade (Carga\_Velocidade).

Efetuada uma análise conjunta às duas variáveis (carga e velocidade) para determinação da contribuição de cada uma para a variação total concluiu-se que ambas têm um contributo muito limitado, i.e., a carga contribui com 3% para a explicação ( $p=0,223$ ) e a velocidade contribui com

3 % ( $p=0,026$ ) para a mesma explicação. As diferenças entre sujeitos explicam 21 % ( $p=0,015$ ) da diferença e causas não analisadas contribuem com 74 %.

Tabela 37 Teste de efeitos entre sujeitos na variação da altura do centro de gravidade normalizada pela altura de cada sujeito para todas as velocidades e todas as cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	23,381 <sup>a</sup>	15	1,559	2,120	,015
Interceptar	836,392	1	836,392	1137,328	,000
Sujeito	18,767	11	1,706	2,320	,015
Carga	2,246	2	1,123	1,527	,223
Velocidade	2,368	2	1,184	1,610	,206
Erro	67,657	92	,735		
Total	927,430	108			
Total corrigido	91,038	107			

A grande dispersão de dados é facilmente explicada observando, subjetivamente, as imagens gravadas da marcha. Observando duas passadas consecutivas, muitas vezes podem observar-se variações muito grandes da amplitude vertical do centro de massa. Devido à metodologia adotada essa variação não se reflete nos dados numéricos.

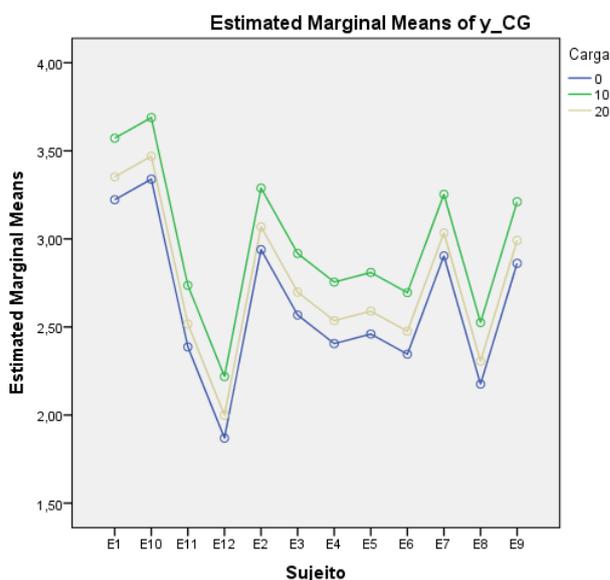


Figura 78 Estimativa para a variação do centro de gravidade normalizado pela altura para cada carga ajustado através das outras variáveis do modelo. E1 a E12 sujeitos.

Para velocidade de 4 km/h a amplitude média do CG é menor que para as velocidades mais elevadas, sendo que são idênticas para 5 e 6 km/h. Quando se analisa para a mesma velocidade conclui-se que o CG aumenta quando se passa de 0 % PC para 10 % PC, decrescendo quando se

aumenta a carga para 20 % PC. Isto pode significar que o sujeito não tem capacidade para contrariar o efeito da carga tendo que adotar outras estratégias para acomodar a carga.

Parâmetros de cinemática angular

### ***Ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal***

O ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal (medido em graus) foi avaliado no momento de contacto do calcanhar direito com o solo.

De seguida apresentam-se os dados sob a forma de gráfico, agrupados por velocidades.

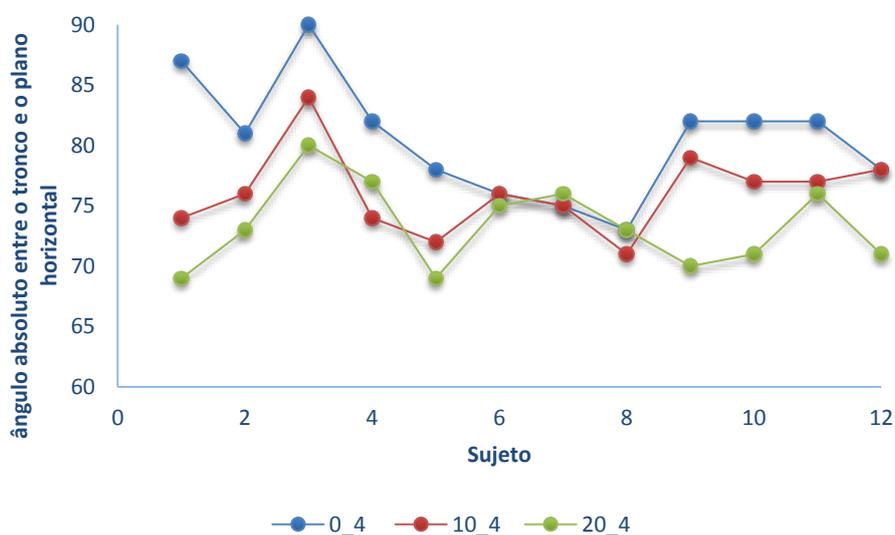


Figura 79 ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal para distintas cargas e a mesma velocidade de 4 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Para a velocidade de 4 km/h o ângulo do tronco com a horizontal foi diminuindo com o aumento da carga, ou seja, as costas ficaram mais inclinadas para a frente. Em alguns sujeitos a carga teve pouca influência na inclinação do tronco.

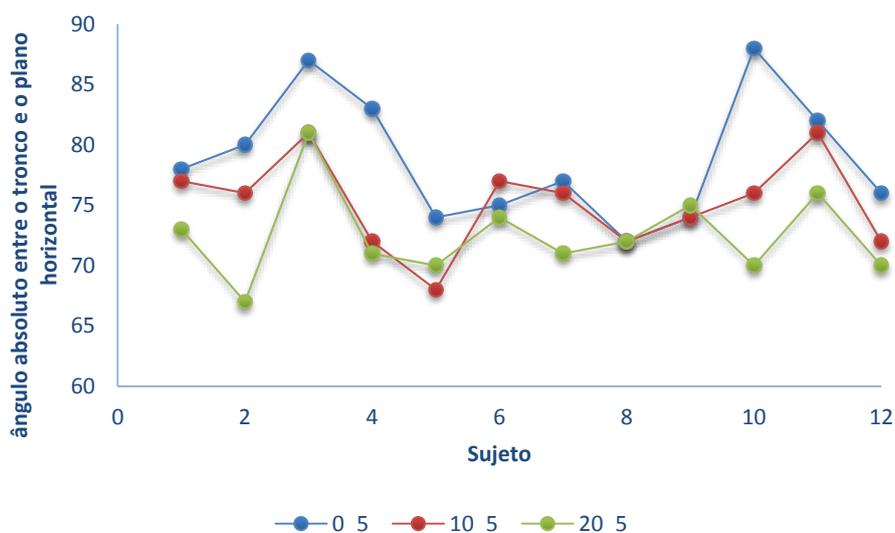


Figura 80 ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal para distintas cargas e a mesma velocidade de 5 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Para a velocidade de 5 km/h o ângulo do tronco com a horizontal foi diminuindo com o aumento da carga, ou seja, as costas ficaram mais inclinadas para a frente. Também para esta velocidade em alguns sujeitos a carga teve pouca influência na inclinação do tronco.

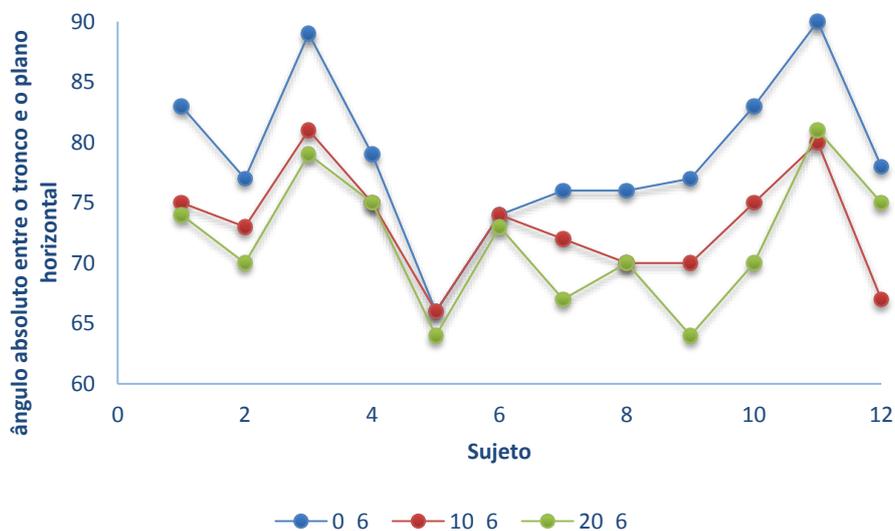


Figura 81 ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal para distintas cargas e a mesma velocidade de 6 Km/h (Carga\_Velocidade). E1 a E12 sujeitos.

Para a velocidade de 6 km/h o ângulo do tronco com a horizontal foi diminuindo com o aumento da carga, notando-se uma maior diferença entre o andar sem e com carga.

Ao analisar o ângulo absoluto tronco / horizontal conclui-se que o mesmo decresce com o aumento da carga, ou seja, as crianças andam mais inclinadas para a frente.

Esta comparação é particularmente evidente nos gráficos das médias, quer sejam agrupados por velocidade ou por carga e que se apresentam de seguida.

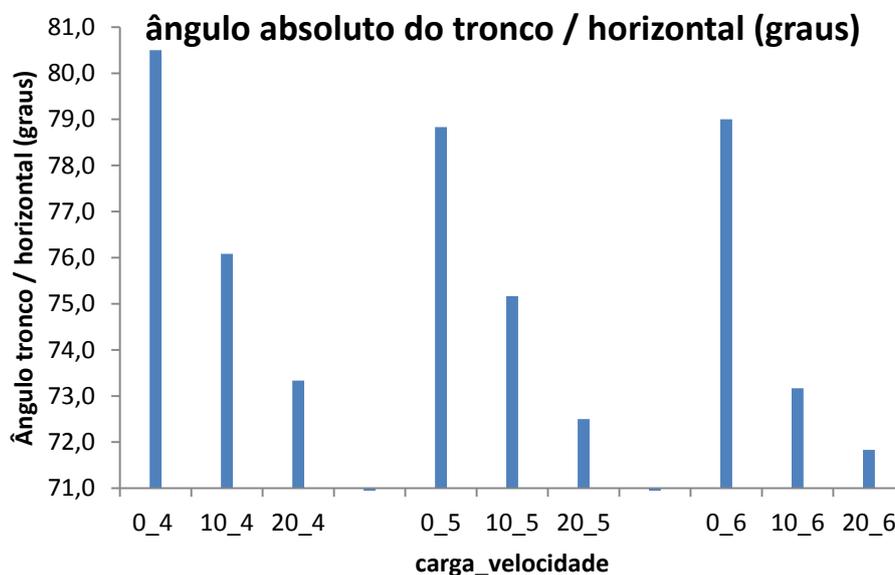


Figura 82 ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal para distintas cargas e agrupados por velocidade.

Quando observamos as médias e os dados estão agrupados por velocidade, conclui-se que o ângulo com a horizontal diminui com a carga para todas as velocidades, ou seja, aumentando a carga os sujeitos curvam as costas para a frente.

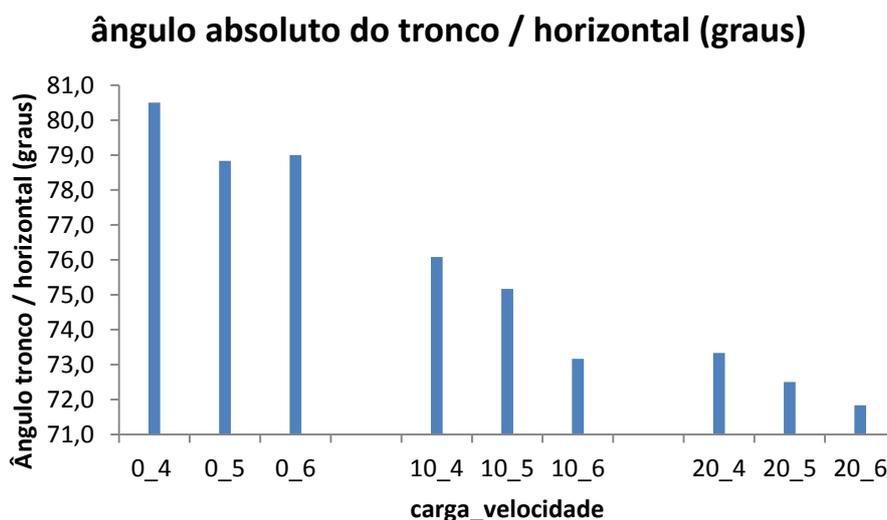


Figura 83 ângulo absoluto entre o tronco e o plano horizontal para distintas velocidades e agrupados por cargas.

Para cada carga (% PC) o ângulo decresce com a velocidade. Na situação sem carga o angulo decresceu na passagem de 5 para 6 km/h mantendo-se então constante.

Foi efetuada uma análise das médias do ângulo absoluto do tronco com a horizontal para cada velocidade tentando, assim, encontrar que tipo de relação existe entre as variáveis.

Tabela 38 Média ângulo absoluta do tronco para distintas cargas a 4 Km/h

<b>Carga_Velocidade</b>	<b>0_4</b>	<b>10_4</b>	<b>20_4</b>
Média do ângulo absoluta do tronco / horizontal	80,5	76,1	73,3
Desvio padrão	4,7	3,3	3,3

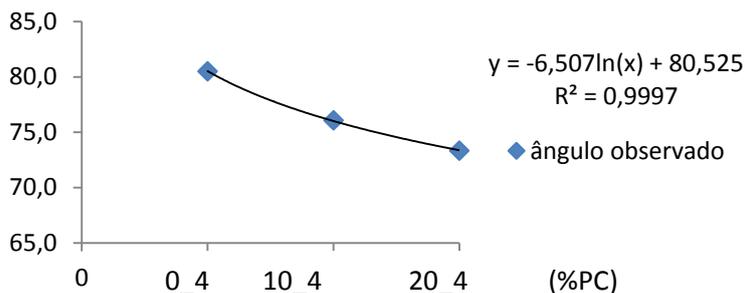


Figura 84 Variação do ângulo absoluto do tronco com carga para 4 Km/h. A linha contínua é a estimativa do ângulo

Tabela 39 Média ângulo absoluta do tronco para distintas cargas a 5 Km/h

<b>Carga_Velocidade</b>	<b>0_5</b>	<b>10_5</b>	<b>20_5</b>
Média do ângulo absoluta do tronco / horizontal	78,83	75,2	72,5
Desvio padrão	5,0	3,6	3,5

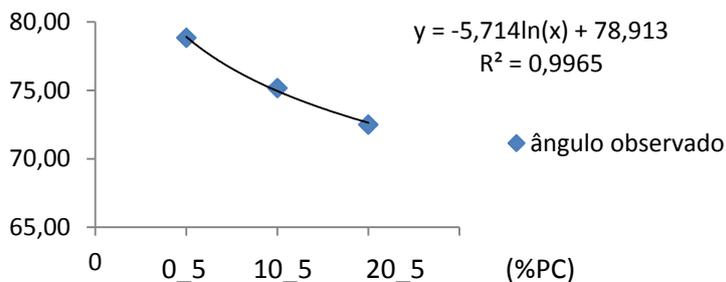


Figura 85 Variação do ângulo absoluto do tronco com carga para 5 Km/h. A linha contínua é a estimativa do ângulo

Tabela 40 Média ângulo absoluta do tronco para distintas cargas a 6 Km/h

<b>Carga_Velocidade</b>	<b>0_6</b>	<b>10_6</b>	<b>20_6</b>
Média do ângulo absoluta do tronco / horizontal	79,0	73,2	71,8
Desvio padrão	6,3	4,4	5,1

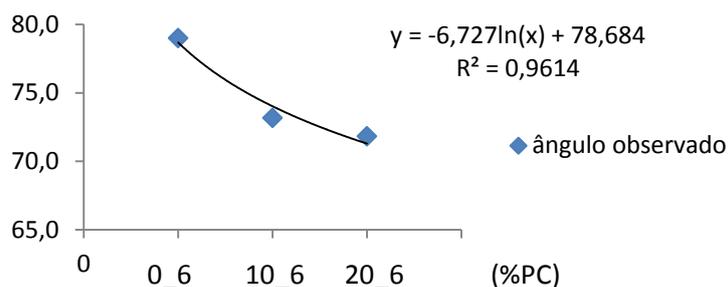


Figura 86 Variação do ângulo absoluto do tronco com carga para 6 Km/h. A linha contínua é a estimativa do ângulo. Pela observação dos gráficos, parece concluir-se que a relação entre a carga para uma determinada velocidade, e o ângulo absoluto do tronco com a horizontal será uma relação logarítmica. Estas equações foram determinadas de forma automática com a folha de cálculo Excel da Microsoft.

Tabela 41 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do ângulo do tronco com a horizontal para as velocidades e cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2297,361 <sup>a</sup>	15	153,157	16,966	,000
Intercetar	617289,120	1	617289,120	68379,690	,000
Sujeito	1338,324	11	121,666	13,477	,000
Carga	888,463	2	444,231	49,209	,000
Velocidade	70,574	2	35,287	3,909	,023
Erro	830,519	92	9,027		
Total	620417,000	108			
Total corregido	3127,880	107			

a. R Squared = ,734 (Adjusted R Squared = ,691)

Observando a tabela anterior, verifica-se que 43 % das diferenças observadas podem ser atribuídas às diferenças entre sujeitos ( $p=0,000$ ), a carga é responsável por 28 % das diferenças observadas ( $p=0,000$ ) e a velocidade é responsável por 2 % destas diferenças ( $p=0,023$ ) e causas não analisadas são responsáveis por 27 % das diferenças.

