

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DO SOFTWARE “Advanced Limits
of Kinect - ALK[®]” PARA AVALIAÇÃO CINÉTICA E CINEMÁTICA DE
HABILIDADES NEUROMOTORAS**

Fabio da Silva Ferreira Vieira

2016

TESE DE DOUTORADO

FABIO DA SILVA FERREIRA VIEIRA

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DO
SOFTWARE “Advanced Limits of Kinect -
ALK®” PARA AVALIAÇÃO CINÉTICA E
CINEMÁTICA DE HABILIDADES
NEUROMOTORAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, da Universidade Metodista de Piracicaba, para a obtenção do Título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Guanis De Barros Vilela Junior

PIRACICABA

2016

FABIO DA SILVA FERREIRA VIEIRA

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE SOFTWARE PARA AVALIAÇÃO
CINEMÁTICA E CINÉTICA DE HABILIDADES NEUROMOTORAS**

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior
(UNIMEP)

Prof. Dr. Ídico Luiz Pellegrinotti
(UNIMEP)

Prof. Dr. Marcelo de Castro Cesar
(UNIMEP)

Prof. Dr. Riller Silva Reverdito
(UNEMAT)

Prof. Dr. Rinaldo Bernardelli Junior
(UENP)

Piracicaba, 22 de novembro de 2016

DEDICATÓRIA

A Deus

Por tudo que faço, fiz e vou fazer em minha vida, dependo de Sua vontade e tudo que consigo devo agradecer e a todo momento O dar graças.

À Minha Família

Meus Pais: José Vieira Bonifácio (*in memoriam*) e Eurides Benedita da Silva Bonifácio, sempre quiseram me ver Doutor. Meus irmãos: Celso e Nerci e minhas irmãs, Celi e Nerli (*in memoriam*). Meu sogro e minha sogra: Valter Ferreira e Dulcinéia Elias Ferreira:

Muito obrigado pela educação, pelos valores e pela vida que vocês me proporcionaram e proporcionam, devo a vocês cada vitória conquistada e cada lição aprendida.

À Minha Esposa:

Flavinha, muito obrigado pelo incentivo, compreensão, carinho, companheirismo e paciência enfim, por sempre estar junto comigo e por ser essa pessoa maravilhosa que quero sempre comigo, você é parte de mim.

Esse trabalho é para vocês.

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer ao Profissional que primeiro me inspirou a seguir o caminho da Educação Física, Luiz Antônio Anéas, que desde minha infância me despertou para a Educação Física, e, quando o deixei no colégio, conheci outro que como se fosse no atletismo, pegou o bastão e aprimorou o que já estava enraizado em mim, Professor Dr. Rinaldo Bernardelli Junior, é um privilégio tê-lo tido como professor na graduação, especialização, minha banca no mestrado e agora, novamente no doutorado, sigo sempre seu exemplo, muito obrigado.

Prof. Dr. Ídico Luiz Pellegrinotti e Prof. Dr. Marcelo de Castro Cesar, Deco e Marcelo, os dois professores que eu fiz questão de mencionar no meu mestrado, o Deco que tive o privilégio de ter sido seu orientando, pessoa que dispensa comentários, quem o conhece, jamais esquece, um sujeito que é capaz de transmitir ensinamentos em qualquer lugar, um sábio, e o Marcelo, exemplo de pessoa, de profissional, sempre disposto a ajudar e de conhecimentos ímpares, agradecendo a estes dois ícones, estendo os agradecimentos a todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano que de alguma forma contribuíram para meu aprendizado.

O doutorado não se restringe apenas a quatro anos de caminhada acadêmica, aproveito então, para agradecer a um grande amigo/irmão que começamos a batalha do mestrado juntos e hoje, tê-lo em minha banca me deixa muito contente, Prof. Dr. Riller Silva Reverdito, você é um grande referencial para mim, receba esses agradecimentos como forma de firmar parcerias que tenho certeza serão duradouras, pois, ter um amigo numa situação onde encontramos colegas é pra poucos, muito obrigado meu irmão, agradecendo-o estendo a todos os meus amigos de caminhada acadêmica.

Quero agradecer ao meu grande amigo Paulo Fernandes Pires, muito obrigado por ser tão companheiro em todas as horas. Agradeço também meus grandes amigos que representam desde a infância, passando pela graduação e perduram até hoje

e que essa amizade seja para sempre, Rogério Alves Silva, Fernando Rodrigues, Felipe de Gaetano Plaza e Lincoln Mendes dos Santos, mesmo longe, seremos sempre verdadeiros amigos, agradecendo-os assim faço para todos os amigos que de forma ou de outra contribuíram em minha vida.

Quero aproveitar também para agradecer à grande amiga que conheci desde o mestrado e que continuou durante parte do Doutorado, Cristiane R. C. Pellegrini, e que por determinadas razões passou essa missão de anjo da guarda dos alunos para a Ariane de Camargo Fernandes, a qual agradeço igualmente, muito obrigado pela paciência e pela amizade que sempre demonstrou todas as vezes que fui lhes importunar em sua sala, agradecendo-a, aproveito também para externar o meu muito obrigado a todos os funcionários dessa exímia instituição que é a UNIMEP.

E, por fim, agradeço esse irmão mais velho que por excelência entrou em minha vida com a função de me orientar no doutorado, mas que por ser quem é assumiu o papel mais fraterno que possa existir sendo um orientador para toda vida, Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior, me faltam palavras para agradecê-lo, e tenho certeza que ter me orientado é só o começo de uma aliança duradoura e que resultará em excelentes acontecimentos. Você é muito importante não apenas para mim mas para todo o grupo que brilhantemente é capitaneado por você, aproveito para agradecer a todos do nosso Núcleo de Pesquisa, que, carregamos como lema “ninguém é tão bom quanto todos nós juntos” e “juntos somos mais fortes”, fico muito feliz em fazer parte desse grupo diferenciado.

Obrigado a todos.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES – Brasil.

EPIGRAFE

*“Quem cultiva a semente do amor segue em frente não se apavora
Se na vida encontrar dissabor vai saber esperar sua hora
Às vezes a felicidade demora a chegar aí é que a gente não pode deixar
de sonhar
Guerreiro não foge da luta e não pode correr ninguém vai poder
atrasar quem nasceu pra vencer
É dia de sol, mas o tempo pode fechar a chuva só vem quando tem que
molhar
Na vida é preciso aprender se colhe o bem que plantar é Deus quem
aponta a estrela que tem que brilhar
Erga essa cabeça mete o pé e vai na fé manda essa tristeza embora
Basta acreditar que um novo dia vai raiar sua hora vai chegar”*

Xande de Pilares

RESUMO

O movimento humano em sua complexidade pode ser compreendido como resultado de múltiplas atividades neuromotoras. Neste contexto a biomecânica é útil para a análise, estudo e intervenções nas ciências do movimento humano. **Objetivo:** Desenvolvimento e validação do software **ALK**[®] (Advanced Limits of Kinect) para a análise cinética e cinemática de habilidades neuromotoras. **Métodos:** Caracterizado como um estudo descritivo e transversal este processo de validação capturou com o Kinect[®] Microsoft[®] e o **ALK**[®] o posicionamento de pontos de interesse anatômico em duas situações: 1) um indivíduo em posição ortostática com os membros superiores na posição horizontal em consequência da abdução dos ombros; 2) outro indivíduo realizando o movimento de caminhada, ambas situações foram realizadas por três vezes. A pesquisa foi submetida e aprovada pelo CEP-UNIMEP sob o protocolo n.º. 49/2014. A aquisição dos dados com frequência de 30Hz e a filtragem com o filtro FFT (7Hz cut-off). Foi calculado o Erro Absoluto e Relativo, Erro RMS, acurácia, localização do Centro de Massa (CM) de 14 segmentos corporais e Erro Padrão, além dos valores de velocidade e aceleração de cada CM. Para a análise estatística utilizou-se dois programas, SPSS 23.0 e Origin 9.0, a normalidade das variáveis foi analisada com o teste Kolmogorov-Smirnov e a homogeneidade das variâncias com o Bartlett, e a comparação nas diferentes coletas o teste de ANOVA-Two Way, com o *post-hoc* de Scheffé, adotando a significância de 5%. **Resultados:** O tamanho do efeito apresentou valores significantes; no que se refere ao Erro Relativo os valores não apresentaram diferença significativa o que representa consistência nas diferentes repetições da análise. A acurácia apresentou resultado considerado satisfatório, assim como os valores de Erro RMS e Erro Padrão, demonstrando consistência e eficácia para a aquisição dos dados de velocidade e aceleração. **Considerações Finais:** Os resultados demonstram consistência e consolidação para o processo de validação da solução tecnológica **ALK**[®], demonstrando sua potencialidade para análise, diagnóstico e intervenção na área das ciências da saúde, esporte, movimento humano, entre outros.

Palavras-Chave: Validação; Saúde; Software; Biomecânica; Tecnologia.

ABSTRACT

Human movement in its complexity can be understood like result of multiple neuromotor activities. In this context biomechanics it is useful for the analysis, study and interventions in human movement sciences. **Objective:** Development and validation of the **ALK**[®] software (Advanced Limits of Kinect) for the kinetic and kinematics analysis of neuromotor skills. **Methods:** Characterized like descriptive transversal study for validation process captured with Microsoft[®] Kinect[®] and **ALK**[®] positioning points of anatomical interest in two situations: 1) an individual in orthostatic position with the upper limbs in position horizontal as a result of the abduction of the shoulders; 2) other individual performing the walking movement, both situations were performed three times. Volunteers signed the informed consent and research submitted to and approved by the CEP-UNIMEP under Protocol No. 49/2014. The data acquisition was a frequency of 30Hz and filtering with the FFT filter (7 Hz cut-off). Descriptive statistics of variables was performed, the Kolmogorov-Smirnov test to test for normality and Bartlett for homogeneity of variance, ANOVA-Two Way, with post-hoc Scheffé, adopting the significance level of 5%. **Results:** We calculated the absolute error and relative, RMS error, accuracy, location of the mass center (CM) 14 body segments and Standard Error, plus the speed and acceleration values of each CM. The effect size showed significant values; regardin in relation to the relative error values showed no significant difference representing consistency in different repetitions of the analysis. The accuracy showed satisfactory results, as well as the RMS error values and standard error, demonstrating consistency and effecacy for the acquisition of velocity and acceleration data. **Final Considerations:** The results demonstrate consistency and consolidation of the process of **ALK**[®] technological solution, showing its potential for analysis, diagnosis and intervention in the area of health sciences, sports, human movement and others.

Key-Words: Validation; Health; Software; Biomechanics; Technology.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
LISTA DE ANEXOS	12
LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE QUADROS	14
LISTA DE TABELAS	15
1. INTRODUÇÃO	16
2. FUNDAMENTOS FÍSICOS PARA BIOMECÂNICA	19
3. ERROS E ACURÁCIA PARA BIOMECÂNICA	28
4. DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE	31
5. OBJETIVOS	32
6. MÉTODOS	33
7. RESULTADOS E DISCUSSÃO	40
8. CONCLUSÃO	52
9. REFERÊNCIAS	53

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ISB	<i>International Society of Biomechanics</i>
V	Velocidade
F	Força
CG	Centro de Gravidade
CM	Centro de Massa
ALK[®]	Advanced Limits of Kinect
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
RMS	Root Mean Square

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I CERTIFICADO CEP-UNIMEP

ANEXO II TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO –
TCLE

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Representação cartesiana em três dimensões (x, y e z) e um vetor (D)	20
Figura 2.	Croqui de representação da coleta de dados (Etapa 01). Distância do solo até o eixo ótico do Kinect®, voluntário posicionado a cada medida mencionada	35
Figura 3.	Representação diagramática dos CM de cada segmento corporal	37
Figura 4.	Localização do centro de massa (CM) durante o movimento de caminhada	38