Como se pode observar na figura abaixo, o ângulo entre o tronco e a horizontal varia de forma significativa sempre que se varia a carga, sendo formados 3 grupos homogêneos.

Tabela 42 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do ângulo do tronco com a horizontal para a carga

Carga	N	Subgrupo		
		1	2	3
20,00	36	72,5556		
10,00	36		74,8056	
,00	36			79,4444
Sig.		1,000	1,000	1,000

Com a velocidade apenas é possível formar dois grupos, i.e., há diferenças significativas entre 4 km/h e 6 km/h.

Tabela 43 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do ângulo do tronco com a horizontal para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo	
		1	2
6,00	36	74,6667	
5,00	36	75,5000	75,5000
4,00	36		76,6389
Sig.		,470	,247

**Ângulo relativo entre a perna e a coxa**

Faz-se de seguida a análise do ângulo relativo entre a perna e a coxa. Os dados estão agrupados por velocidade e para cada carga. Apresenta-se a representação gráfica dos mesmos para todos os sujeitos. A corresponde à representação da linha de tendência da média.

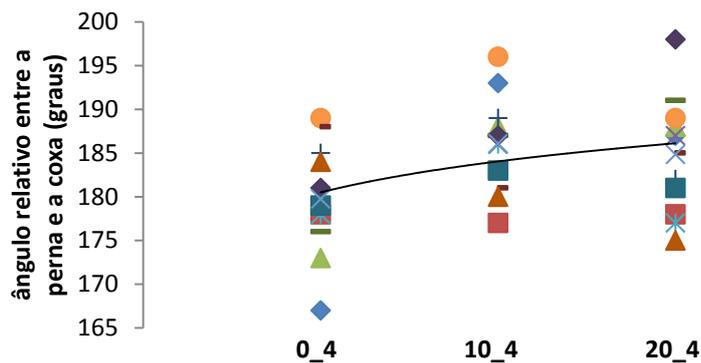


Figura 87 Variação do ângulo relativo entre a perna e a coxa (graus) com carga para 4 Km/h

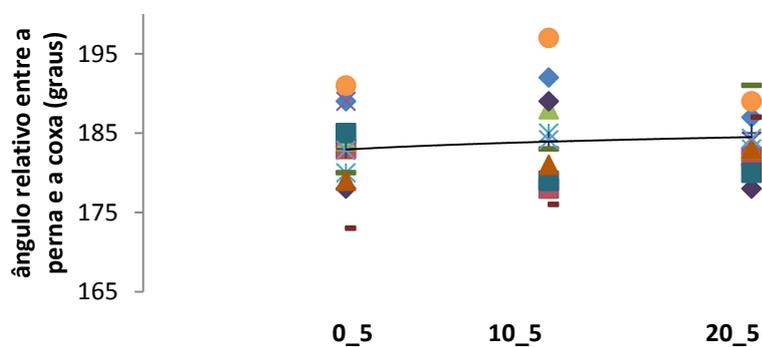


Figura 88 Variação do ângulo relativo entre a perna e a coxa (graus) com carga para 5 Km/h

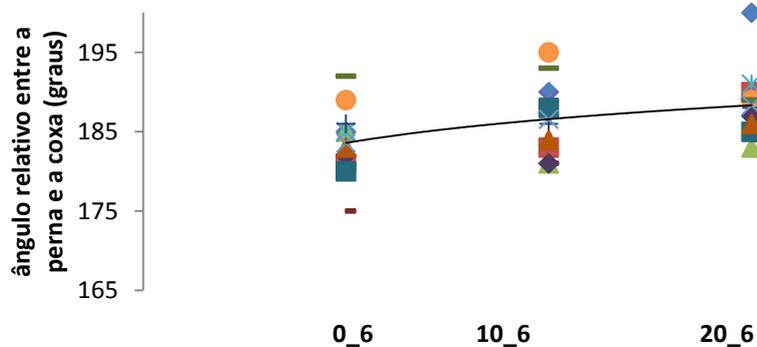


Figura 89 Variação do ângulo relativo entre a perna e a coxa (graus) com carga para 6 Km/h

Pela observação da tabela abaixo pode-se afirmar que as diferenças entre sujeitos contribuem com 28 % das diferenças ( $p=0,000$ ), a carga contribui com 10 % ( $p=0,001$ ) e a velocidade explica 4 % da variação ( $p=0,033$ ), sendo que causas não analisadas explicam 58 % da variação.

Tabela 44 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do ângulo da coxa com a perna para as velocidades e cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	1415,000 <sup>a</sup>	15	94,333	4,432	,000
Intercetar	3676347,000	1	3676347,000	172739,491	,000
Sujeito	940,556	11	85,505	4,018	,000
Carga	323,556	2	161,778	7,601	,001
Velocidade	150,889	2	75,444	3,545	,033
Erro	1958,000	92	21,283		
Total	3679720,000	108			
Total corrigido	3373,000	107			

Para a carga é possível formar dois grupos homogêneos, o primeiro correspondente à marcha sem carga e outro a que corresponde 10 e 20 % PC.

Tabela 45 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do ângulo da coxa com a perna para a carga

Carga	N	Subgrupo	
		1	2
,00	36	182,0556	
10,00	36		185,6111
20,00	36		185,8333
Sig.		1,000	,977

No que respeita à velocidade não foram encontradas diferenças significativas entre 4 e 5 km/h nem entre 5 e 6 km/h. No entanto, entre 4 km/h e 6 km/h a diferença nos ângulos já é significativa.

Tabela 46 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do ângulo da coxa com a perna para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo	
		1	2
4,00	36	183,5556	
5,00	36	183,7778	183,7778
6,00	36		186,1667
Sig.		,977	,077

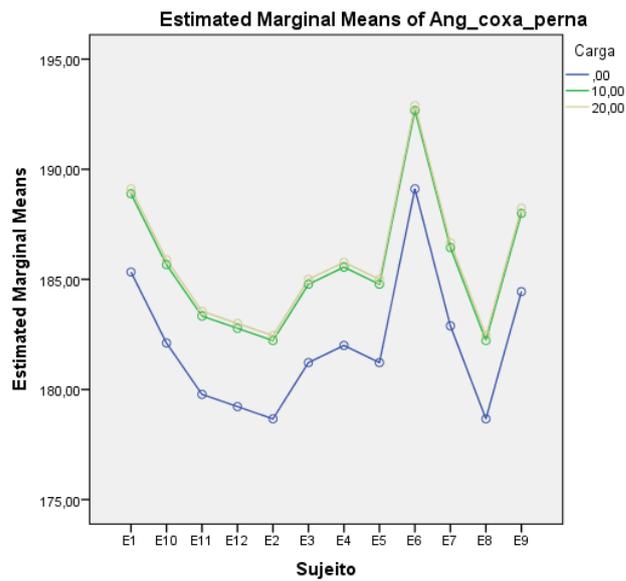


Figura 90 Estimativa do ângulo coxa com a perna para cada carga. E1 a E12 sujeitos.

Na figura anterior, obtida com SPSS, onde são apresentadas as médias marginais estimadas pode observar-se que as cargas 10 e 20 % PC estão praticamente sobrepostas, ou seja não há diferenças significativas entre elas.

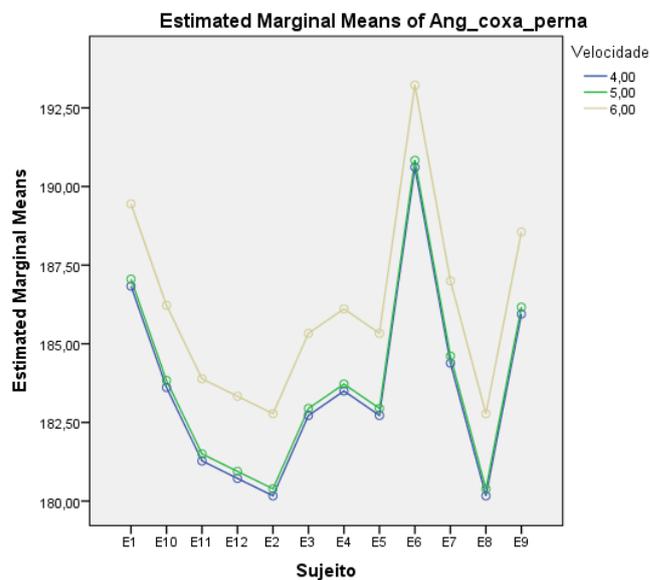


Figura 91 Estimativa do angulo coxa com a perna para cada velocidade. E1 a E12 sujeitos.

No gráfico da figura anterior podem observar-se as médias marginais estimadas para o angulo coxa perna para cada velocidade estudada.

### Ângulo relativo entre o pé e a perna

No momento do toque do calcanhar com o solo o ângulo entre o pé e a perna está próximo do ângulo reto. Não é evidente uma grande variação nem com a carga nem com a velocidade.

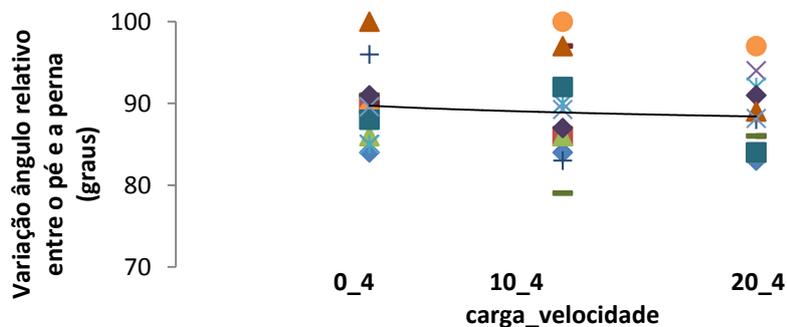


Figura 92 Variação ângulo relativo entre o pé e a perna (graus) com carga para 4 Km/h. Cada figura geométrica representa um sujeito da amostra.

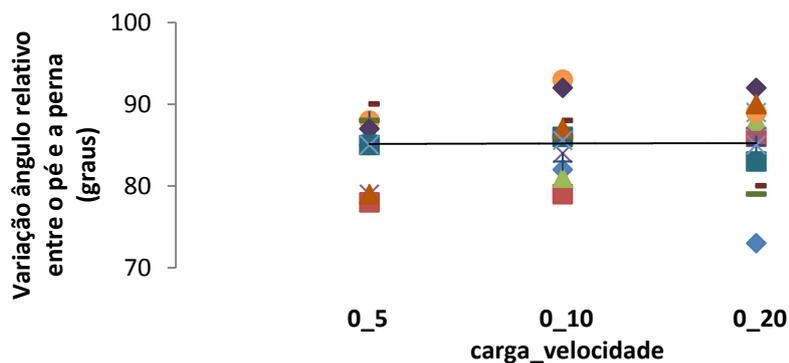


Figura 93 Variação ângulo relativo entre o pé e a perna (graus) com carga para 5 Km/h. Cada figura geométrica representa um sujeito da amostra.

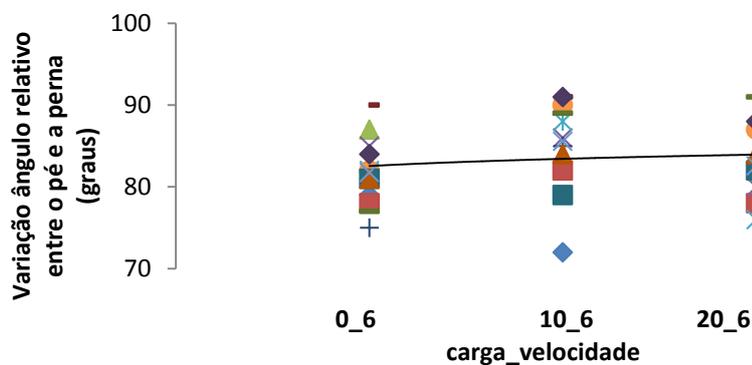


Figura 94 Variação ângulo relativo entre o pé e a perna (graus) com carga para 6 Km/h. Cada figura geométrica representa um sujeito da amostra.

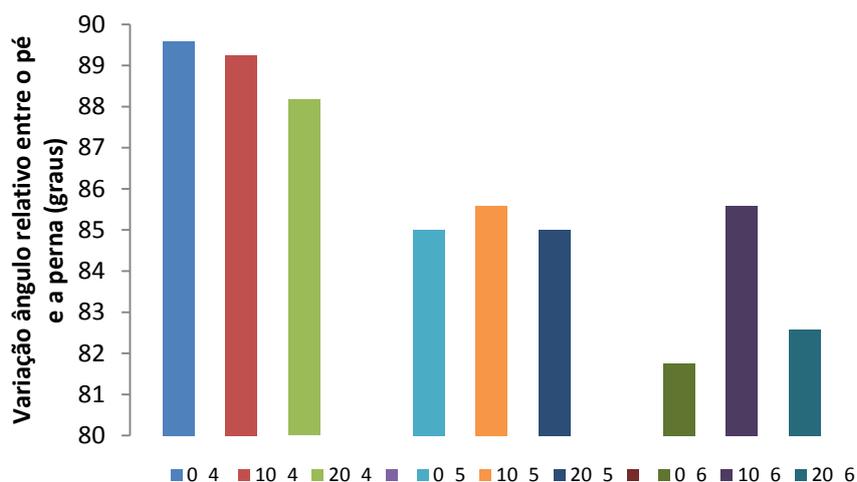


Figura 95 Variação ângulo relativo entre o pé e a perna (graus) com carga para as distintas velocidades (Km/h) (carga\_velocidade).

Nesta análise deve-se ter algum cuidado pois cada fotograma corresponde a 4/100 segundo. Durante este tempo (4/100 s) o ângulo na fase de contacto com o solo varia consideravelmente e muito rapidamente.

Quando se observa a média do ângulo relativo do pé com a perna, observa-se uma diminuição do angulo com a velocidade. A variação da média do ângulo relativo do pé com a perna em função da carga é muito pequena, não devendo ser atribuída exclusivamente a este fator, pela análise da tabela abaixo, apenas 1,5 % é explicado pela variação da carga (% PC), 18,3 % é explicado pela velocidade, 30,0 % pela diferença entre sujeitos e 50,2 % terá que ser explicado por causas não analisadas. De notar que  $p=0,000$  para sujeito e velocidade sendo  $p=0,244$  para a carga mostrando a fraca dependência com esta variável.

Tabela 47 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do angulo do pé com a perna para as velocidades e cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corregido	1649,111 <sup>a</sup>	15	109,941	6,094	,000
Intercetar	795675,000	1	795675,000	44100,602	,000
Sujeito	991,667	11	90,152	4,997	,000
Carga	51,722	2	25,861	1,433	,244
Velocidade	605,722	2	302,861	16,786	,000
Erro	1659,889	92	18,042		
Total	798984,000	108			
Total corregido	3309,000	107			

Com o estudo cinemático foi possível concluir que houve uma dependência de todos os parâmetros analisados com a carga. A distância de ciclo variou com a velocidade de forma clara, não sendo tão evidente a variação com a carga tal como verificado nos ensaios realizados por Hong (Hong & Cheng, 2003). Para a mesma velocidade a amplitude vertical do centro de gravidade aumentou quando se passou de 0 para 10% de PC, tendo diminuído quando se aumentou de 10 para 20 % de PC. O ângulo do tronco com a horizontal diminuiu com a carga para todas as velocidades, como previsto (Wong & Hong, 1997; Pascoe et al., 1997; Carvalho, 2004; Hong & Brueggemann, 2000), ao analisar as consequências do transporte de cargas em mochilas concluíram que este transporte implica uma inclinação anterior do tronco para compensar a alteração do centro de gravidade.

### 3. Estudo Eletromiográfico (EMG)

A aquisição do sinal EMG decorreu em simultâneo com a cinemática. Do último minuto de marcha foram selecionadas três janelas temporais correspondendo, cada janela, a um ciclo de marcha. O sinal foi tratado seguindo o procedimento anteriormente descrito. Foi calculada a média aritmética para estas três janelas temporais.



Figura 96 Aquisição do sinal EMG

De seguida apresentam-se os resultados por músculo para cada velocidade em função da carga. O valor apresentado corresponde à média de três janelas de observação (3 passadas). Os sujeitos analisados estão referenciados como A, B, ... até F.

### Gastrocnemius Lateralis (GC)

O primeiro músculo a ser analisado foi o músculo Gastrocnemius Lateralis. O valor de RMS registado é apresentado nos gráficos seguintes

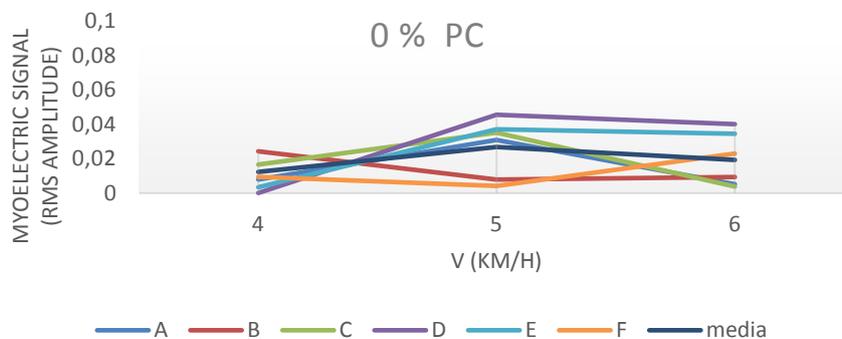


Figura 97 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 0% PC para GC. A até F sujeitos.

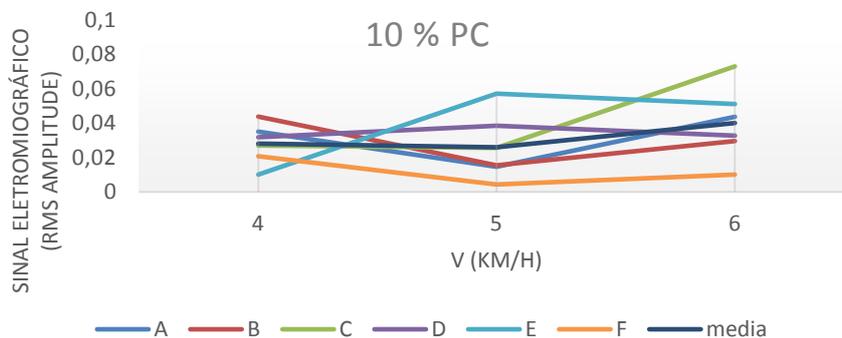


Figura 98 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 10% PC para GC. A até F sujeitos.

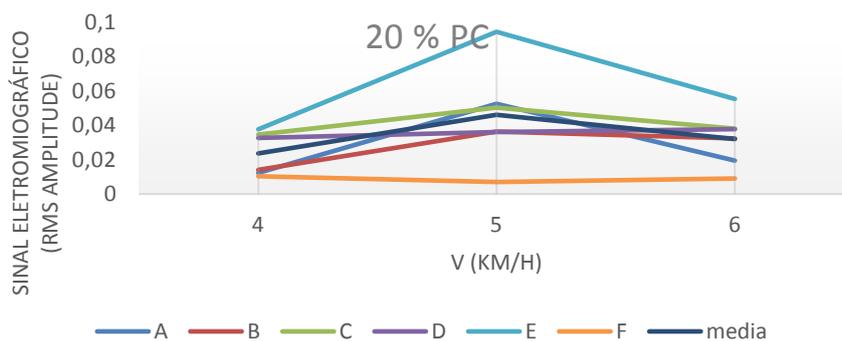


Figura 99 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 20% PC para GC. A até F sujeitos.

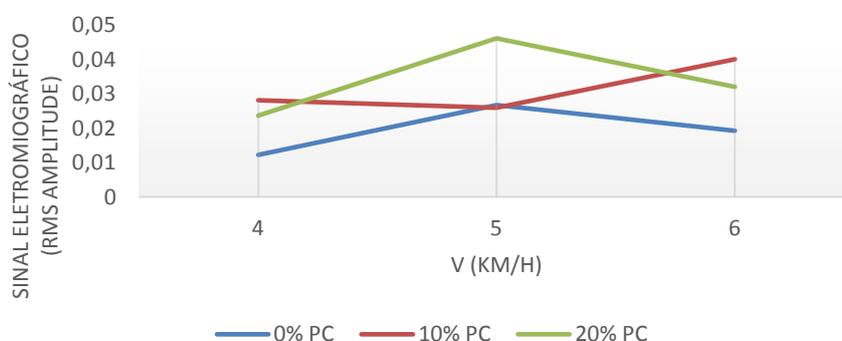


Figura 100 Média do sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e diferentes cargas (% do PC) para GC.

Genericamente pode-se afirmar que com o aumento da velocidade ou da carga aumenta o valor de RMS. Observando o valor de RMS sem carga (0% PC), aumentou ao passar de 4 para 5 km/h, tendo decaído ligeiramente ao passar para 6 km/h. Comportamento idêntico para 20 % PC, mas com valor de RMS mais elevado. Para 10% PC, o valor de RMS decresce, ainda que ligeiramente, de 4 para 5 km/h, aumentando quando se passa para 6 Km/h.

Relativamente à contribuição de cada fator para a variação do resultado final, observando a tabela seguinte, conclui-se que o sujeito contribui com 27 %, a carga com 12 % e a velocidade com 7 %, sendo que 53 % da variação deve ser atribuída a causas não analisadas.

Tabela 48 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do sinal EMG GC para as velocidades e cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	,009 <sup>a</sup>	9	,001	4,331	,000
Interceptar	,042	1	,042	180,410	,000
Sujeito	,005	5	,001	4,472	,002
Carga	,002	2	,001	5,077	,010
Velocidade	,002	2	,001	3,233	,049
Erro	,010	44	,000		
Total	,062	54			
Total corrigido	,019	53			

Para a variável carga é possível construir dois subgrupos homogêneos, significando que para a carga de 0 % PC, i.e. sem carga, o sinal EMG é significativamente diferente ao da carga de 10 e 20%, sendo que entre elas não há diferenças significativas, enquanto para a variável velocidade só é possível construir um subgrupo homogêneo.

Tabela 49 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG GC para a carga.

Carga	N	Subgrupo	
		1	2
0	18	,0187225926	
10	18		,0313611111
20	18		,0339159258
Sig.		1,000	,872

Tabela 50 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG GC para a velocidade.

Velocidade	N	Subgrupo
		1
4	18	,0206411111
6	18	,0304416666
5	18	,0329168518
Sig.		,053

Para o músculo Isquiotibialis (IQ)

Quando se analisa o grupo muscular Isquiotibiais (bíceps femural + semitendíneo + semimembranáceo), verificamos que o valor de RMS se mantém praticamente constante entre 4 e 5 km/h aumentando quando se passa para 6 km/h.

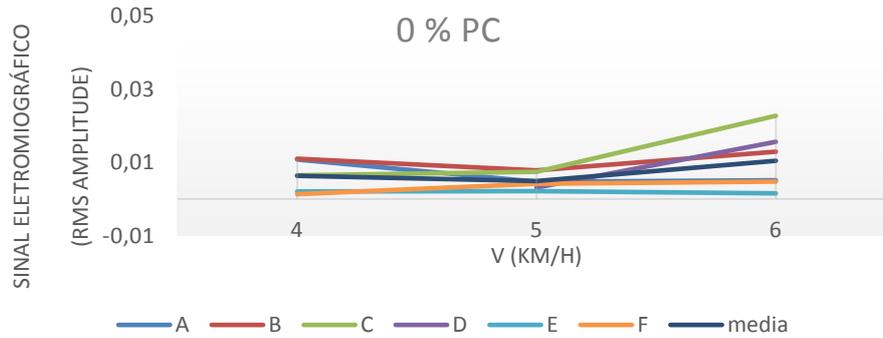


Figura 101 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 0% do PC para IQ. A até F sujeitos.

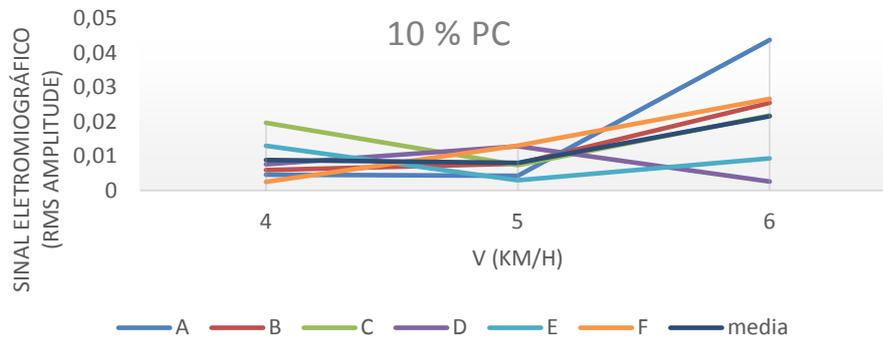


Figura 102 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 10% do PC para IQ. A até F sujeitos.

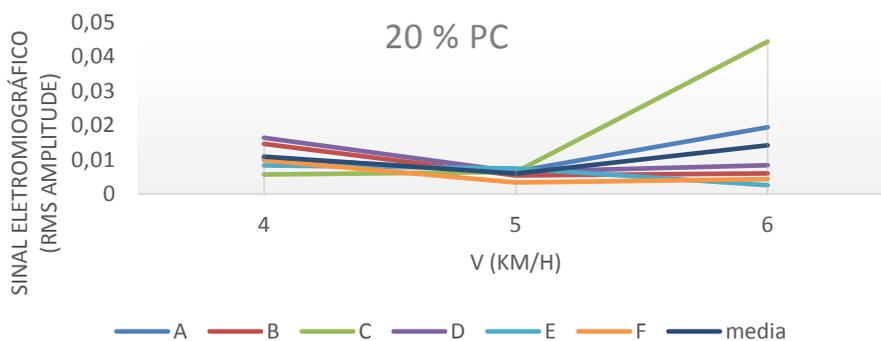


Figura 103 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 20% do PC para IQ. A até F sujeitos.

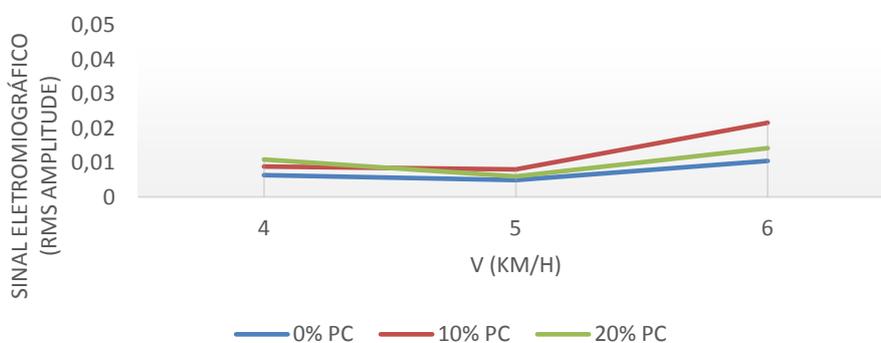


Figura 104 Média do sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e diferentes cargas (% do PC) para IQ. A até F sujeitos.

Da análise das figuras anteriores pode-se afirmar que o valor de RMS é maior com carga do que sem carga.

Para 5 e 6 Km/h o valor de RMS é maior para 10% PC do que para 20% do PC. Este valor pode dever-se ao tamanho da amostra (pequena) ou ao facto de 20% PC ser um valor muito elevado para a maioria das crianças a estas velocidades. Quando analisado em função da velocidade, o valor de RMS decaí ligeiramente de 4 para 5 Km/h aumentando quando a 6 Km/h.

Analisando a tabela seguinte pode-se concluir que 13 % da variação pode ser atribuída ao sujeito, 7 % à carga e 18 % à velocidade, sendo que 62 % é atribuído a causas não analisadas.

Tabela 51 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do sinal EMG IQ para as velocidades e cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	,002 <sup>a</sup>	9	,000	2,906	,009
Interceptar	,005	1	,005	84,710	,000
Sujeito	,001	5	,000	1,857	,122
Carga	,000	2	,000	2,248	,118
Velocidade	,001	2	,000	6,357	,004
Erro	,003	43	6,347E-005		
Total	,010	53			
Total corrigido	,004	52			

Para a variável carga apenas é possível construir um grupo homogêneo.

Tabela 52 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG IQ para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
0	17	,0072799999
20	18	,0103561111
10	18	,0128155554
Sig.		,109

Para a variável velocidade é possível obter dois grupos, sendo que não há diferenças significativas para 4 e 5 km/h

Tabela 53 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG IQ para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo	
		1	2
5	18	,0062981480	
4	17	,0088319608	
6	18		,0154077777
Sig.		,615	1,000

Para o músculo Rectus Femoris (RF)

Outro músculo analisado foi o rectus femoris (músculo reto da coxa). Para a marcha sem carga (0 % PC) o valor de RMS é quase constante embora com valores mais dispersos para a velocidade de 6 km/h.

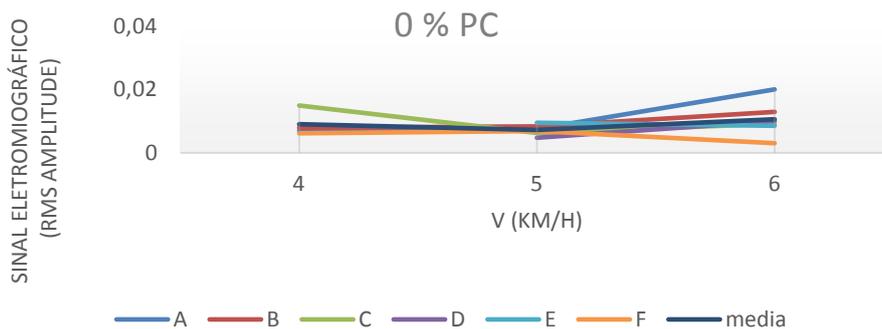


Figura 105 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 0% do PC para RF. A até F sujeitos.

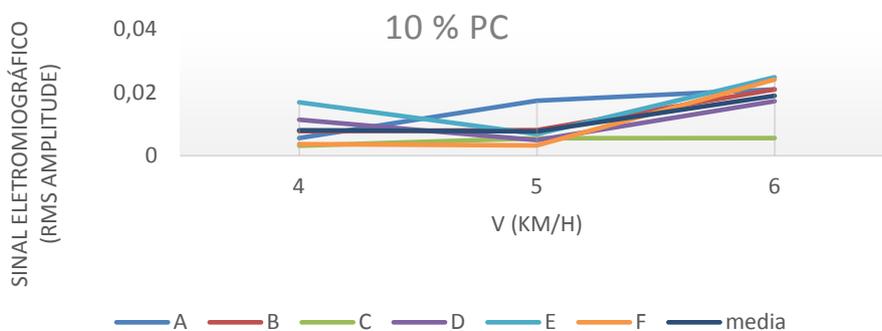


Figura 106 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 10% do PC para RF. A até F sujeitos.

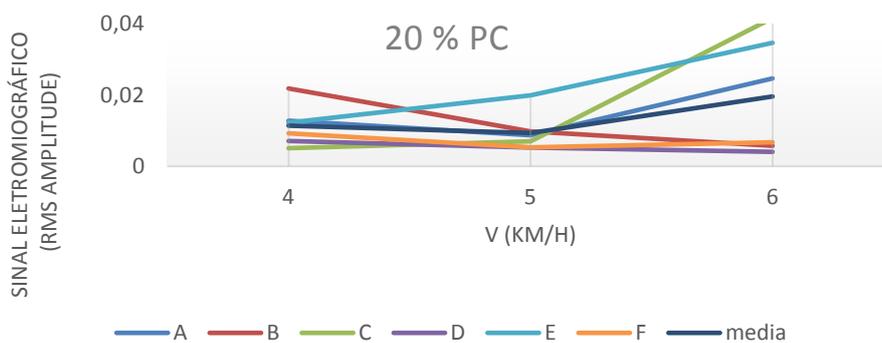


Figura 107 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 20% do PC para RF. A até F sujeitos.

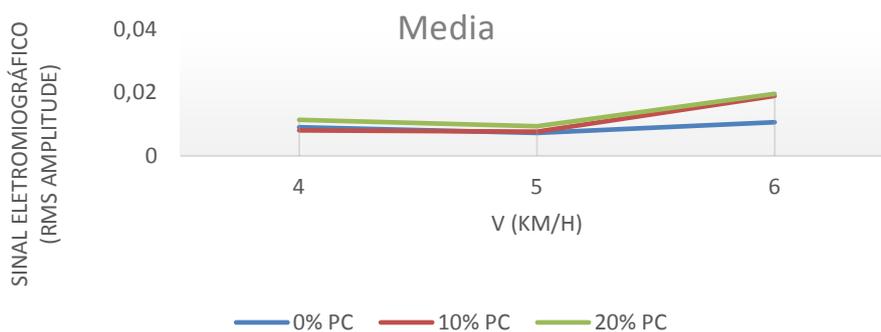


Figura 108 Média do sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes cargas (% do PC) e diferentes velocidades para RF.

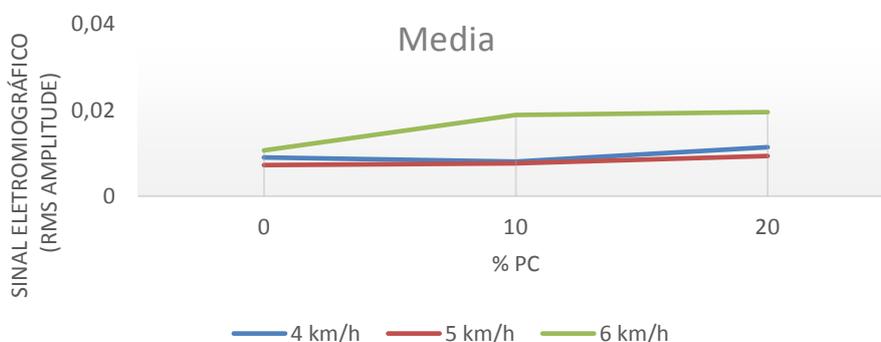


Figura 109 Média do sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e diferentes cargas (% do PC) para RF.

Para este grupo muscular, verificamos que o valor de RMS a 4 e a 5 km/h não sofre alteração significativa. A 6km/h o valor de RMS sem carga sobe muito ligeiramente, mas com 10 e 20 % de carga passa aproximadamente o dobro.