LISTA DE QUADROS

Quadro 1.	Movimentos Lineares e Angulares	24
Quadro 2.	Localização do CM no segmento corporal de acordo com Dempster (1959)	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Médias e desvio padrão dos três eixos (X, Y e Z) em três repetições (1, 2 e 3) para cada uma das distâncias aferidas	40
Tabela 2.	Valores do Erro Relativo (ER) de acordo com a distância do avaliado em relação às diferentes distâncias	41
Tabela 3.	Valor médio de cada coordenada de acordo com a distância do Kinect® para tendência, precisão e acurácia	42
Tabela 4.	Estatística descritiva do CM para cada segmento corporal	44
Tabela 5.	% do Erro RMS para cada CM do segmento corporal em cada um dos três eixos	45
Tabela 6.	Valores do Effect Size para o CM de cada segmento nos três eixos	46
Tabela 7.	Localização do CM de cada segmento corporal durante o movimento de caminhada.	47
Tabela 8.	Resultados do cálculo do Erro Padrão (EP) de cada CM durante o movimento da caminhada.	48
Tabela 9.	Média e desvio padrão do módulo da velocidade (m/s) de cada CM no movimento de caminhada	49
Tabela 10.	Média e desvio padrão do módulo da aceleração (m/s ²) de cada CM no movimento de caminhada	50

1. INTRODUÇÃO

O fenômeno do movimento humano pode ser entendido como o resultado de um conjunto de processos influenciados por atividades do cérebro, nervos periféricos, ossos, complexos articulares e músculos, fazendo assim, a necessidade da interação complexa de áreas básicas como anatomia, fisiologia, física e biomecânica (WHITTLE, 2003).

Segundo Hay (1981) a biomecânica é a ciência que examina as forças que atuam no corpo assim como seus efeitos. Vilela Junior (1996) complementa ao dizer que é uma área de investigação científica que tem como objeto de estudo o movimento animal, em especial o movimento humano, sob o ponto de vista da mecânica clássica.

Sendo que a mecânica pode ser dividida em estática, cinemática e cinética (ou dinâmica), em se tratando de biomecânica, é possível encontrar subdivisões que são: antropometria que está relacionada ao corpo, a cinemática relacionada ao movimento, a cinética relacionada às forças e a eletromiografia, que atende a ativação muscular, e ao conjunto dessas abordagens pode-se chamar de análise biomecânica.

A *International Society Of Biomechanics* (ISB) preconiza que as áreas pertinentes aos estudos biomecânicos são: esporte, locomoção, controle motor, fisioterapia, ortopedia, biomateriais, modelagem biomecânica, biomecânica ocupacional, ergonomia, biomecânica cardiovascular, robótica, ortodontia e instrumentação em biomecânica (*hardware e software*) que é o objeto de estudo deste trabalho.

A biomecânica torna-se importante uma vez que é potencialmente capaz de colaborar com a melhor compreensão das atividades locomotoras, otimizando a

teoria do treinamento, com a diminuição do número de lesões no ambiente laboral, na prática esportiva, além da ortopedia e reabilitação (VILELA JUNIOR, 1996).

A base para a análise cinemática consiste na definição de coordenadas que sejam capazes de localizar, em relação ao referencial adotado, posição dos segmentos corporais, sendo que o método mais utilizado para esse tipo de análise é baseado na imagem do movimento em si, ou de pontos de interesse, com a utilização de *softwares* específicos que utilizam coordenadas tridimensionais (SARRO, 2007). Sendo assim, a descrição do movimento de maneira quantitativa, levando em conta de que o movimento é composto por fatores relevantes como a posição, velocidade, aceleração (linear ou angular), em função do tempo (MARTINS, 2011).

Vieira (2006) afirma que para o conhecimento do movimento são necessários instrumentos confiáveis, afim de que seja possível medir a amplitude, padrões e variabilidade dos mesmos, seja ele em qualquer ambiente ou forma de execução. Os segmentos corporais e as forças que agem sobre os mesmos descrevem movimentos que são analisados pela biomecânica por meio das leis newtonianas, durante as mais variadas atividades.

Em análises cinemáticas o movimento executado em um determinado espaço, necessita da calibração e dos referenciais adotados, por isso, é importante o uso de calibradores do espaço bidimensional ou tridimensional (AMADIO *et al.*, 1999). Tais calibradores representam papel decisivo para este tipo de análise, pois é responsável pela manutenção da proporcionalidade entre os dados digitais obtidos durante a filmagem com os valores reais do movimento humano avaliado.

Durante a aquisição de dados para análise do movimento, são utilizados marcadores dispostos e fixados nos pontos anatômicos de interesse no corpo do

sujeito a ser avaliado. Com a calibração prévia do espaço e câmeras é possível obter com maior fidedignidade as variáveis, por exemplo, de deslocamento e velocidade (AMADIO *et al.*, 1999; FIGUEIROA, LEITE e BARROS, 2003).

Pesquisas biomecânicas recorrem a mecânica newtoniana como suporte teórico, porém os instrumentos (*hardware e software*) disponíveis no mercado apresentam elevados custos e, não raro, incompatíveis com a realidade brasileira, fato este que interfere na quantidade e qualidade das pesquisas em biomecânica.

Assim justifica-se a necessidade do desenvolvimento e validação de um *software* intitulado **ALK**[®] (*Advanced Limits of Kinect*), que faça a captura de dados cinemáticos do movimento humano e que forneça dados cinéticos, através do Kinect[®]/Windows[®].

2. FUNDAMENTOS FÍSICOS PARA BIOMECÂNICA

O entendimento biomecânico do movimento humano deve ser pautado sobre parâmetros físicos aplicados, e, segundo Goldemberg (1977), “não existe medida verdadeira e sim medida de referência”. Entretanto, alguns conceitos físicos são de extrema importância para a análise e reconstrução biomecânica do movimento humano.

A mecânica é a área da física que estuda o movimento dos objetos, sendo que sob o ponto de vista meramente didático é usualmente dividida em três subáreas: a estática, a cinemática e a cinética (ou dinâmica).

Na cinemática o movimento é analisado em si mesmo, sem ter como objeto de estudo suas causas e efeitos, tendo como variáveis fundamentais a posição, a velocidade e aceleração. Enquanto que na dinâmica (ou cinética) os movimentos analisados e as variáveis cinemáticas são estudadas considerando suas causas e efeitos. A Estática estuda os corpos em equilíbrio, ou seja, corpos nos quais a força resultante e os momentos lineares são nulos.

Cinemática Para Biomecânica

Cinemática é a área de investigação responsável por estudar o movimento do corpo humano ou de segmentos corporais no espaço não levando em consideração suas causas e efeitos; para fins didáticos é estudada enquanto cinemática linear e angular. A cinemática linear estuda o movimento humano baseado nas grandezas lineares de espaço medido em metros, velocidade medida em metros por segundo (m/s), aceleração em metros por segundo ao quadrado (m/s^2) e tempo em segundos.

Posição

O conceito de posição é um conceito relativo, pois é dependente do observador, assim, ao especificar uma posição é imprescindível a determinação de um sistema de referência. Que, uma vez adotado é possível estabelecer várias maneiras de indicar a posição do objeto no espaço, no caso do presente estudo, o corpo humano (VILELA JUNIOR, 2015).

Essa indicação da posição do objeto de estudo e através da utilização de coordenadas que podem ser, usualmente, cartesianas ou polares. As coordenadas cartesianas são as mais utilizadas nos estudos em biomecânica, sendo as mesmas coordenadas obtidas com o hardware Kinect® for Windows®.

O sistema de coordenadas cartesianas para a identificação da localização de um ponto no espaço bidimensional ou tridimensional adota um ponto como sendo referência (ou origem) de dois ou três eixos orientados que formam ângulos retos entre si. Através deste sistema podemos utilizar o cálculo vetorial para a definição precisa de qualquer ponto no plano ou no espaço, através da identificação do vetor posição (S).

Na figura 1 tem-se a representação do sistema cartesiano tridimensional e um vetor (D) formado pela reta que une os pontos P_1 e P_2 .

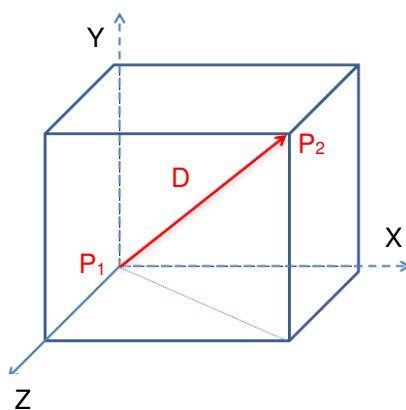


Figura 1. Representação cartesiana em três dimensões (x, y e z) e um vetor (D) (CPAQV., 2016).

Grandezas escalares e vetoriais são parte fundamental para o cálculo vetorial em biomecânica, fazendo-se importante a diferenciação entre as mesmas.

Enquanto a grandeza escalar representa o valor numérico que explica por si só determinada variável, ou seja, trata-se, por exemplo, de valores que expressam temperatura, massa corporal, potência, energia cinética. A grandeza vetorial não atende a esse requisito, como por exemplo, valores de posição, força, velocidade, aceleração entre outras variáveis (VILELA JUNIOR, 2016).

Ainda sobre a grandeza vetorial é possível mencionar o módulo ou intensidade que é exatamente o valor numérico desta, a direção que é o melhor ângulo que o vetor forma com o eixo de referencial (usualmente eixo x), e o sentido que revela o quadrante para o qual o vetor aponta.

Entendendo a posição dos pontos anatômicos analisados é possível dimensionar o comprimento de cada segmento corporal com a utilização da equação 01:

$$D = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad \text{Eq. 01}$$

Onde x (1 e 2) representa o posicionamento dos pontos em relação a localização médio-lateral, enquanto o y (1 e 2) representa a localização superior-inferior e o z (1 e 2) a localização anteroposterior.

Sendo possível estabelecer valores para os vetores formados pelos pontos conhecidos, o que permite o cálculo de o produto escalar e vetorial. A partir de então é possível realizar o cálculo de determinação do módulo do vetor e seus cossenos diretores. Ao admitir, por exemplo, o vetor $u = (x_1, y_1 \text{ e } z_1)$.

Seu módulo vetorial é (equação 02):

$$|u| = \sqrt{x1^2 + y1^2 + z1^2} \quad \text{Eq. 02}$$

Porém, para dois vetores ($u = 2, 1, 1$ e $v = 1, 2, 1$) é possível então calcular o ângulo entre estes, admitindo o ângulo $0^\circ < \theta < 180^\circ$, o ângulo entre esses dois vetores, não nulos, é calculado pela equação 03:

$$\text{Cos}\theta = \frac{u \cdot v}{|u||v|} \quad \text{Eq. 03}$$

Partindo da variável posição em função do tempo pode-se estabelecer as suas derivadas, que são velocidade (primeira derivada) e aceleração (segunda derivada).

Dentre as grandezas cinemáticas para análises biomecânicas é relevante ressaltar que o planeta terra atrai todos os corpos no seu campo de atração gravitacional com aceleração ($a = g = 9,82\text{m/s}^2$). A importância desta grandeza física fica evidenciada à medida em que a força gravitacional (peso) atrai o corpo humano verticalmente para baixo, por exemplo, dificultando um sujeito a saltar para cima, mas ao mesmo tempo tal solicitação mecânica (peso) é crucial para a consolidação da matriz óssea no nosso sistema esquelético.

Em se tratando de movimentos corporais, a maioria destes, são movimentos curvilíneos ou rotacionais tendo os complexos articulares ou articulações como centro, lembrando que os movimentos articulares são medidos em graus ou radianos ($180^\circ = \pi$ radianos).

Os movimentos rotacionais no corpo humano apresentam três tipos de acelerações:

- Centrípeta (\mathbf{a}_c): atua na direção do centro de rotação fazendo o segmento corporal mudar de direção.
- Tangencial (\mathbf{a}_t): é tangente à trajetória descrita pelo segmento corporal e altera o valor numérico da velocidade.
- Vetorial (\mathbf{a}): é a soma vetorial da aceleração centrípeta e da aceleração tangencial.

Entretanto, existe uma razão de proporcionalidade entre as grandezas lineares e angulares nos movimentos articulares no corpo humano que é numericamente igual ao comprimento do segmento corporal nos movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, representados na equação 04.

$$\text{comprimento do segmento corporal (raio)} = \frac{\text{Grandeza Linear}}{\text{Grandeza Angular}}$$

$$\frac{\Delta S}{\Delta \omega} = \frac{V}{\omega} = \frac{a}{\alpha} = R \quad \text{Eq. 04}$$

Onde: $\Delta \omega$ = Espaço angular; ω = velocidade angular; α = aceleração angular.