Este facto é particularmente evidente no gráfico da última figura.

Tabela 54 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do sinal EMG RF para as velocidade e cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	,001 <sup>a</sup>	9	,000	3,087	,006
Interceptar	,007	1	,007	132,158	,000
Sujeito	,000	5	9,607E-005	1,952	,106
Carga	,000	2	9,069E-005	1,843	,171
Velocidade	,001	2	,000	7,226	,002
Erro	,002	42	4,922E-005		
Total	,010	52			
Total corrigido	,003	51			

Da observação da tabela anterior pode-se concluir que 14 % da variação pode ser atribuída a diferenças entre sujeitos, 5 % à carga, 20 % à velocidade e 60% a causas não analisadas.

Não há diferenças significativas entre os três grupos de cargas. Já para velocidade de 6 km/h os dados são significativamente diferentes dos de 4 e dos de 5 km/h, como se pode observar nas tabelas seguintes.

Tabela 55 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG RF para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
0	16	,0089535416
10	18	,0115283333
20	18	,0134272223
Sig.		,159

Tabela 56 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG RF para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo	
		1	2
5	18	,0080705556	
4	16	,0095410417	
6	18		,0163627777
Sig.		,812	1,000

Para o músculo Tibialis Anterior (TA)

Para este músculo observa-se uma maior dispersão de resultados com o aumento da velocidade. Com o aumento da carga nota-se uma ligeira diminuição da dispersão dos resultados.

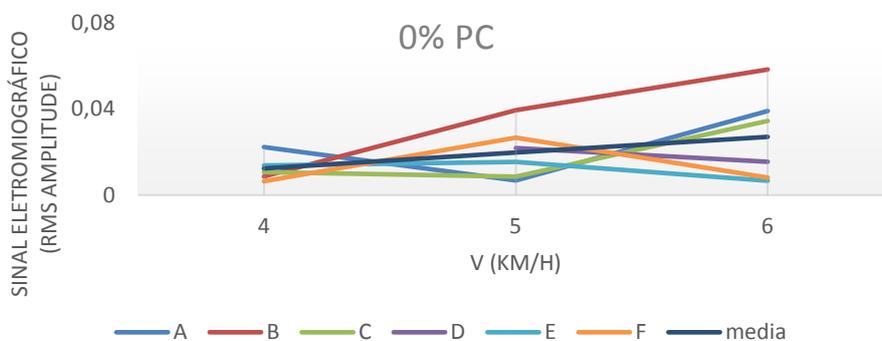


Figura 110 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 0% do PC para TA. A até F sujeitos.

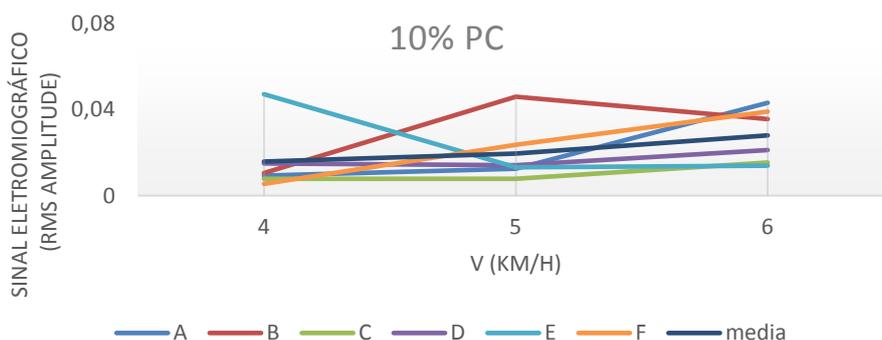


Figura 111 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 10% do PC para TA. A até F sujeitos.

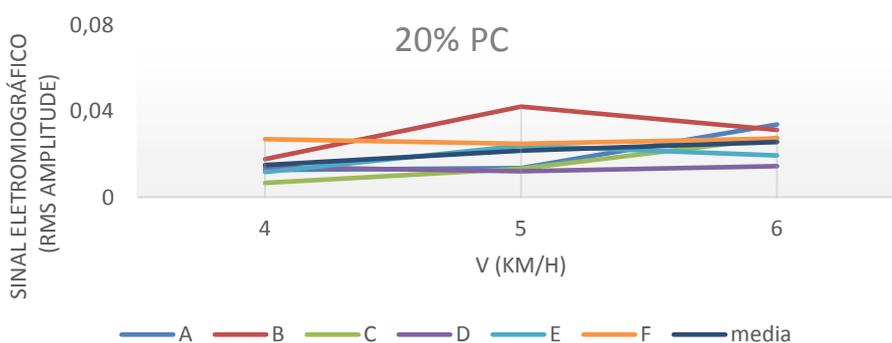


Figura 112 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 20% do PC para TA. A até F sujeitos.

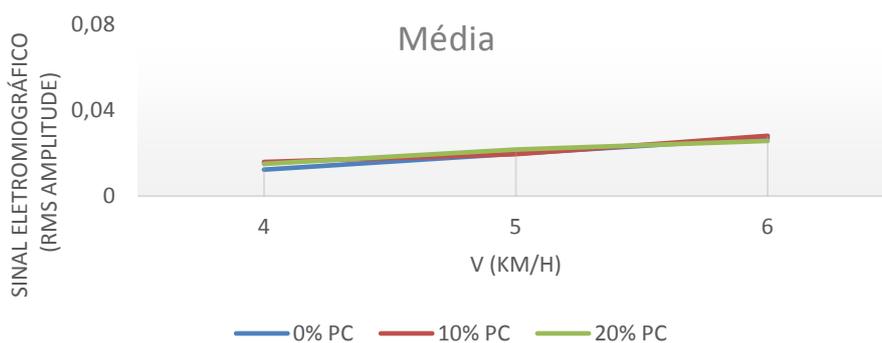


Figura 113 Média do sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes cargas (% do PC) e diferentes velocidades para TA.

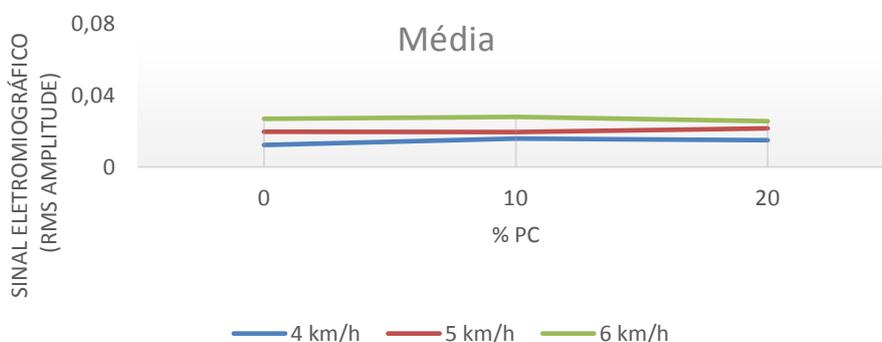


Figura 114 Média do sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e diferentes cargas (% do PC) para TA.

Ao observar os gráficos das médias verificamos que o valor de RMS aumenta com a velocidade. No entanto não é tão evidente o aumento deste valor com a carga (aumento da % de PC).

O observar a tabela seguinte verifica-se que 21% das diferenças são explicadas pela diferença entre sujeitos, apenas 3 % ( $p= 0,897$ ) são explicadas pela carga e 16 % são explicadas pela velocidade. Observa-se que 62 % das diferenças são atribuídas a causas desconhecidas.

Tabela 57 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do sinal EMG TA para a velocidades e cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	,003 <sup>a</sup>	9	,000	2,806	,011
Interceptar	,022	1	,022	175,181	,000
Sujeito	,002	5	,000	2,884	,025
Carga	2,750E-005	2	1,375E-005	,109	,897
Velocidade	,001	2	,001	5,641	,007
Erro	,005	43	,000		
Total	,031	53			
Total corrigido	,009	52			

Para a carga só é possível formar um grupo, não havendo portanto diferenças significativas nos resultados.

Tabela 58 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG TA para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
0	17	,0201376471
20	18	,0207535185
10	18	,0211592592
Sig.		,961

Para a velocidade conclui-se que há diferenças significativas entre 4 km/h e 6 km/h.

Tabela 59 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG TA para a velocidade

Tukey HSD

Velocidade	N	Subgrupo	
		1	2
4	17	,0145070588	
5	18	,0203205555	,0203205555
6	18		,0269100000
Sig.		,284	,201

Para o músculo Ereter Espinae (EC)

Da observação dos três primeiros gráficos pode-se concluir que a dispersão de resultados é maior para cargas de 20% do PC. O valor de RMS aumenta com o aumento da velocidade. Não é possível afirmar que o valor de RMS aumenta de forma clara com a carga (% PC).

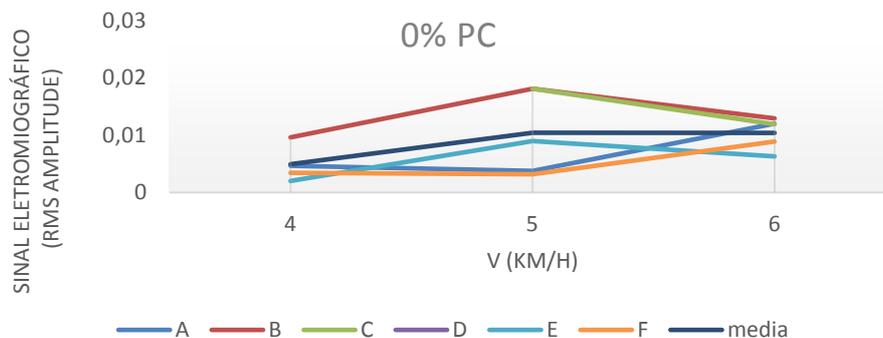


Figura 115 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 0% do PC para EC. A até F sujeitos.

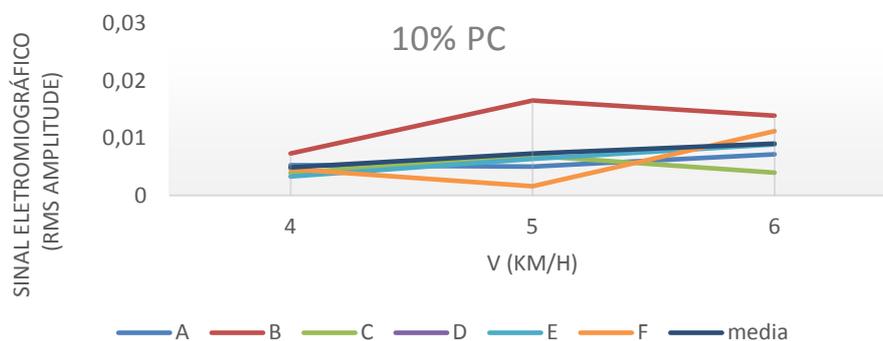


Figura 116 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 10% do PC para EC. A até F sujeitos.

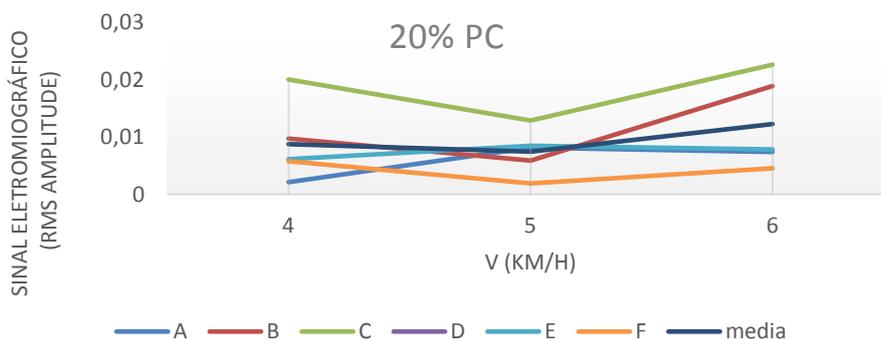


Figura 117 Sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e 20% do PC para EC. A até F sujeitos.

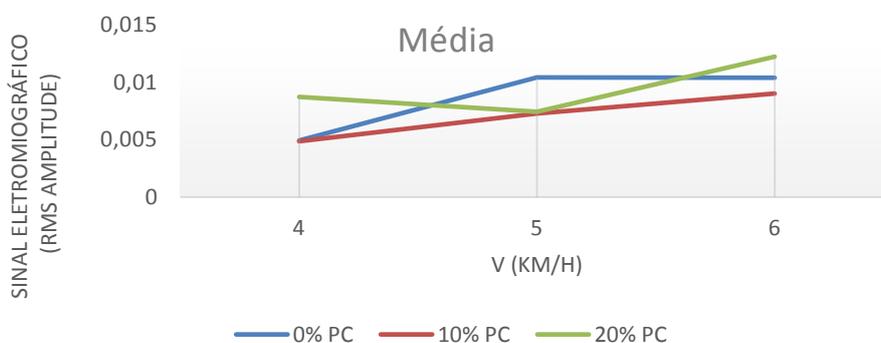


Figura 118 Média do sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes cargas (% do PC) e diferentes velocidades para EC.

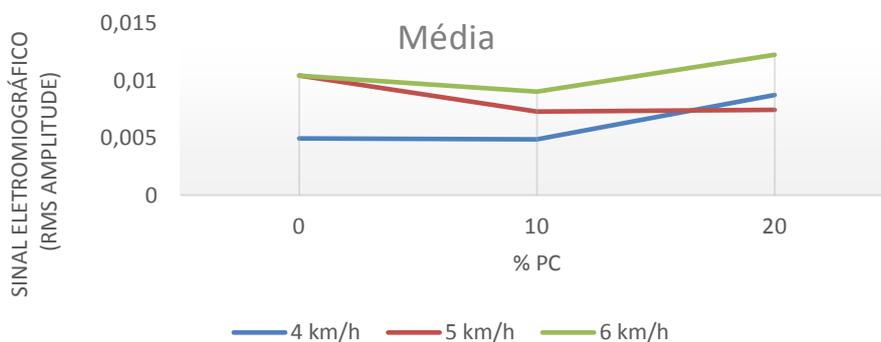


Figura 119 Média do sinal eletromiográfico (RMS Amplitude) a diferentes velocidades e diferentes cargas (% do PC) para EC.

Ao observar os gráficos das médias do valor RMS relativos ao músculo Eretor Espinae verificamos que o valor de RMS aumenta com a velocidade para todas as cargas. No entanto

não é tão evidente o aumento deste valor com a carga (aumento da % de PC), para 4 km/h o valor de RMS aumenta com o aumento da carga (% PC), Para 5 e 6 km/h o valor de RMS decai, ainda que muito ligeiramente a de 0 % para 10 % aumentando quando a carga passa para 20 % PC.

Pela análise da tabela seguinte pode-se concluir que a diferença entre sujeitos é responsável por 38 % das diferenças observadas, a carga (% PC) é responsável por 4 % da variação, à velocidade é atribuída 9% e a outras causas 48%.

Tabela 60 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do sinal EMG EC para as velocidades e cargas

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	,001 <sup>a</sup>	8	7,980E-005	4,839	,000
Interceptar	,003	1	,003	192,407	,000
Sujeito	,000	4	,000	6,971	,000
Carga	4,858E-005	2	2,429E-005	1,473	,243
Velocidade	,000	2	5,729E-005	3,474	,042
Erro	,001	35	1,649E-005		
Total	,004	44			
Total corrigido	,001	43			

Relativamente à carga não se pode concluir que os valores de RMS são significativamente diferentes em função deste parâmetro.

Tabela 61 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG EC para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
10	15	,0070654445
0	14	,0088609524
20	15	,0094753334
Sig.		,256

Relativamente à velocidade, pode-se afirmar que os valores de EMG variam significativamente quando se passa de 4 km/h para 6 km/h, como se pode observar na tabela.

Tabela 62 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do sinal EMG EC para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo	
		1	2
4	14	,0062748810	
5	15	,0083922222	,0083922222
6	15		,0105622223
Sig.		,346	,329

Tal como no estudo de Simpson (Simpson et al., 2011) com a finalidade de estudar o efeito da carga da mochila na atividade muscular, foi encontrada uma relação para o músculos gastrocnemius entre carga e atividades muscular. Neste caso não encontramos uma dependência estatisticamente relevante deste músculo com as velocidades ensaiadas.

Neste estudo não encontramos diferenças significativas entre as várias cargas para o músculo Rectus Femoris (RF), sendo-lhe apenas atribuída uma percentagem de 5 % ao contrário do estudo referido que encontrou uma relação para o músculos Vastus Lateralis (VL) entre carga e atividades muscular. Para o parâmetro velocidade foi atribuída uma influência de 20%.

Para todos os músculos foi encontrada alguma dependência com a carga ainda que em alguns casos não seja estatisticamente significativa. A dependência com a velocidade foi mais evidente.

#### 4. Estudo Metabólico

Quando se analisa o custo metabólico através dos gráficos do consumo de oxigénio verifica-se que para 4 e 5 km/h o consumo aumenta com a carga para três dos quatro sujeitos analisados. Para 6 km/h o consumo aumenta de 0 para 10 % do PC mantendo-se depois constante.