O deslocamento do corpo ou do segmento corporal pode ser considerado como progressivo ($V > 0$) ou retrogrado ($V < 0$) de acordo com o sentido do movimento em relação a uma orientação positiva da trajetória. Em relação à variação do módulo da velocidade, $|V|$, quando esse valor aumenta com o tempo tem-se um movimento acelerado, em contrapartida, quando diminui, o movimento é retardado.

Ao entender as classificações do movimento, pode-se estabelecer através das suas variáveis características lineares e angulares, como expostas no quadro 1.

Quadro 1. Movimentos Lineares e Angulares.

Variável	Linear	Angular
Espaço percorrido	ΔS	$\Delta \varphi$
Velocidade	$V; S' ; \frac{dS}{dt}$	$\omega ; \varphi' ; \frac{d\varphi}{dt}$
Aceleração	$a ; \Delta S'' ; \frac{dV}{dt}$	$\alpha ; \Delta \varphi'' ; \Delta \omega' ; \frac{d\omega}{dt}$
Força; Torque	$F = m . a$	$\tau = r . F = I . \alpha$
Momento Linear (p)	$p = m . v$	
Momento Angular (ou Cinético)		$M_{ang} = r . p = I . \omega$
	Massa (m)	Momento de inércia (I)
Potência (P)	$P = F . V$ $P = \int F dv$	$P = \tau . \omega$ $P = \int \tau d\omega$
<p>\mathbf{r} = vetor posição; \mathbf{p} = momento linear; $\boldsymbol{\tau}$ = torque; \mathbf{I} = Momento de inercia; $\boldsymbol{\alpha}$ = aceleração angular; $\boldsymbol{\omega}$ = velocidade angular.</p>		

Partindo destas equações é possível calcular variáveis cinemáticas e cinéticas do movimento humano tempo real com a utilização do **ALK®**.

Cinética para Biomecânica

Levando em consideração a complexidade exercida por fatores inerentes a conceitos cinéticos na análise cinética é importante destacar as três Leis de Newton que são basilares (GOLDEMBERG, 1977; HALLIDAY et al., 2007) na biomecânica:

- Primeira Lei de Newton ou Lei da Inércia no que se refere a todo corpo tender a permanecer em seu estado, seja de repouso ou movimento, até que uma força externa resultante venha a atuar sobre o mesmo.
- Segunda Lei de Newton ou Princípio Fundamental da Cinética: A força que atua sobre um corpo é diretamente proporcional a aceleração que ela produz, ou seja, a força (F), medida em Newtons (N) é o resultado do produto da massa (m), em quilogramas (Kg) do corpo multiplicado pela aceleração (α) representada em metros por segundo ao quadrado (m/s^2) do mesmo (equação 05):

$$F = m \cdot a$$

Eq. 05

Partindo do conceito de força, é importante entender as suas representações, como por exemplo, a força compressiva, tensiva, força de atrito, gravitacionais e de sustentação.

- Terceira Lei de Newton ou Lei da ação e reação: quando um corpo exerce uma função sobre o outro, este responde com força de

mesma intensidade, porém em sentido oposto, lembrando que ação e reação nunca se anulam, visto que atuam em corpos diferentes.

Essas três Leis de Newton sempre estão em evidencia em situações locomotoras ou não, sendo imprescindíveis em qualquer análise cinemática e/ou cinética.

Sob o ponto de vista angular, a Eq. 05 da segunda Lei de Newton fica expressa em função do torque (momento angular) e do momento de inércia (I) em relação ao eixo rotacional (equação 06):

$$\tau = I \cdot \alpha \quad \text{Eq. 06}$$

Onde, τ é o torque que é o equivalente rotacional da força; α é a aceleração angular e o I o momento de inércia que varia, conforme varia o eixo de rotação. Sendo que o I é obtido pela equação 07:

$$I = \int dI = \int_0^m r^2 dm \quad \text{Eq. 07}$$

Onde r é o raio do segmento corporal e m a massa do segmento.

Centro de Massa e Centro de Gravidade

Centro de Massa (CM) e Centro de Gravidade (CG) geralmente podem ser confundidos, ou entendidos como sinônimos, podem ser coincidentes quando o corpo é homogêneo, porém, como está sendo estudado o movimento humano, e o

ser humano não representa um corpo homogêneo, é importante destacar a diferença entre eles.

O **CG** é o ponto de um corpo sobre o qual se exerce a atração da força da gravidade sem que seu comportamento mecânico seja alterado, também conhecido como baricentro, já o **CM** é um ponto fixo de um corpo ou sistema de corpos que se comporta como se toda a massa do corpo estivesse concentrada nele, e pode ser calculado pela equação 08, conforme reafirma Halliday *et al.*, (2007).

$$CM = \frac{\sum(Ri \times Mi)}{\sum Mi} \quad \text{Eq. 08}$$

Onde: **CM** = Centro de massa, **Ri** = distância de cada ponto do segmento perpendicular ao eixo longitudinal, **Mi** = massa do segmento.

Sendo o corpo humano composto por diferentes biomateriais, o mesmo não é homogêneo, portanto, seu CM não coincide com o CG, entretanto é possível calcular a localização do mesmo de cada segmento para quantificar o movimento.

A equação 08 foi inserida em forma de algoritmo no software **ALK**[®] possibilitando assim o cálculo da localização tridimensional do CM de cada segmento corporal em tempo real.

3. ERROS E ACURÁCIA PARA BIOMECÂNICA

Erro Absoluto e Erro Relativo

Erros podem ser classificados em Sistemáticos e Aleatórios, sendo que os erros sistemáticos são relativos aos métodos e instrumentos utilizados durante a mensuração. Já os erros aleatórios referem-se à natureza estatística do processo de medição e não podem ser eliminados totalmente, ou sejam, estão sempre presentes, entretanto podem ser minimizados.

Quanto às medidas de erro, o erro absoluto (EA) é calculado pela equação 09:

$$EA = |\text{valor de referência} - \text{valor calculado}| \quad \text{Eq. 09}$$

Enquanto que o erro relativo (ER) é calculado pela equação 10:

$$ER = \left| \frac{(\text{valor de referencia} - \text{valor obtido})}{\text{valor obtido}} \right| \quad \text{Eq. 10}$$

A obtenção de valores baixos desses dois tipos de erros reflete a fidedignidade dos dados encontrados, no que diz respeito a erros de viés e erros de consistência, entendendo que o primeiro está relacionado aos valores do erro absoluto e o segundo ao erro relativo.

Acurácia

É importante ressaltar que as medidas de acurácia dizem respeito a erros sistemáticos e aleatórios, porém, a precisão é exclusivamente ligada a erros

aleatórios. Portanto, a utilização da expressão “acurácia e precisão” é redundante, uma vez que a última já está presente na primeira.

Medidas de precisão e acurácia estão diretamente ligadas a essas medidas de erro. O erro sistemático sendo pequeno a medida apresenta maior acurácia e quando o erro aleatório é pequeno a medida apresenta elevada precisão. Ou seja, a melhor medida será aquela que apresentar mais elevada acurácia e precisão.

Seguindo os parâmetros físicos (CPAQV, 2015), a medida de acurácia (**a**) é calculada em função da tendência (**b**) que é a diferença entre a média amostral e o valor de referência e da precisão (**DPc**) representada na equação 11:

$$a = b \pm DPc \quad \text{Eq. 11}$$

Onde: **a** é a medida de acurácia; **b** a tendência e **DPc**, desvio padrão combinado dos valores obtidos pelo instrumento a ser validado.

Erro RMS

Root Mean Square (erro RMS) é o método mais indicado de análise de erro do instrumento a ser validado, aqui no caso, o Microsoft™ Kinect®, este, é calculado utilizando os valores de referência e os valores calculados pelo instrumento. Conforme a equação 12, proposta por Allard *et al.*, (1991) e Fagliola e Beasley (2007):

$$Erms = \frac{\sqrt{\sum(Xr - Xi)^2}}{N} \quad \text{Eq. 12}$$

O erro RMS é determinado por X_r como sendo os valores de referências, X_i os valores encontrados com o instrumento, e N o número de aquisições realizadas durante a execução do movimento.

Erro Padrão

Ao passo que o erro RMS é calculado com os valores de referência e com os valores obtidos pelo instrumento, em se tratando do avaliado desenvolvendo um movimento, utiliza-se então, o erro padrão, já que o valor de referência não é constante.

O cálculo do erro padrão obedece a equação 13:

$$EP = \frac{DP}{N} \quad \text{Eq. 13}$$

Onde: **EP** = erro padrão; **DP** = desvio padrão e **N** = o número de aquisição dos dados.

Este, portanto, é parte dos cálculos e tratamento de dados para o processo de validação.

4. DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE

Um dos maiores desafios metodológicos das Ciências do Movimento Humano tem sido o desenvolvimento e validação de instrumentos para a utilização nesta ampla área de investigação, cujo espectro vai da promoção da saúde e qualidade de vida até o alto rendimento esportivo, sendo estes, potencialmente úteis em clínicas de reabilitação, na ortopedia, centros de treinamento e também no ambiente escolar e acadêmico-científico (VIEIRA, et. al., 2015).

O hardware Microsoft® Kinect® originalmente foi desenvolvido para o vídeo game Xbox® e utilizado, ainda de forma discreta em pesquisas na área da saúde, em especial com o lançamento de sua nova versão para Windows®, que, segundo a própria fabricante apresenta precisão, consideravelmente maior que o seu modelo anterior (<http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/>).

No estudo de Vieira et. al. (2016) foram encontrados resultados que demonstram a evolução da qualidade e confiabilidade deste *hardware* que melhorou, por exemplo, em 200% o número de indivíduos que o mesmo consegue reconhecer simultaneamente.

O software **ALK**® foi desenvolvido com a utilização do IDE Visual Studio 2013, linguagem de programação C#, em conjunto com o software disponibilizado pela própria Microsoft™, Kinect for Windows SDK 2.0™.

Quanto ao sistema operacional suportado para a utilização do **ALK**®, é necessário o Windows 8 ou superior, em se tratando de configurações de hardware é recomendado um processador de 64 bits (x64) dual core 3,1 GHz (ou superior), 4GB de memória (ou mais), entrada USB 3.0 dedicada à conexão com o Kinect for Windows ou Kinect V2 (que necessita de adaptador).

5. OBJETIVOS

Geral

Desenvolver e validar o software **ALK®** para avaliação cinética e cinemática de habilidades neuromotoras.

Específicos

- Calcular a acurácia e o erro RMS dos dados obtidos através do Kinect®;
- Calcular a acurácia e o erro RMS do **ALK®**;
- Obter o CM de diferentes segmentos corporais em tempo real através do **ALK®**;
- Realizar análise cinética de diferentes gestos motores através do **ALK®**.

6. MÉTODOS

O estudo caracteriza-se por ser descritivo e transversal (MARCONI e LAKATOS, 2003) com caráter de validação de um novo instrumento. Para a validação do instrumento é salutar o destaque das etapas de validação, separadas nos materiais e métodos conforme descritos.

Para as duas etapas deste processo de validação, o posicionamento vertical do instrumento Microsoft™ Kinect® versão V2 foi o mesmo, sempre com o eixo óptico de sua lente na altura de 0,75m do solo e com o ambiente iluminado conforme recomendação do fabricante para que a aquisição fosse realizada com sua capacidade nativa que é de 30Hz.

A amostra do estudo foi composta por dois indivíduos adultos, sendo um para cada etapa, porém, o número de dados coletados não se refere ao número de indivíduos, mas sim o número de aquisição destes, ou seja, com cada voluntário foi realizada três coletas, com duração de dez segundos cada coleta, e com frequência de 30Hz esse valor chega a um 1 dado a cada 0,03 segundos, viabilizando assim um n de aproximadamente 2000 mil dados por coleta.

Também se manteve para todas as etapas a análise do *Effect Size* em 0,80 com o intuito de minimizar o erro do tipo II O tamanho do efeito (TE) foi calculado pela equação de Levine (Equação 14):

$$TE = \frac{M1 - M2}{DPc} \quad \text{Eq. 14}$$

Onde o M são as médias em cada uma das três coletas e o DPc o desvio padrão combinado. Portanto o TE foi calculado três vezes para cada uma das coordenadas (X, Y e Z): X1 e X2; X1 e X3; X2 e X3, idem para Y e Z.