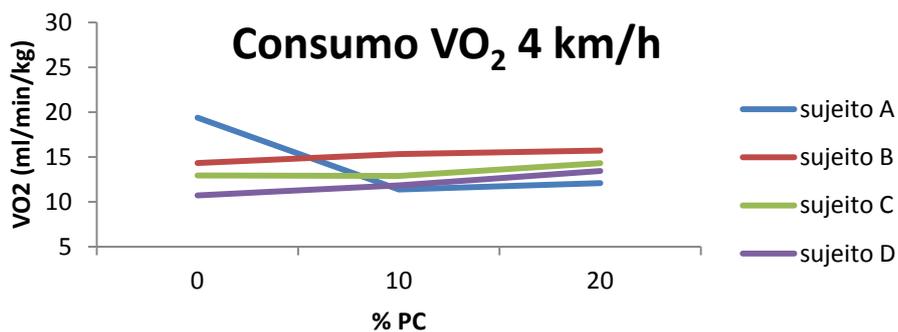


Figura 120 Consumo de O<sub>2</sub> (ml/min/kg) para diferentes cargas (% PC) para 4 km/h.

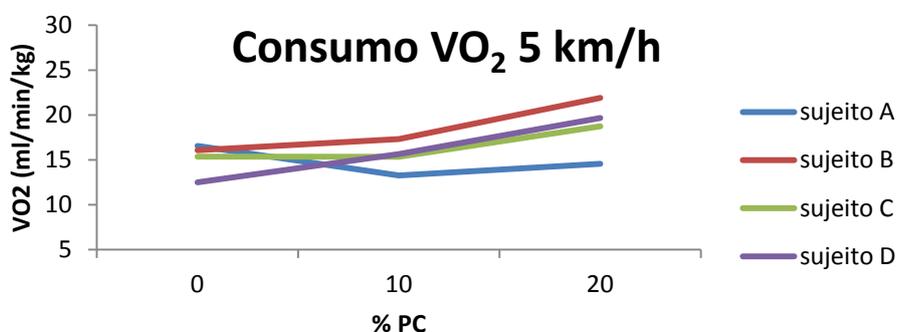


Figura 121 Consumo de O<sub>2</sub> (ml/min/kg) para diferentes cargas (% PC) para 5 km/h.

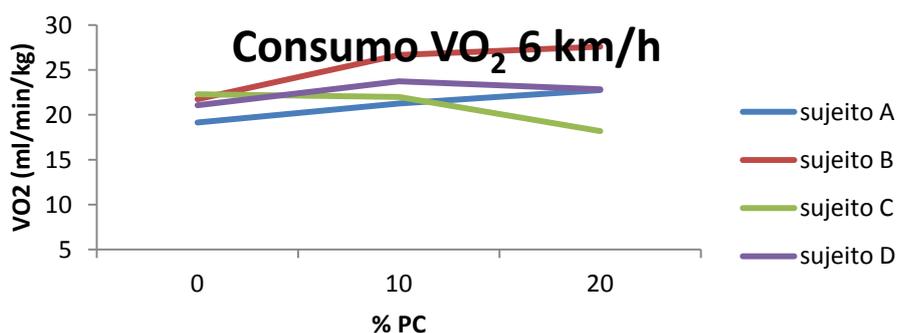


Figura 122 Consumo de O<sub>2</sub> (ml/min/kg) para diferentes cargas (% PC) para 6 km/h.

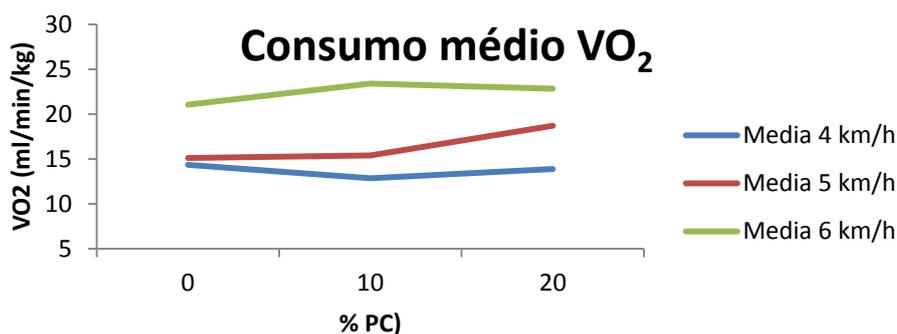


Figura 123 Consumo de O<sub>2</sub> (ml/min/kg) para diferentes cargas (% PC) para a média das velocidades de marcha 4, 5 e 6 km/h.

Quando se observam as médias de consumo para as diferentes velocidades observamos claramente a dependência deste parâmetro com a velocidade. Para 4 km/h o valor de VO<sub>2</sub> mantém-se quase constante. Quando os sujeitos caminham a 5km/h o valor de VO<sub>2</sub> aumenta com a carga. A 6 km/h o valor de VO<sub>2</sub> aumenta de 0 para 10 % de PC mantendo-se depois constante. Parece pois, que quando se analisa o VO<sub>2</sub> andar com carga mas devagar (4km/h) não tem grandes repercussões. Já a marcha rápida (6 km/h) parece atingir um patamar (10% PC) onde o valor de VO<sub>2</sub> não aumenta.

Ao analisar a dependência da variável Consumo de O<sub>2</sub> com a velocidade e com a carga, observamos que a carga contribui com 2% para a variação do consumo de O<sub>2</sub> com p=0,205, já as diferenças entre sujeitos são responsáveis por 8% (p=0,031) e velocidade é responsável por 69% desta variação (p=0,000) e a causas desconhecidas será atribuído um peso relativo de 21 %.

Tabela 63 Teste de efeitos entre sujeitos na variação do consumo de oxigenio para o parâmetro carga e velocidade analisado simultaneamente

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	551,446 <sup>a</sup>	7	78,778	14,937	,000
Interceptar	11046,360	1	11046,360	2094,512	,000
Sujeito	53,855	3	17,952	3,404	,031
Carga	17,713	2	8,857	1,679	,205
Velocidade	479,878	2	239,939	45,495	,000
Erro	147,671	28	5,274		
Total	11745,477	36			
Total corrigido	699,117	35			

Esta forte dependência com a velocidade e fraca dependência com a carga pode ser observada nas tabelas referentes aos subgrupos homogêneos suscetíveis de serem construídos para a carga e para a velocidade e que se apresentam de seguida.

Tabela 64 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do consumo de oxigênio para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
0	12	16,8425000000
10	12	17,2241666667
20	12	18,4841666667
Sig.		,205

Tabela 65 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação do consumo de oxigênio para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo		
		1	2	3
4	12	13,7016666667		
5	12		16,4116666667	
6	12			22,4375000000
Sig.		1,000	1,000	1,000

## 5. Estudo termográfico

Como a gordura na superfície do corpo, por baixo da pele, altera o valor da temperatura medida por termografia, foi registado a percentagem de gordura corporal de cada sujeito. A Percentagem de Gordura Corporal (PGC) para os sujeitos analisados foi sempre inferior a 25%, sujeitos com valor superior foram eliminados deste teste pois os valores superiores são de muito difícil análise em simultâneo com os sujeitos com baixos valores de Percentagem de Gordura Corporal porque dificultam a chegada da temperatura interior à pele, dificulta a transferência de calor para o exterior do corpo e tem um efeito de homogeneização da temperatura.

Tabela 66 Média e desvio padrão para a percentagem de massa corporal dos sujeitos analisados através da termografia.

	<i>Média</i>	<i>Desvio P.</i>	
<b>Massa corporal</b>	27,2	6,1	<b>kg</b>
<b>Idade</b>	7,6	1,4	<b>anos</b>
<b>Altura</b>	129,4	7,1	<b>cm</b>
<b>Massa Muscular</b>	11,2	2,5	<b>Kg</b>
<b>Massa Gorda</b>	4,9	1,9	<b>Kg</b>
<b>Índice de Massa Corporal</b>	16,0	2,0	<b>kg/m<sup>2</sup></b>
<b>Percentagem de Gordura Corporal</b>	17,2	3,7	<b>%</b>

Após análise das imagens com o *software* “FLIR QuickReport, versão 1.2 SP2”, registou-se a temperatura média na frente (peito) e nas costas para as diferentes velocidades e cargas. A ordem de execução das tarefas foi sempre aleatória respeitando o protocolo anteriormente definido.

### Temperatura média à superfície Sujeito A

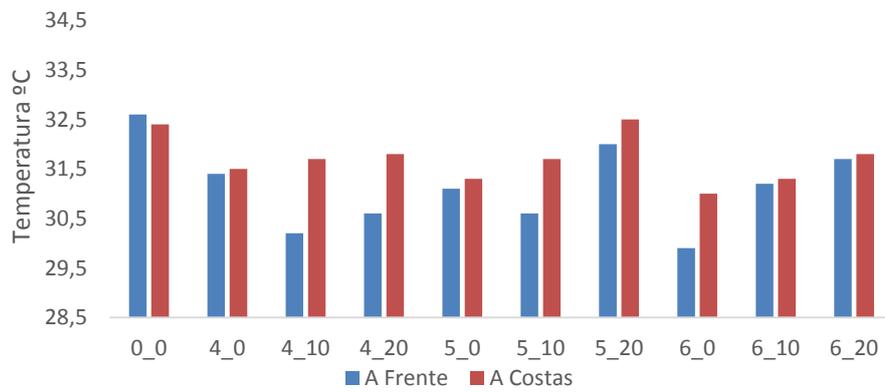


Figura 124 Temperatura média para o sujeito A para as diferentes velocidades e cargas (V\_C, Velocidade em km/h\_Carga em % PC).

### Temperatura média à superfície Sujeito B

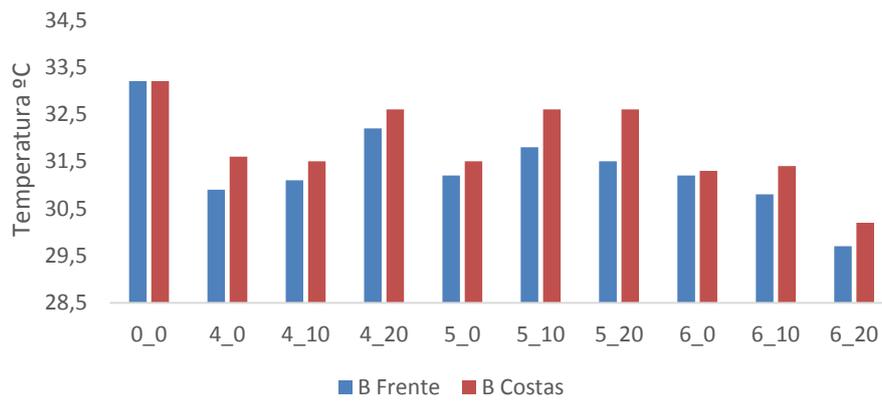


Figura 125 Temperatura média para o sujeito B para as diferentes velocidades e cargas (V\_C, Velocidade em km/h\_Carga em % PC).

### Temperatura média à superfície Sujeito C

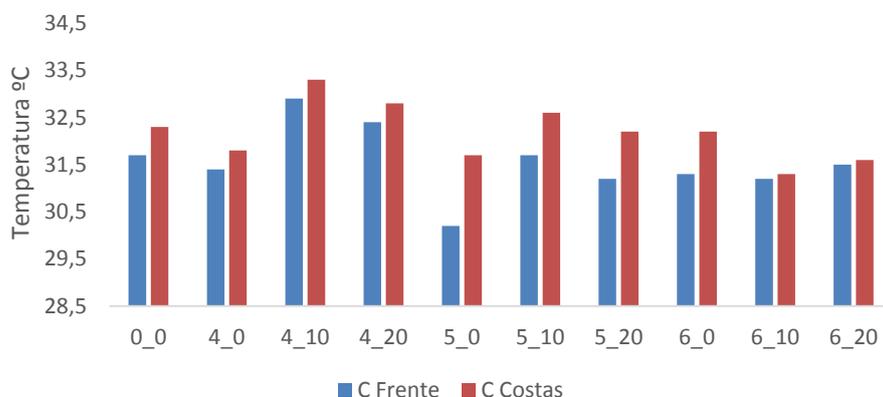


Figura 126 Temperatura média para o sujeito C para as diferentes velocidades e cargas (V\_C, Velocidade em km/h\_Carga em % PC).

### Temperatura média à superfície Sujeito D

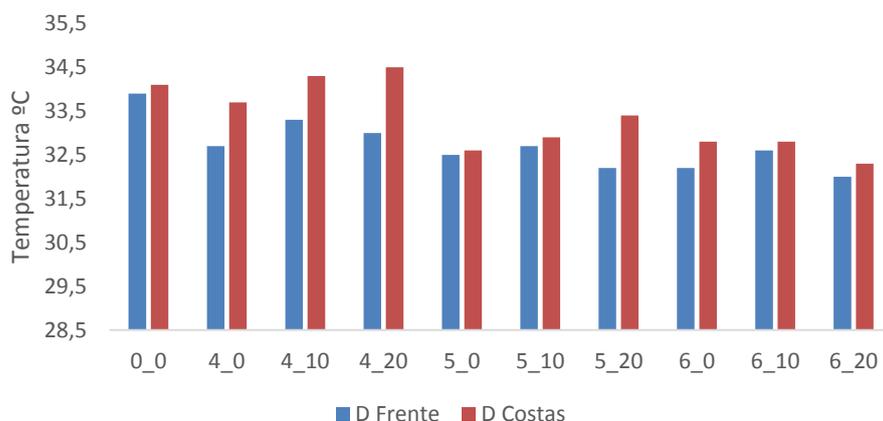


Figura 127 Temperatura média para o sujeito D para as diferentes velocidades e cargas (V\_C, Velocidade em km/h\_Carga em % PC).

Da observação do ponto 0\_0, zero velocidade e zero carga, pode-se concluir que a temperatura medida em repouso foi idêntica nas costas e no peito. Observando os gráficos anteriores pôde-se concluir que a temperatura medida após o exercício foi mais baixa que a temperatura inicial (em repouso).

Após a marcha a temperatura medida nas costas foi mais elevada que a temperatura medida no peito.

Para a velocidade de 4 e 5 km/h a temperatura medida aumentou com a carga. Para 6 km/h esta conclusão já não foi válida, dependendo de sujeito para sujeito.

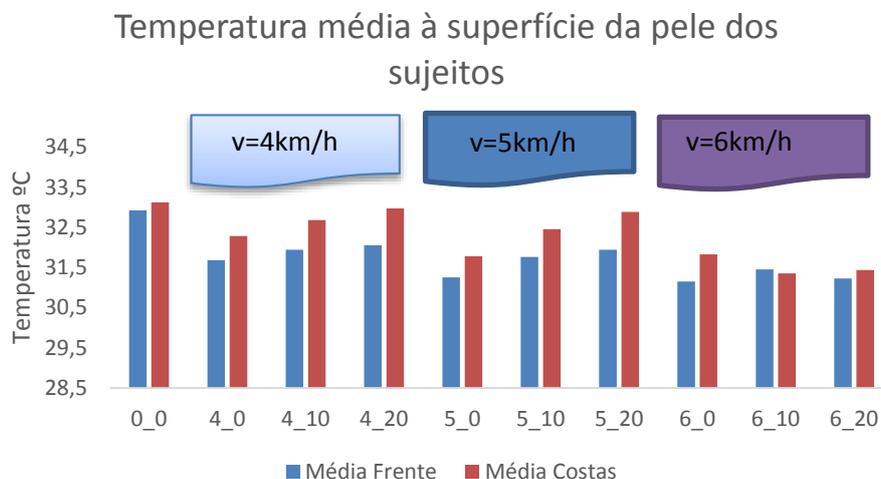


Figura 128 Temperatura média para a média dos sujeitos para as diferentes velocidades e cargas (V\_C, Velocidade em km/h\_Carga em % PC), agrupados por velocidade.

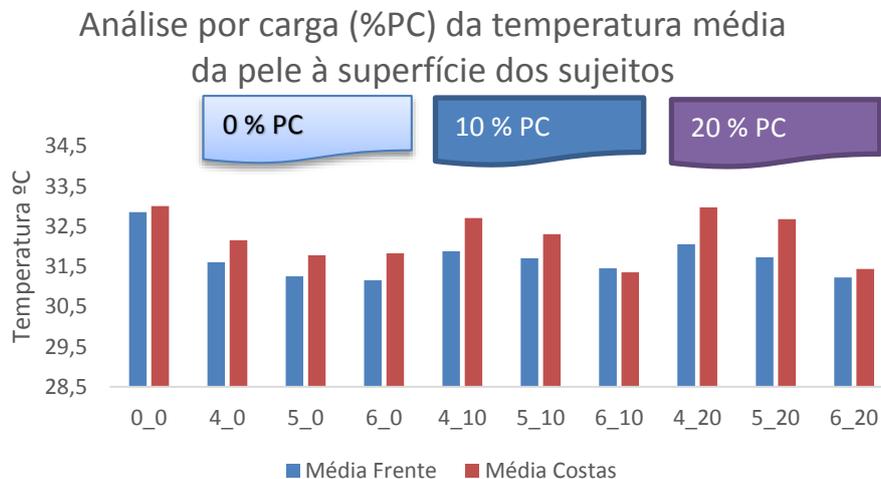


Figura 129 Temperatura média para a média dos sujeitos para as diferentes velocidades e cargas (V\_C, Velocidade em km/h\_Carga em % PC), agrupados por carga.

Observando os gráficos das médias das temperatura, observamos que para 4 e 5 km/h a temperatura medida nas costas foi superior à temperatura medida no peito. A temperatura medida aumentou com o aumento da carga. Para 6 km/h a temperatura medida permanece constante com o aumento da carga.