O Desvio Padrão Combinado (DP_c) foi obtido pela equação 15.

$$DP_c = \sqrt{\frac{(DP1)^2 \cdot (n1 - 1) + (DP2)^2 \cdot (2 - 1)}{n1 + n2 - 2}} \quad \text{Eq. 15}$$

Foi calculada a média amostral **x**, a precisão amostral (desvio padrão das amostras) e a precisão da média (**DP_c**), uma vez que se partiu do pressuposto do não conhecimento da precisão do equipamento.

Utilizou-se, para a filtragem dos dados o filtro FFT, 7Hz cut-off conforme recomenda Okazaki *et al.*, (2007) em todas as etapas da pesquisa.

Para a análise estatística foram utilizados os softwares: SPSS 23.0 e o Origin 9.0, com o propósito de comparação entre as medidas dos três momentos de cada coleta, o teste de ANOVA-Two Way, com o *post-hoc* de Scheffé, adotando a significância em 5%.

A normalidade dos dados e homogeneidade das variâncias foram corroboradas através dos testes de Kolmogorov-Smirnov e Bartlett respectivamente. Poder do teste (power test) foi de 0,80 para minimizar os erros tipo II (CPAQV, 2015).

Aspectos Éticos

A presente pesquisa foi submetida e aprovada no Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba sob o protocolo 49/2014 (ANEXO I), e os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (ANEXO II).

Etapa 01 – Cálculo dos Erros e Acurácia do ALK®

Amostra

Um sujeito adulto de 1,78m de estatura, 1,74m de envergadura e massa corporal de 84,800kg foi posicionado frontalmente ao eixo ótico do Kinect®/Windows® na posição ortostática estando os membros superiores na posição horizontal em consequência da abdução dos ombros em quatro distâncias diferentes do Kinect®/Windows®.

Para a verificação dessas quatro distâncias observou-se a mais próxima e mais distante nas quais o avaliado fosse capturado integralmente no campo ótico do instrumento, sendo tais distâncias: 1,80, 2,60, 3,60 e 4,30m respectivamente, conforme figura 2.

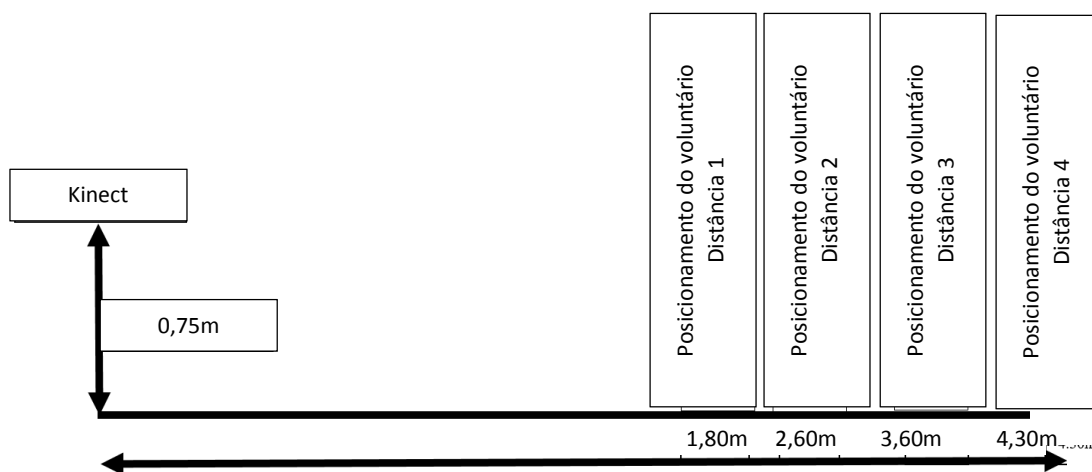


Figura 2. Croqui de representação da coleta dos dados (Etapa 01). Distância do solo até o eixo ótico do Kinect®, voluntário posicionado a cada medida mencionada.

Para cada posicionamento em cada distância foram realizadas três aquisições dos dados.

Etapa 02 – Localização do Centro de Massa

Halliday *et al.*, (2007) preconiza o uso da equação 8 já descrita para calcular a localização do CM de cada segmento corporal e a partir de então, utilizando o quadro 2, conforme proposto por Dempster (1995) apud Winter (2009) foi possível estabelecer o posicionamento de 14 pontos anatômicos.

Quadro 2. Localização do CM no segmento corporal de acordo com Dempster (1959).	
Segmento	Localização
(1) Cabeça	De C7-T1 até o canal auricular.
(2) Tronco	Do trocânter maior até a articulação glenoumeral
(3) Braço Direito (6) Braço Esquerdo	Da articulação glenoumeral até o cotovelo
(4) Antebraço Direito (7) Antebraço Esquerdo	Do cotovelo até o centro do punho
(5) Mão Direita (8) Mão Esquerda	Do centro do punho até a falange medial do dedo médio
(9) Coxa Direita (12) Coxa Esquerda	Do quadril até o centro do joelho
(10) Perna Direita (13) Perna Esquerda	Do joelho até o centro do tornozelo
(11) Pé Direito (14) Pé Esquerdo	Do tornozelo à ponta do pé

Sendo assim, a representação desses 14 pontos anatômicos estabelecidos pelo CM de cada segmento corporal foi utilizada para a análise do comportamento

destes nos três eixos (X, Y e Z), tanto para o indivíduo parado (Erro RMS) quando para o indivíduo em movimento (erro padrão).

Erro RMS

Entendendo que para o cálculo do Erro RMS leva-se em consideração valores de referências e valores obtidos pelo instrumento que se pretende validar, conforme já expresso na equação 09 (ALLARD *et al.*, 1991 e FAGLIOLA e BEASLEY, 2007). Ficou estabelecido que os valores de referência foram adotados com os obtidos por meio de medições validadas e aferidas com o uso de calibradores (AMADIO *et al.*, 1999; FIGUEIROA, LEITE e BARROS, 2003).