Efetuada a análise por % PC pôde-se concluir que a temperatura medida diminuiu com o aumento da velocidade para todas as % PC.

Analisando a influência parcial de cada parâmetro na temperatura registada nas costas dos sujeitos concluímos que as diferenças entre sujeitos são responsáveis por 50 % (p=0,000) dessa diferença, a carga é responsável por 6% (p=0,064), a velocidade por 10 % (p= 0,011) e causas não analisadas por 25 %.

Tabela 67 Teste de efeitos entre sujeitos na variação da temperatura das costas para o parâmetro carga e velocidade analisado simultaneamente

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	22,757 <sup>a</sup>	8	2,845	9,505	,000
Intercetar	31234,101	1	31234,101	104361,749	,000
Sujeito	15,368	4	3,842	12,837	,000
Carga	1,827	2	,913	3,052	,064
Velocidade	3,232	2	1,616	5,399	,011
Erro	7,781	26	,299		
Total	36468,210	35			
Total corrigido	30,539	34			

Na termografia imagens de costas só foi possível construir um grupo homogêneo para a carga (não há diferenças significativas). Foram construídos dois grupos homogêneos para a velocidade, havendo diferenças significativas entre o grupo de 6 km/h e o grupo com 4 e 5 km/h.

Tabela 68 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação da temperatura das costas para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
0	13	31,9846153846
10	11	32,3545454545
20	11	32,5090909091
Sig.		,072

Tabela 69 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação da temperatura das costas para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo	
		1	2
6	9	31,5888888889	
5	13		32,4076923077
4	13		32,5923076923
Sig.		1,000	,705

Efetuada idêntica análise para a temperatura no peito verifica-se que as diferenças entre sujeitos representam 50 % ( $p=0,000$ ) das diferenças observadas, a velocidade representa 10 % ( $p=0,104$ ), a carga contribui com 4 % ( $p=0,242$ ) e outras causas com 38%.

Tabela 70 Teste de efeitos entre sujeitos na variação da temperatura do peito para o parâmetro carga e velocidade analisado simultaneamente

Source	Type III Soma dos quadrados	df	Média quadrática	F	Sig.
Modelo corrigido	18,518 <sup>a</sup>	8	2,315	6,250	,000
Intercetar	35233,254	1	35233,254	95129,777	,000
Sujeito	14,921	4	3,730	10,072	,000
Carga	1,101	2	,551	1,487	,242
Velocidade	1,806	2	,903	2,438	,104
Erro	11,481	31	,370		
Total	40041,950	40			
Total corrigido	30,000	39			

Na termografia imagens de frente (peito) só foi possível construir um grupo homogêneo para a carga (não há diferenças significativas). Foram construídos dois grupos homogêneos para a velocidade.

Tabela 71 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação da temperatura do peito para a carga

Carga	N	Subgrupo
		1
0	13	31,3846153846
10	14	31,7357142857
20	13	31,7538461538
Sig.		,275

Tabela 72 Subgrupos homogêneos, Tukey HSD, na variação da temperatura do peito para a velocidade

Velocidade	N	Subgrupo	
		1	2
6	12	31,2750000000	
5	14	31,6785714286	31,6785714286
4	14		31,8785714286
Sig.		,218	,678

Do gráfico da Figura 129 parece haver um efeito da carga na temperatura. Não se conseguiu comprovar que tal efeito fosse estatisticamente significativo (a 5% de significância) embora no caso da temperatura das costas o valor de prova associado à carga seja baixo ( $p=0,062$ ).

Tal como previsto na literatura a temperatura da pele tende a diminuir no início de exercício dependendo o seu valor da duração e intensidade da atividade (Fernandes et al., 2012; Rocha et al., 2013). Também se verificou que não existiu uma resposta homogênea na temperatura da pele entre as diferentes regiões corporais. A temperatura tendeu a aumentar nas regiões musculares ativas do exercício quando este for mantido com intensidade constante ou duração média tal como previsto por Fernandes (Fernandes et al., 2012).

## **CAPÍTULO V. Conclusões e perspectivas futuras**

Neste capítulo expõem-se as conclusões obtidas ao analisar a marcha com as várias técnicas, mencionando aspetos comuns e aspetos distintos entre as várias técnicas. Finalmente serão apresentadas algumas linhas de investigação futuras que foram surgindo durante a realização desta tese.

A exposição das conclusões está organizada das conclusões gerais para as conclusões específicas. As conclusões gerais estão relacionadas com a metodologia e particularidades durante a realização dos ensaios. As conclusões específicas são apresentadas a partir dos resultados individualizados e sua discussão

### **1. Conclusões gerais:**

A análise dos hábitos das crianças no transporte de cargas (material escolar) de e para a escola decorreu somente na zona urbana da cidade de Bragança. Nesta cidade uma percentagem superior a 10% das crianças transporta mais de 10% de PC. Esta situação não se alterou com o passar dos anos (5 anos) nem com a introdução massiva nas escolas das tecnologias de informação (programa “Magalhães”, internet de alta velocidade, internet sem fios, etc.).

Todas as técnicas utilizadas neste estudo para a análise da marcha são uteis e permitem analisar detalhes específicos. Não utilizar umas das técnicas significaria perder algum detalhe análise da marcha que nos propúnhamos estudar. Assim foi possível compreender melhor as alterações ao padrão normal da marcha.

As técnicas cinemáticas utilizadas neste trabalho já estão tecnologicamente desatualizadas. No entanto continuam válidas neste contexto pois permitem com baixo custo determinar os principais parâmetros do movimento bem como entender todas as fases do processo. A utilização de imagens no plano sagital simplificou o trabalho de digitalização sem perda de informação relevante dado que a carga é simétrica relativamente a este plano.

O estudo eletromiográfico permitiu comparar várias situações de velocidade e carga verificando para cada situação e de entre as zonas analisadas os grupos musculares mais solicitados.

O estudo metabólico permitiu estimar os custos energéticos comparados da velocidade e da carga durante o transporte de mesma. Neste parâmetro verifica-se uma dependência muito grande com a velocidade e menor dependência com a carga.

Com a termografia foi possível avaliar a variação da temperatura com a velocidade e com a carga. Verificou-se que a existência de qualquer roupa na proximidade da zona a medir impedia a obtenção de dados fiáveis. A elevada percentagem de gordura corporal impedia, igualmente, a obtenção de dados fiáveis.

## 2. Conclusões específicas:

### ✓ ***A PERCENTAGEM DE PC É ELEVADA? SIM OU NÃO? EM 2008 E 2013?***

A primeira conclusão desta tese foi que tanto em 2008 como em 2013 as crianças da cidade de Bragança transportaram uma carga de e para a escola que em percentagem de Peso Corporal (% PC) é elevada. A % PC transportada pelas crianças não evoluiu favoravelmente entre 2008 e 2013 apesar da introdução massiva das tecnologias de informação e do grande investimento nos equipamentos escolares, nomeadamente na criação de edifícios de raiz, os chamados “centros escolares” ou renovação do parque escolar existente. Pareceu não existir uma “cultura” de disponibilização e utilização dos cacifos para guardar material escolar, os alunos necessitaram frequentemente dos livros e cadernos para a realização dos “trabalhos de casa”, vulgarmente designados de “TPC” o que os obriga a transporta-los pela cidade. Não menos importante a grande quantidade de livros por disciplina que o aluno tem que transportar, com um peso relativo bastante elevado devido ao tipo de impressão, impressão a cores e de elevada qualidade com papel do tipo “papel *couché* brilhante”, contribuíram para o elevado valor da carga transportada diariamente.

### ✓ ***A CINEMATICA DA MARCHA ALTERA-SE COM A CARGA? SIM OU NÃO?***

A cinemática da marcha sofreu alterações com o transporte de carga. A alteração não foi idêntica em todos os parâmetros analisados. Em alguns parâmetros houve uma evolução com o aumento da carga noutros houve uma inversão quando se passa da carga de 10% PC para 20% PC.

Quando analisada em conjugação com o fator velocidade esta dependência é ainda mais evidente.

✓ ***A EMG DA MARCHA ALTERA-SE COM A CARGA? SIM OU NÃO?***

O aumento do valor RMS do sinal EMG com a carga não foi sempre evidente. No entanto houve aumento quando se passou de 0% PC para o transporte de carga (10% ou 20% PC). A medida RMS do sinal EMG aumentou sempre com a velocidade.

✓ ***O CUSTO METABÓLICO DA MARCHA ALTERA-SE COM A CARGA? SIM OU NÃO?***

O custo metabólico da marcha alterou-se com a carga. O consumo foi quase constante com a carga a velocidades baixas, aumentando com a carga para velocidade média (5 km/h) e a 6 km/h atingiu um máximo com 10% PC, mantendo-se este valor para 20% PC. Foi evidente o aumento do custo metabólico com o aumento da velocidade para qualquer das cargas analisadas.

✓ ***TERMOGRAFIA DA MARCHA ALTERA-SE COM A CARGA? SIM OU NÃO?***

A temperatura medida na superfície cutânea aumenta com o aumento da carga para as velocidades de 4 e 5 km/h. Para 6 km/h não se verifica o aumento da temperatura medida na superfície cutânea com o aumento a carga.

A temperatura medida na superfície cutânea diminui com o aumento da velocidade para todas as % PC.

***Resumindo: há alterações biofísicas com a mochila sim ou não?***

Pode-se afirmar que o transporte de mochila colocada às costas e suportada por ambas as alças na cintura escapular tem repercussões biofísicas nas crianças pré pubertárias.

A carga máxima transportada deve ser sempre inferior a 20% PC. Quando o aluno tem que transportar a carga rapidamente (velocidades próximas dos 6 km/h) e por uma distância, ainda que pequena, por exemplo 200 m, então a carga não deve ser superior a 10% PC.

### Perspetivas futuras

Da observação de todas as crianças que participaram neste trabalho, ainda que não tenha sido registado, pode-se concluir que há uma grande variação na marcha das crianças de acordo com os seus hábitos quotidianos. Seria interessante tipificar estes grupos.

Outra linha de investigação será comparar, usando termografia, a influência nas imagens registadas da gordura corporal. Para esse efeito usar dois grupos: um com percentagem de gordura corporal inferior a 20% e outro com percentagem de gordura corporal superior e 25%.

O uso de mochilas “bilaterais”, do tipo direito/esquerdo ou frente/dorso, apresenta vantagens porque diminui os desequilíbrios posturais. Seria interessante comparar este tipo de mochila com as utilizadas nesta tese.

## 1. Conclusions and future perspectives

This chapter presents the findings obtained by analyzing the gait with the various techniques, mentioning common and different aspects between various techniques. Finally some future lines of inquiry which have arisen during the realization of this thesis will be presented.

The presentation of conclusions is organized in order from general conclusions related to the methodology and characteristics during the tests, then presents the specific findings from the individual results and their discussion.

### **Overall findings:**

The analysis of the children habits in material transportation (school supplies) to and from the school, took place only in the urban area of Bragança city. In this city more than 10% of children carries over 10% of PC. This situation has not changed over the last years (5 years) or with the massive introduction in schools of information technologies ("Magalhães" program, high speed internet, wireless internet, etc..).

### **Specific findings:**

#### **\* THE % of BW IS HIGH? YES OR NO? IN 2008 AND 2013?**

The first conclusion of this thesis was that in both 2008 and 2013 the children of Bragança city transported a load to and from school who in percentage of body weight (% BW) is high.

The % BW carried by children does not developed favorably between 2008 and 2013 despite the massive introduction of information technologies and the huge investment in school facilities, including the creation of new buildings, so-called "educational centers" or renewal of existing school facilities.

Seems to be no "culture" of availability and use of lockers store to school supplies, students often needed books and notebooks to do the "homework", which requires the transport around the city. Not least, the large quantity of books per subject that the student has to carry, with a very high relative weight due to the type of printing, color printing, high quality paper with "bright couche paper", contributed to the high weight of load carried daily.

#### **\* THE GAIT KINEMATICS CHANGES WITH THE LOAD? YES OR NO?**

The gait kinematics changed with load transportation. The change was not identical in all analyzed parameters. In some parameters, there was an increasing with increasing load in other was a decreasing when load moving from 10% to 20 % BW. When analyzed combined with speed factor this dependence is even more evident.

**\* EMG SIGNAL IS MODIFIED BY GAIT WITH LOAD? YES OR NO?**

The increase in the RMS value of EMG signal with the load carried isn't always evident. However, EMG signal increased when load increased from 0% BW to 10% or 20% BW. The RMS value of the EMG signal always increased with speed.

**\* THE METABOLIC COST IS MODIFIED BY THE GAIT WITH LOAD? YES OR NO?**

The metabolic cost of gait has changed with the load. Consumption was almost constant with load at low speeds, by increasing the load to medium speed (5 km / h), and 6 km / h reached a maximum at 10% BW, maintaining this value for 20% BW. It was evident the increase in the metabolic cost when increased speed for any load analyzed.

**\* GAIT THERMOGRAPHY HAS CHANGES WITH A LOAD? YES OR NO?**

The temperature measured on the skin surface increases with increasing load for velocities of 4 and 5 km / h. At 6 km / h wasn't verifiable the increase in skin surface temperature measured with increasing load.

The temperature measured on the skin surface decreases with increasing speed for all % BW.

**Overview: There biophysical changes with backpack yes or no?**

Can be affirmed that the transport of a bag "backpack" supported by both handles on the shoulder and supported by scapular girdle has biophysical effects in pre-puberty children.

The maximum load carried should always be less than 20% PC. When the student must carry the load quickly and for some distance, even a small distance, for example 200 m, so the load should not exceed 10% BW.

**Future perspectives**

Observation of all children who participated in this study, although it has not been registered, it can be concluded that there is great variation in the gait pattern of children according to their

everyday customs. It would be interesting to investigate the relationship between everyday habits and changes in gait patterns.

Another line of research is to compare, using thermography, the influence on recorded images of body fat. For this purpose it's recommended the use of two groups: one with fat percentage less than 20% and others with higher body fat, 25% for instance.

The use of "bilateral" backpacks, right / left or front / back type has advantages because it reduces postural imbalances. It would be interesting to compare this type of backpack with those used in this thesis.



## 2. Conclusiones y perspectivas futuras

Este capítulo presenta los resultados obtenidos mediante el análisis de la marcha con las diversas técnicas, citando aspectos comunes y diferentes aspectos de las diversas técnicas. Finalmente se presentarán algunas líneas futuras de investigación que surgió durante la ejecución de la presente tesis.

La exposición de las conclusiones se organiza con el fin de las conclusiones generales en relación con la metodología y las características en las pruebas, a continuación se presentan los resultados específicos de los resultados individuales y su discusión.

### **Conclusiones generales:**

El análisis de los hábitos de los niños en el transporte de carga (material escolar) hacia y desde la escuela tuvo lugar sólo en el área urbana de la ciudad de Bragança. En esta ciudad más de 10% de los niños lleva más de 10% de peso corporal (PC). Esta situación no ha cambiado en los últimos años (5 años) ni con la introducción masiva en las escuelas de tecnología de la información (Programa "Magalhães", Internet de alta velocidad, conexión inalámbrica a Internet, etc.).

Todas las técnicas utilizadas en este estudio para el análisis de la marcha son útiles y nos permiten analizar detalles específicos. No utilizar una de las técnicas significaría perder algún detalle de análisis de la marcha que propusimos en el estudio. Por lo tanto, fue posible entender mejor los cambios en el patrón de marcha normal.

Las técnicas cinematográficas utilizadas en este trabajo ya están tecnológicamente desactualizados. Sin embargo sigue siendo válida en este contexto, ya que permiten con bajo costo determinar los principales parámetros de movimiento, así como comprender todas las etapas del proceso. El uso de imágenes en el plano sagital simplifica el trabajo de exploración sin pérdida de información relevante ya que la carga es simétrica con respecto a este plan.

El estudio electromiográfico nos permitió comparar diversas situaciones de velocidad y de carga y comprobando para cada situación e de entre las zonas analizadas los distintos grupos musculares más solicitados.

El estudio metabólico permitió estimar los costos energéticos en referencia a de la velocidad y a la carga durante su transporte. En este parámetro, hay una gran dependencia de la velocidad y una menor dependencia de la carga.

Con la termografía fue posible evaluar la variación de temperatura con la velocidad y con la carga. Se encontró que la existencia de cualquier prenda de vestir en las proximidades de la zona de medición excluida la obtención de datos fiables. El alto porcentaje de grasa corporal también impidió la obtención de datos fiables.

### **Conclusiones específicas:**

#### **\* ¿LA PORCENTAJE DE PC ES ALTO? ¿SÍ O NO? ¿EN 2008 E EN 2013?**

La primera conclusión de esta tesis es que tanto en 2008 como en 2013, los niños de la ciudad de Bragança transportan carga hacia y desde la escuela como un porcentaje del peso corporal (% PC) es alta. El % PC llevado por los niños no evolucionaron favorablemente entre 2008 y 2013 a pesar de la introducción masiva de tecnologías de la información y la enorme inversión en instalaciones de la escuela, incluyendo la creación de edificios a partir de cero, los llamados "centros escolares" o renovación de instalaciones escolares ya existentes.

Parece que no existe una "cultura" de disponibilidad y uso de los armarios para guardar materiales escolares, los estudiantes necesitan a menudo de libros y cuadernos para lograr la "deberes", comúnmente llamado "TPC", que les obliga a su transporte por la ciudad. No menos importante la gran cantidad de libros por tema que el estudiante ha de llevar, con un alto peso relativo debido al tipo de impresión, la impresión en color, papel de alta calidad tipo de "papel satinado brillante", contribuyó al alta valor de carga que se lleva diariamente.

#### **\* ¿LA CINEMÁTICA DE LA MARCHA CAMBIA CON LA CARGA? SÍ O NO?**

La cinemática de la marcha se ha alterado con el transporte con carga. La modificación no fue idéntica en todos los parámetros analizados. En algunos parámetros hubo una tendencia positiva con el aumento de la carga en otros fue negativa al pasar de carga de 10% a 20% de PC.

Cuando se analizan en conjunto con el factor de velocidad esta dependencia es aún más evidente.

**\* ¿EL EMG DE LA MARCHA SE MODIFICA CON UNA CARGA? ¿SÍ O NO?**

El aumento en el valor RMS de la señal EMG con la carga no es siempre evidente. Sin embargo, se produjo un aumento cuando la carga aumentó de 0% PC para el transporte de carga (10% o 20% de PC). La medida RMS de la señal EMG siempre aumenta con la velocidad.

**\* ¿EL COSTO METABÓLICO DE LA MARCHA SE MODIFICA CON LA CARGA? ¿SÍ O NO?**

El costo metabólico de caminar sufre cambios con la carga. El consumo fue casi constante con carga a bajas velocidades mediante el aumento de la carga a velocidad media de 5 km / h, y velocidad de 6 km / h se alcanzó un máximo a 10% de PC, hubo mantenimiento de este valor para 20% de PC. Fue evidente el aumento en el coste metabólico con aumento de la velocidad para cualquier una de las cargas analizadas.

**\* ¿LA TERMOGRAFÍA DE LA MARCHA SE MODIFICA CON LA CARGA? ¿SÍ O NO?**

La temperatura medida en la superficie de la piel aumenta con el aumento de la carga para las velocidades de 4 y 5 km / h. Para 6 km/h no hay el aumento de la temperatura de la superficie de la piel medido con el aumento de carga.

La temperatura medida en la superficie de la piel disminuye con el aumento de velocidad para todos los % de PC.

**En resumen: ¿hay cambios biofísicos con mochila sí o no?**

Se puede afirmar que el transporte de una mochila escolar coloca en la espalda y con el apoyo de las dos asas en la cintura escapular tiene efectos biofísicos en los niños prepuberales.

La carga máxima siempre debe ser inferior a 20% de PC. Cuando el estudiante tiene que llevar la carga de forma rápida y en una distancia, aunque sea pequeña, por ejemplo, 200 m, la carga no debe superar el 10% de PC.

**Las perspectivas de futuro**

La observación de todos los niños que participaron en este estudio, a pesar de que no ha sido registrado, se puede concluir que existe una gran variación en el modo de andar de los niños de acuerdo a sus hábitos diarios. Sería interesante investigar la relación de sus hábitos diarios con el transporte de carga.

Otra línea de investigación es comparar, utilizando la termografía, la influencia de la grasa corporal en las imágenes grabadas. Para este fin utiliza dos grupos: uno con porcentaje de grasa corporal inferior al 20% y otros con un mayor porcentaje de grasa por ejemplo con 25%.

El uso de mochilas "bilaterales", derecha / izquierda o delantero / trasero tiene ventajas, ya que reduce los desequilibrios posturales. Sería interesante comparar este tipo de mochila con los utilizados en esta tesis.

## CAPÍTULO VI.

### Bibliografia

Ak, E. & Piazza, S.J., 2009. Methodology for investigating the use of the arms in fall recovery. In Emin Ergen, B.Ü.R.G., ed. *Vith EUROPEAN SPORTS MEDICINE CONGRESS*. Antalya/Turkey, 2009.

Allard, P., Stokes, I.A.F. & Blanchi, J.P., 1995. *Three Dimensionl Analysis of Human Movement*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Almeida, F.L.d., 2009. *Eletromiografia de Superfície dos Músculos Masseter e Temporal em sujeitos com bruxismo*. Santa Maria, RS, Brasil: Universidade Federal de Santa Maria.

Amadio, A., 1989. *Fundamentos da Biomecânica do Esporte. Considerações sobre a Análise Cinética e Aspectos Neuro-musculares do Movimento*. S. Paulo: Universidade de S. Paulo.

Amadio, A.C., 1996. *Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica: EEFUSP.

Amadio, A.C. & Barbanti, V.J., 2000. *A Biodinâmica do movimento humano e suas relações*. Estação Liberdade ed. São Paulo: Estação Liberdade.

Amadio, A.C. et al., 1999. Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano: Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, pp.41-54.

Amadio, A.C. & Serrão, J.C., 2007. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Rev. bras. Educ. Fís. Esp. [online]*, dez. pp.61-85.

Ariens, G., Van Mechelen, W., Kemper, H. & Twisk, J., 1997. The longitudinal development of running economy in males and females aged between 13 and 27 years: the Amsterdam growth study. *European Journal of Physiology*, pp.214-20.

Astrand, P.-O., 1952. Experimental Studies of Physical Working Capacity in Relation to Sex and Age. Copenhagen, Danmark: Ejnar Munksgaard. pp.1-171.

Baker, J., 2003. Early Specialization in Youth Sport: a requirement for adult expertise? *High Ability Studies*, Junho. pp.85-94.

Baker, J., Cobley, S. & Fraser-Thomas, J., 2009. What do we know about early sport specialization? Not much! *High Ability Studies*, pp.77-89.

Baker, J. & Côté, J., 2006. *Shifting training requirements during athlete development: Deliberate practice, deliberate play and other sport involvement in the acquisition of sport expertise*. Oxford, UK: Meyer & Meyer Sport.

Barbosa, T., 2004. *Introdução à Biomecânica*. Bragança: Instituto Politécnico de Bragança.

Barbosa, T., 2010. *Introdução à Biomecânica*. Bragança: Instituto Politécnico de Bragança.

Baumann, W., 1995. Métodos de medição e campos de aplicação da Biomecânica: estado da arte e perspectivas. *VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*.

Beck, R. et al., 1981. Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg*.

Bezerra, E., Estrázulas, J. & Iamut, M., 2006. Análise do andar em crianças transportando mochila do tipo duas alças por 15 minutos. *Revista Brasileira Educação Física Esporte*, pp.377-.

Biswas, D., Lenka, P., Roy, S. & Kumar, R., 2011. Study on Gait Efficiency and Energy Cost of Below Knee Amputees After Therapeutic Practices. *Online Journal of Health and Allied Sciences*.

Biswas, D., Roy, S., Lenka, P. & R., K., 2010. Energy Cost and Gait Efficiency of Below-Knee Amputee and Normal Subject with Similar Physical Parameters & Quality of Life: A Comparative Case Study. *Online Journal of Health and Allied Sciences*.

b-on, 2004. *Biblioteca do Conhecimento On-line (b-on)*. [Online] Available at: [www.b-on.pt](http://www.b-on.pt) [Accessed 2013].

Bouchard, C. et al., 1999. Familial aggregation of VO<sub>2</sub> max response to exercise training: results from the HERITAGE Family Study. *J Appl Physiol*, 1 Setembro. pp.1003-08.

Bouchard, C., Dionne, F.T., Simoneau, J.A. & Boulay, M.R., 1992. Genetics of aerobic and anaerobic performances. *Exerc Sport Sci Rev*, pp.27-58.

Brackley, H.M., Stevenson, J.M. & Selinger, J.C., 2009. Effect of backpack load placement on posture and spinal curvature in prepubescent children. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*, pp.351-60.

Brandão, S.M.E.d.S., 2009. *Análise cinemática do erro de reconstrução de um volume de calibração para análise 3D em natação*. Seminário 5º ano. Porto: FEUP Universidade do Porto.

Brånemark, P.-I., Fagerberg, S.-E., Langer, L. & Säve-Söderbergh, J., 1967. Infrared thermography in diabetes mellitus a preliminary study. *Diabetologia*, pp.529-32.

Brito, J.P.R.G.M.d., 2006. *DETERMINAÇÃO DO DISPÊNDIO ENERGÉTICO NA MARCHA EM PERCURSO NA NATUREZA*. LLEIDA: UNIVERSITAT DE LLEIDA. TESI DOCTORAL.

Bruniera, C.A.V. & Amadio, A.C., 1993. Análise da força de reação do solo para o andar e correr com adultos normais do sexo masculino durante a fase de apoio. pp.19-24.

Carty, H., 1998. Children's sports injuries. *European Journal of Radiology*, pp.163-76.

Carvalho, L.A.P.d., 2004. *ANÁLISE CINEMÁTICA DO PERFIL DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE O TRANSPORTE DE MOCHILA ESCOLAR*. Curitiba: Universidade Federal do Paraná.

Carvalho, L.A.P.d., 2004. *Análise Cinemática do Perfil da Coluna Vertebral Durante o Transporte de Mochila Escolar*. Curitiba: Universidade Federal do Paraná.

Cavanagh, P.R. & Kram, R., 1985. Mechanical and muscular factors affecting efficiency of human movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, pp.326-31.

Censi, L., Toti, E., Pastore, G. & Ferro-Luzzi, A., 1998. The basal metabolic rate and energy cost of standardised walking of short and tall men. *European Journal of Clinical Nutrition*, pp.441-46.

Chong, C., 2007. *odec*. [Online] Available at: <http://www.odec.ca/projects/2007/chon7c2/> [Accessed 26 November 2013].

Chow, D.H.-K., Hin, C.K.-F., Ou, D. & Lai, A., 2011. International Journal of Industrial Ergonomics. *Carry-over effects of backpack carriage on trunk posture and repositioning ability*, pp.530-35.

Chow, D.H.K., Ou, Z.Y., Wang, X.G. & Lai, &A., 1010. Short-term effects of backpack load placement on spine deformation and repositioning error in schoolchildren. *Ergonomics*, pp.56-64.

clinicaprotrauma, 1992. *Clínica PRÓ-TRAUMA Ortopedia e Traumatologia*. [Online] Available at: <http://www.clinicaprotrauma.com.br/clinica.htm> [Accessed 3 Agosto 2011].

Coelho, F.G.d.M. & Arantes, L.M., 2005. *Análise Biomecânica da Marcha em Idosas Praticantes de Musculação do Projeto AFRID*. Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Educação Física.

Conceição, A. et al., 2014. Neuromuscular Fatigue During 200 M Breaststroke. *Journal of Sports of Science and Medicine*, 13, pp.200-10.

Correia, p.P., Mil-Homens, P. & Veloso, A., 1993. *Electromiografia. Fundamentação Fisiológica. Métodos de Recolha e Processamento. Aplicações Cinesiológicas*. Lisboa: Edições da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa.

Correia, P.P., Santos, P.M.-H., Veloso, A. & Cabri, J., 1998. Estudo da Função Neuro Muscular com Recurso à Electromiografia: Desenvolvimento e fundamentos de um sistema de recolha e processamento e estudo realizados. *EPISTEME*.

Costa, P., 2000. *Aspectos Biomecânicos da Locomoção Infantil: Grandezas Cinéticas no Andar e no Correr*. Universidade de São Paulo, Escola De Educação Física e Esporte, São paulo: Tese de Doutoramento.

Cristopoliski, F., 2006. *Efeito do treinamento de exercicios de flexibilidade sobre a marcha de idosas*. Curitiba: Universidade Federal do Paraná.

Dalton, S.E., 1992. Overuse injuries in adolescent athletes. *Sports medicine*, pp.58-70.

DE Luca, C.J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, pp.v.24, n.1, p. 54-59.

De Luca, C.J., 2002. *Surface Eleromyography: Detection and Recording*. DelSys Incorporated.

De Luca, C.J., 2006. Electromyography. In *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. John Wiley & Sons, Inc. pp.98-109.

Denadai, B.S., 1995. Consumo máximo de oxigenio: Factores determinantes e limitantes. *Revista Brasileira de Actividade Física e Saúde*, pp.85-94.

Eckert, H.M., 1993. *Desenvolvimento motor*. São Paulo: Manole 3. Ed.

ElDeeb, A.M. & Khodair, A.S., 2014. Three-dimensional analysis of gait in postmenopausal women with low bone mineral density. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11 April.

Estrázulas, J.A. et al., 2007. Análise do andar em crianças transportando mochila do tipo duas alças por 15 min. In UNESP, ed. *XII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Rio Claro, SP, 2007. UNESP.

Estrázulas, J.A. et al., 2005. *Características biomecânicas da marcha em crianças, adultos e idosos*. [Online].

Estrázulas, J.A. et al., 2009. *Características biomecânicas da marcha em crianças, adultos e idosos*. [http://www.efdeportes.com/] Available at: <http://www.efdeportes.com/efd88/biom.htm> [Accessed 14 April 2014].

European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions, 2007. *Managing musculoskeletal disorders*. [Online] Available at: [www.eurofound.europa.eu](http://www.eurofound.europa.eu) [Accessed 2013].

Farley, C.T..M.T.A., 1992. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *Journal of Applied Physiology*, pp.2709-12.

Ferla, A., Silva, A.M.T. & Correa, E.C.R., 2008. Atividade eletromiográfica dos músculos temporal anterior e masseter em crianças respiradoras bucais e em respiradoras nasais. *Rev Bras Otorrinolaringol*, pp.v.74, n.4, p.588-95.

Fernandes, A.A. et al., 2012. Avaliação da temperatura da pele durante o exercício através da termografia infravermelha: uma revisão sistemática. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, pp.113-17.

Ferreira, M.I. et al., 2012. Analysis of the determinant kinematical parameters for performance in the 200-m freestyle swimming event. *Motriz: Revista de Educação Física*, 18 (2), pp.366-77.

Figueiredo, P., Barbosa, T.M., Vilas-Boas, J.P. & Fernandes, R.J., 2012. Energy cost and body centre of mass' 3D intracycle velocity variation in swimming. *EUROPEAN JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY*, 112 (9), pp.3319-26.

Fishing, F., 2012. *Fly Fishing*. [Online] Available at: <http://www.flyfishinginsidernewsletter.com/111410/> [Accessed November 2013].

Flir, 2010. *Manual do utilizador*. Flir, USA.

Foundation, G.R., 2012. <http://www.oandplibrary.org/>. [Online] [Accessed 2012].

Gonçalves, A. et al., 2013. A Termografia Aplicada à Análise de Transporte de Cargas Assimétricas em Jovens Adultos. In IPB, ed. *Encontro de Jovens Investigadores 2013*. Bragança, 2013.

Gregorczyka, K.N. et al., 2010. Effects of a lower-body exoskeleton device on metabolic cost and gait biomechanics during load carriage. *Ergonomics*, pp.1263-75.

Grimmer, K. et al., 2002. Adolescent standing postural response to backpack loads: A randomized controlled experimental study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, p.10.

Grimmer, K. & Williams, M.e.G.T., 1999. The associations between adolescent head-on-neck, posture, backpack weight, and anthropometric features. *Spine*, 24. pp. 2262-2267.

Grimmer, K., Williams, M. & Gill, T., 1999. High School Students and Backpacks: Across-Sectional Study. Ed. *University of South Australia*.

Hall, S.J., 2005. *Biomecânica Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara.

Hatze, H., 1974. The meaning of the term biomechanics. pp.189–90.

Hay, J.G., 1978. *The biomechanics of sports techniques*. Prentice-Hall (Englewood Cliffs, N.J.).

Heglund, N.C..T.C.R., 1988. Speed, stride frequency and energy cost per stride: how do they change with body size and gait? *Journal of Experimental Biology*, pp.301-18.

Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, pp.10 361–374.

Hong, Y. & Brueggemann, G.-P., 2000. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait and Posture*, pp.254-59.

Hong, Y. & Cheng, C., 2003. Gait and posture response to backpack load during level walking in children. *Gait and Posture*, pp.28-33.

Hong, Y., Li, J.X., Wong, A.S.K. & Robinson, P.D., 1998. Weight of schoolbags and the metabolic strain created in children. *Journal of Human Movement Studies*, pp.187-200.

Hong, Y., Li, J.X., Wong, A.S.K. & Robinson, P.D., 1998. Weight of schoolbags and the metabolic strain created in children. *Journal of Human Movement Studies*, pp.187-200.

Hong, Y., Li, J.X., Wong, A.S.K. & Robinson, P.D., 2000. Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure in children. *Ergonomics*, pp.717-27.

Hong, Y., Li, J., Wong, A. & Robinson, P.D., 2000. Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure in children. pp.717-27.

Hoyt, D.F..T.C.R., 1981. Gait and the energetics of locomotion. *Nature*, pp.239-40.

International Labour Organization, O., 1988. *Maximum Weights in Load Lifting and Carrying. Occupational Safety and Health Series 59*. Geneva: International Labour Organization.

Jesus, K.d., 2008. *Análise das variações intercíclicas da velocidade horizontal do centro de gravidade ao longo da distância dos 100 m mariposa. Estudo realizado em três variantes de velocidade*. Porto, Porto, Portugal. Tese de Mestrado.

Joel, A. & Delisa, M.D., 1998. *Gait Analysis in the Science of Rehabilitation*. Department of Veterans Affairs - Veterans Health Administration.

Johnson, J.M., Rowell, o.B., Niederberg, M. & Eisman, M.M., 1974. Human Splanchnic and Forearm Vasoconstrictor Responses to Reductions of Right Atrial and Aortic Pressures. *Circulation Research*, pp.515-24.

Junior, J.R.V., 2006. *A Eficácia da reeducação postural global através do reequilíbrio funcional corporal (RPG/RFC) na correção postural e no reequilíbrio muscular*. BRASÍLIA. Dissertação de Mestrado.

Junior, C.M.P. & Heckmann, M., 2002. *Distúrbios da Postura, Marcha e Quedas in Tratado de Geriatria e Gerontologia*. Editora Guanabara-Koogan.

Kinoshita, H., 1985. Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics*, pp.1347-62.

Kinovea Free Software Foundation, Inc, 1989. *kinovea*. [Online] Available at: <http://www.kinovea.org/>.

Klavdianos, A.C.D. & Gonçalves, C.A., 1997. Forças de reacção do solo durante o caminhar em crianças da faixa etária de 4 a 10 anos. pp.347-51.

Konrad, P., 2005. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA.

Krahenbuhl, G.S. & Williams, T.J., 1992. Running economy: changes with age during childhood and adolescence. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. pp.462-66.

Lai, J.P. & Jones, A.Y., 2001. The effect of shoulder-girdle loading by a school bag on lung volumes in Chinese primary school children. *Early Human Development*, pp.79-86.

Lanes, T. et al., 1995. Long term follow up of patients with low back pain treated in a multidisciplinary rehabilitation program. *Spine*, pp.801-06.

Lee Hoffman, M. & DiMattia, A., 1964. Clinical Use of the Infrared Thermogram. *Arch Intern Med.*, February. pp.218-24.

Legg, S.J. & Mahanty, A., 1985. Comparison of five modes carrying a load close to the trunk. pp.1653-60.

Leva, P.D., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomechanics*, pp.1223-30.

Li, J.X. & Hong, Y., 2001. Changes of trunk position and breathing pattern in Children walking under conditions of load carriage. *Biomechanics Symposia 2001*, pp.177-79.

Lippert, D.L., 1996. *Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas*. Rio de Janeiro: Revinter2ª ed.

Lopes, J., 2002. *O transporte de cargas em mochilas escolares e o desenvolvimento motor harmonioso das crianças*. Porto: Universidade do Porto.

Mackie, H.W., 2006. *Schoolbag carriage: design, adjustment, carriage duration and weight*. Palmerston North, New Zeland: Massey University.

Malouin, F. & Richards, C.L., 2000. Preparatory adjustments during gait initiation in 4-6 years old Children. *Gait and Posture*. [Accessed 2009].

Mann, L., Kleinpaul, J., Teixeira, C. & Mota, C., 2008. A Marcha humana: investigação com diferentes faixas etárias e patologias. *Motriz*.

Manual b-on, 2004. *Manual b-on, biblioteca do conhecimento online*. [Online] Available at: [http://www.b-on.pt/downloads/Projectos\\_Servicos/Manual%20b-on.pdf](http://www.b-on.pt/downloads/Projectos_Servicos/Manual%20b-on.pdf) [Accessed 2013].

Marsh, A. et al., 2006. Changes in posture and perceived exertion in adolescents wearing backpacks with and without abdominal supports. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, pp.509-15.

Martin, P.E. & Nelson, R.C., 1986. The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics*, pp.1191-202.

Mayank, M., Upendar, S. & Nishat, Q., 2006. Effect of backpack loading on cervical and shoulder posture in Indian school children. *Indian J Physiotherapy Occupational Therapy*, pp.3-12.

McGinnis, P.M., 2013. *Biomechanics of Sport and Exercise*. New York: Human Kinetics.

McKvoy, M. & Grimmer, K., 2005. Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskeletal Disorders*, p.35.

Médicos de Portugal, 2008. *Doenças da coluna*. [Online]. [http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt/content\\_files/cms/pdf/pdf\\_6cd9313ed34ef58bad3fd504355e72c.pdf](http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt/content_files/cms/pdf/pdf_6cd9313ed34ef58bad3fd504355e72c.pdf).

Mengelkocha, L.J. & Clarkb, K., 2006. Comparison of work rates, energy expenditure, and perceived exertion during a 1-h vacuuming task with a backpack vacuum cleaner and an upright vacuum cleaner. *Applied Ergonomics*, pp.159–65.

Merati, G. et al., 2001. Cardio-respiratory adjustments and cost of locomotion in school children during backpack walking (the Italian Backpack Study). *Eur J Appl Physiol.*, pp.41-48.

Micheli, L.J. & Nielson, J.H., 2008. Overuse Injuries in the Young Athlete: Stress Fractures. In Helge Hebestreit, O.B.-O. *The Young Athlete*. Oxford, UK: Blackwell Publishing Ltd. Ch. 12.

Miller, R.H., 2014. A comparison of muscle energy models for simulating human walking in three dimensions. *Journal of Biomechanics*, 11 April. pp.1373-81.

Minetti, A.E. & Alexander, R.M., 1997. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology*, pp.467-76.

Minetti, A.E. et al., 2003. A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans. *Journal of Applied Physiology*, pp.838-43.

Minetti, A.E. et al., 2002. Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied Physiology*, pp.1039-46.

Montoye, H.J., 1982. Age e oxygen utilization during submáximal. *Journal of Gerontology*, pp.396-402.

Morais, J.E. et al., 2013. The Influence of Anthropometric, Kinematic and Energetic Variables and Gender on Swimming Performance in Youth Athletes. *Journal of human kinetics*, 39, pp.203-11.

Mota, C.B. et al., 2002. Análise cinemática do andar de crianças transportando mochilas. *Revista Brasileira de Biomecânica*, maio. pp.15-20.

Motion Lab Systems , 2014. *Motion Lab Systems Software*. [Online] Available at: [http://www.motion-labs.com/software\\_emg\\_analysis.html](http://www.motion-labs.com/software_emg_analysis.html) [Accessed 2014].

Nadel, E.R., 1998. *Limitações impostas pela prática de exercícios em ambientes quentes*. [Online] Gatorade Sports Science Institute Available at: <http://www.gssi.com.br/> [Accessed 01 Augustus 2011].

Negrini, S.M. & Carabalona, R.D., 2002. Backpack on! Schoolchildren's perceptions of load associations with back and factors deterring the load. *Spine*, pp.187-95.

Negrini, S., Crbalona, R. & Pinochi, G., 1998. Backpack and back pain in school children: is there a direct relationship? *Journal of Bone and Joint Surgery*, 80-B, p.247.

Netter, F.H., 2001. *Atlas of Human Anatomy*. New Jersey: ICON Learnig Systems.

Pascoe, D.D., Bellingar, T.A. & McCluskey, B.S., 1994. Clothing and exercise. II. Influence of clothing during exercise/work in environmental extremes. *Sports Medicine*, pp.94-108.

Pascoe, D., Pascoe, E., Wang, Y. & Shim, D.e.K.O., 1997. Influence of carrying bookbags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics*, 40. pp.631-41.

Pellico, L.G., Torres, L.G. & Mora, C.D., 1995. Changes in walking pattern betwenn 5 and 6 years of age. *Development Medicine & Child Neurology*, pp.800-06.

Pereira, P., 2013. *Olhe pelas suas costas*. [Online] Available at: <http://www.olhepelassuascostas.com/> [Accessed 2014].

Pereira, C. & Silva, D., 2009. *Estudo da marcha de crianças em idade escolar transportando mochilas às costas recorrendo a EMG e VOx*. Bragança: Escola Superior de Tecnologia e de Gestão.

- Perry, J., 1992. *Análise de Marcha: Marcha Normal e Marcha Patológica*. Manole.
- Perry, J. & Burnfield, J., 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated.
- Pinho, M.C. et al., 2013. Lesões músculo-esqueléticas relacionadas com as atividades desportivas em crianças e adolescentes: Uma revisão das questões emergentes. pp.31-49.
- Pourmoghammad, A., O'Connor, D.P. & Layne, W.H.P.a.C.S., 2013. SYNERGOS: A Multiple Muscle Activation Index. In Turker, H. *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*.
- Qualisys, 2014. <http://www.qualisys.com/>. [Online] [Accessed Julho 2014].
- Queijo, L., Rocha, J., Barreira, L. & Barbosa, T., 2009. A surgical training model manufacture using rapid prototyping technology. *VRAP*.
- Ralston, H.J., 1958. Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie*, p.277.
- Ramprasad, M., Alias, J. & Raghuvver, A., 2010. Effect of Backpack Weight on Postural Angles in Preadolescent Children. *Indian Pediatrics*, pp.575-80.
- Reilly, T., Less A., A.G. & M., D.L., 1993. An ergonomic appraisal of three new mail-bag designs. *John Moores University, Liverpool*.
- Remelius, J.G. et al., 2012. Gait Impairments in Persons With Multiple Sclerosis Across Preferred and Fixed Walking Speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, September. pp.1637-42.
- Rheaa, C.K., Wutzkeb, C.J. & Lewek, M.D., 2012. Gait dynamics following variable and constant speed gait training in individuals with chronic stroke. *Gait & Posture*, June. pp.332-34.
- Rocha, J. & Barbosa, T.M., 2008. Estudo preliminar da cinemática da locomoção de crianças em idade escolar transportando mochilas às costas. *7º congresso nacional de mecânica experimental*, Jan.
- Rocha, J. et al., 2013. Utilização de Técnica Termográfica, para Análise da Atividade Muscular durante a Marcha com Calçado Raso e de Salto. In IPB, ed. *Encontro de Jovens Investigadores 3013*. Bragança, 2013. IPB.

Rocha, J. & Queijo, L., 2012. Analysis of the kinematics of gait of young adult female carrying a computer bag with single handle. *15th International Conference on Experimental Mechanics*.

Rocha, J., Queijo, L. & Santos, J., 2013. Utilização de técnica termográfica, para determinação de desequilíbrios musculares, durante o trabalho e o transportede LAPTOP em mochila suportada por um único ombro. Espinho, 2013.

Rocha, J., Queijo, L. & Santos, J., 2013. Utilização de Técnica termográfica, para Determinação de Desequilíbrios Musculares, Durante o Transporte de Laptop em Mochila Suportada por um Único Ombro. *5º Congresso Nacional de Biomecânica*, pp.231-32.

Rocha, D. et al., 2010. Estudo da marcha de crianças em idade escolar que transportam mochilas às costas usando cinemática. *8º Congresso Nacional de Mecânica Experimental*.

Rose, J. & Gamble, J.G., 1998. *Marcha Humana*. São Paulo: Premier.

Rose, J. et al., 1998. *Marcha Humana*. São Paulo: Premie.

Rowland, T. et al., 1997. Gender effects on submáximal energy expenditure in children. *International Journal of Sports Medicine*, pp.420-25.

Sacco, I.d.C.N., 2001. *Biomecânica da Marcha Humana*. Brasil. [http://www.belusp.hpg.ig.com.br/siae/pdf/txt\\_marcha.pdf](http://www.belusp.hpg.ig.com.br/siae/pdf/txt_marcha.pdf).

Sakai, E., 2006. *Avaliação eletromiográfica de músculos da mastigação em pacientes portadores de maloclusão tratados com Ortopedia Funcional dosMaxilares*. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

Sander, M., 1979. Weight of school bags in a Freiburg elementary school: recommendations to parents and teachers. *Offentliche Gesundheitswesen*, pp.251-53.

Sanz, C.M., 2003. Marcha Patológica. *Revista del pie y tobillo*, Outubro. pp.44-49.

Sapo, 2004. *Portal do projeto software para avaliação postura*. [Online] Available at: <http://sapo.incubadora.fapesp.br/portal> [Accessed 2013].

Schneck, D.J. & Bronzino, J.D., 2003. *Biomechanics principles and Applications*. Boca Raton: CRC Press.

Science, W.o., 2014. *Web of Science*. [Online] Available at: <http://apps.webofknowledge.com/> [Accessed 2014].

Shumway-Cook, A. & Woollacott, M.H., 1995. *Motor control: theory and practical applications*. Williams & Wilkins.

Simpson, K.M., Munro, B.J. & Steele, J.R., 2011. Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21 (5), pp.782-88.

Sjödín, B. & Svedenhag, J., 1992. Oxygen uptake during running as related to body mass in circumpubertal boys: a longitudinal study. *European Journal of Physiology*, pp.150-57.

Smith, B. et al., 2006. Influence of carrying a backpack on pelvic tilt, rotation, and obliquity in female college students. *Gait & Posture*, April. pp.263–67.

Soderberg, G.L. & Cook, T.M., 1984. Electromyography in biomechanics. pp.1813-20.

Sousa, A.S.P.d., 2009. *Análise da marcha baseada em correlação multifactorial*. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Mestrado em Engenharia Biomédica.

Spanswick, J.J.a.C., 2009. Diagnostic use of infrared thermography in a patient with chronic pain following electrocution: a case report. *Journal of Medical Case Reports*.

Sparrow, W.A..N.K.M., 1994. Energy expenditure and motor performance relationships in human learning a motor task. *Psychophysiology*, pp.338-46.

Sparrow, W.A..N.K.M., 1994. Energy expenditure and motor performance relationships in human learning a motor task. *Psychophysiology*, pp.338-46.

Steel\_City, 2013. *Steel City Corporation*. [Online] Available at: <http://scity.com/carrier-bags> [Accessed November 2013]. Ohio, USA.

Stuempfle, K.J., Wilson, D.G.D. & L., A., 2004. Effect of load position on physiological and perceptual responses during load carriage with an internal frame backpack. *Ergonomics*, pp.784 – 789.

Sutherland, D., 1966. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. *Journal of Bone and Joint Surgery*, p.66.

Sutherland, D.H., Kaufman, K.R. & Moitzoza, J.R., 1998. Cinemática da marcha humana normal. In Rose, J. & G., G.J. *Marcha Humana*. 2nd ed. São Paulo, Brasil: Premier Maxima. pp.23-45.

Testo, A., 2013. *Radiación infrarroja en el espectro de ondas*. [Online] Available at: <http://www.academiatesto.com.ar/cms/radiacion-infrarroja-en-el-espectro-de-ondas-2> [Accessed 2013].

Thys, H., Willems, P.A. & P., S., 1996. Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swin-throu gait with elbow crutches. *J. Biomechanics*, Nov. pp.1437-82.

Vaughan, C., Davis, B. & O' Connor, J., 1999. *Dynamics of Human Gait*. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers.

Verne T Inman, M., 1981. *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Viel, E., 2001. *A Marcha Humana, a Corrida e o Salto Biomecânica, investigações, normas e disfunções*. Manole.

Vila-Chã, C.J.F., 2004. *Alterações do padrão cinemático e do sinal de EMG durante a realização prolongada de exercícios de Cadeia cinética fechada*. Porto: Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física.

Vila-Chã, C.J.F., 2011. *Electrophysiological assessment of neuromuscular adaptations to training*. Porto: Universidade do Porto. Faculdade de Engenharia.

Voll, H.J. & Klimt, F., 1977. Strain in children caused by carrying school bags. *Offentliche Gesundheitswesen*, pp.369-78.

Wang, Y.T. & Weimar, D.D.P.&W., 2001. Evaluation of book backpack load during walking. *Ergonomics*, pp.858-69.

Waters, R.L., Hislop, H.J., Perry, J..T.L. & Campbell, J., 1983. Comparative cost of walking in young and old adults. *Journal of Orthopaedic Research*, pp.73-76.

Waters, R.L., Hislop, H.J., Thomas, L. & Campbell, J., 1983. Energy cost of walking in normal children and teenagers. *Development Medicine Child Neurology*, pp.184-88.

Waters, R.L. & Mulroy, S., 1999. Energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture*, pp.207-31.

Whittfield, J., Legg, S.J. & Hedderly, D.I., 2001. The weight and use of school bags in New Zealand secondary schools. *Applied Ergonomics*, pp.819-24.

Whittfield, J., S.J., L. & D.I., H., 2001. The weight and use of school bags in New Zealand secondary schools. *Ergonomics*, pp.819-24.

Wickstrom, R., 1990. *Patrones Motores Básicos*. Aliaza Editorial, cap 2: Andar.

Willems, P.A., Cavagna, G.A. & Heglund, N.C., 1995. External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, pp.379-93.

Winsor, T. & Bendezu, J., 1964. Thermography and the peripheral circulation. *Annals of the N.Y. Academy of Sciences*, October. pp.135-56.

Winter, D.A., 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*. Waterloo, Ontario, Canada: Jhon Wiley & Sons.

Winter, D., 1991. *The Biomechanics and motor control of human gait. Normal, Elderly and Pathological*. University of Waterloo Press ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press.

Wong, A.S.K. & Hong, Y., 1997. Walking pattern analyzing of primary school children during load carriage on treadmill. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, p.85.

xsens, 2014. <http://www.xsens.com/>. [Online] Available at: <http://www.xsens.com/> [Accessed 2014].

Yip CH, C.T.P.A., 2008. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual Therapy*, pp.148-54.

Yuy, Z. & Lu, M., 1990. The acceptable load while marching at a speed of 5-km h<sup>-1</sup> for young Chinese. *Ergonomics*.

Zatsiorski, V.D.D., 1988. *Biomecânica de los Ejercicios Físicos*. Habana: Editorial Pueblo Y Educationn.

Zelik, K.E., 2014. *Inertial Measurement Units*. [Online] Available at: [http://www-personal.umich.edu/~kzelik/Inertial\\_Measurement\\_Units.html](http://www-personal.umich.edu/~kzelik/Inertial_Measurement_Units.html) [Accessed 2014].