Um voluntário do sexo masculino, com estatura de 1,87m, envergadura de 1,75m e 101,100kg de massa corporal posicionou-se frontalmente ao eixo ótico do Kinect® distado à 3,60m, em posição ortostática, realizando abdução dos ombros, mantendo os braços na posição horizontal para aferição do posicionamento do Centro de Massa de cada segmento corporal, conforme figura 3:

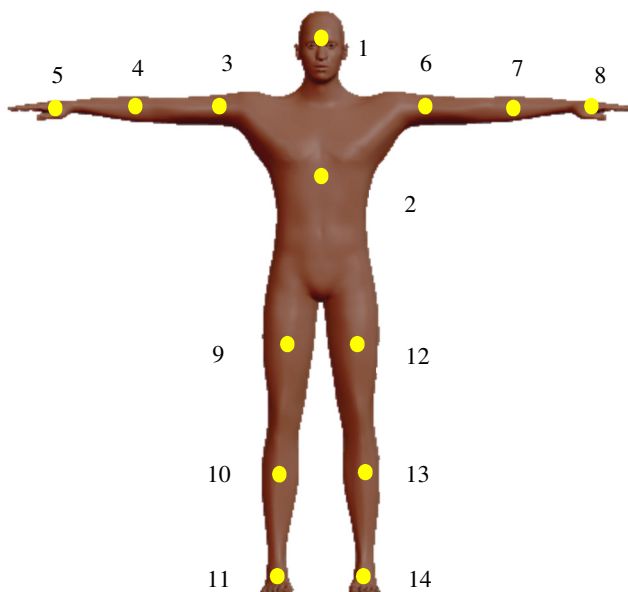


Figura 3: Representação diagramática dos CM de cada segmento corporal.

Foram realizadas três coletas de dados com a mesma frequência de 30Hz realizada na etapa anterior. Para a análise dessa etapa foi aplicada a equação 9, a estatística descritiva do posicionamento do CM de cada segmento nos três eixos (X, Y e Z).

Erro Padrão

Em fase complementar ao analisado pelo Erro RMS, o erro padrão é a ferramenta mais indicada para a análise durante a validação de instrumentos conforme é o caso do presente estudo. Entretanto, é utilizado para situações nas quais o valor de referência não é constante, ou seja, durante a movimentação.

Foi solicitado que o mesmo voluntário, já descrito na etapa anterior, parado à 3,60m de distância do Kinect™ realizasse o movimento de caminhada em linha reta na direção da lente do *hardware* até uma marcação determinada à 1,80m desta e assim retornando a posição inicial, repetindo esse movimento por três vezes (figura 4).

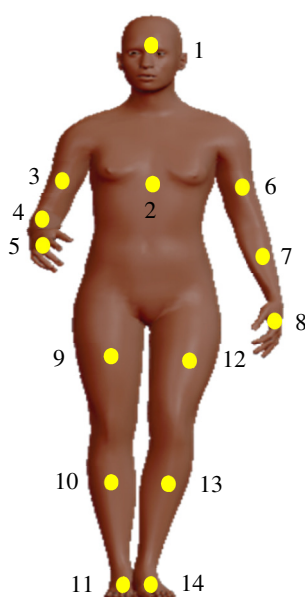


Figura 4. Localização do CM durante o movimento de caminhada.

Os resultados obtidos nessas três coletas seguiram os procedimentos quanto às análises já descritas no início dos métodos.

7. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Embora o Microsoft™Kinect™ seja um hardware criado a priori para a utilização como um joystick para videogame, sua utilização em outras searas tem sido evidenciada (BONNECHERE et al., 2012; OMELINA et al., 2012), o que vem ampliando sua aplicabilidade.

Etapa 01 – Erros e Acurácia do ALK®

Para a aferição dos erros é necessário conhecer os resultados obtidos nas três coletas realizadas para cada uma das quatro distâncias estabelecidas (Tabela 1).

Tabela 1. Médias e desvio padrão dos três eixos (X, Y e Z) em três repetições (1, 2 e 3) para cada uma das distâncias aferidas

Dist.	1,80m	2,60m	3,60m	4,30m
Coord.	Média (\pm DP)			
X ₁	-0,57 ($\pm 4,48 \times 10^{-16}$)	-0,61 ($\pm 1,84 \times 10^{-02}$)	-0,53 ($\pm 1,08 \times 10^{-02}$)	-0,58 ($\pm 3,36 \times 10^{-16}$)
X ₂	-0,57 ($\pm 3,36 \times 10^{-16}$)	-0,61 ($\pm 3,43 \times 10^{-03}$)	-0,53 ($\pm 6,13 \times 10^{-03}$)	-0,58 ($\pm 4,48 \times 10^{-16}$)
X ₃	-0,57 ($\pm 7,85 \times 10^{-16}$)	-0,61 ($\pm 1,45 \times 10^{-03}$)	-0,53 ($\pm 8,22 \times 10^{-03}$)	-0,58 ($\pm 5,60 \times 10^{-16}$)
Y ₁	0,61 ($\pm 1,96 \times 10^{-03}$)	0,57 ($\pm 2,97 \times 10^{-03}$)	0,62 ($\pm 6,80 \times 10^{-03}$)	0,55 ($\pm 1,25 \times 10^{-02}$)
Y ₂	0,61 ($\pm 2,27 \times 10^{-03}$)	0,57 ($\pm 3,02 \times 10^{-03}$)	0,62 ($\pm 2,47 \times 10^{-03}$)	0,55 ($\pm 1,45 \times 10^{-02}$)
Y ₃	0,61 ($\pm 1,59 \times 10^{-03}$)	0,57 ($\pm 1,52 \times 10^{-03}$)	0,62 ($\pm 3,01 \times 10^{-03}$)	0,55 ($\pm 1,39 \times 10^{-02}$)
Z ₁	1,90 ($\pm 1,94 \times 10^{-03}$)	2,76 ($\pm 8,03 \times 10^{-03}$)	3,65 ($\pm 5,67 \times 10^{-03}$)	4,18 ($\pm 5,64 \times 10^{-01}$)
Z ₂	1,90 ($\pm 1,26 \times 10^{-03}$)	2,77 ($\pm 4,85 \times 10^{-03}$)	3,64 ($\pm 1,87 \times 10^{-03}$)	4,17 ($\pm 5,64 \times 10^{-01}$)
Z ₃	1,90 ($\pm 3,19 \times 10^{-03}$)	2,76 ($\pm 2,19 \times 10^{-03}$)	3,64 ($\pm 2,59 \times 10^{-03}$)	4,17 ($\pm 5,61 \times 10^{-01}$)

Como é possível verificar na tabela 1, os resultados médios e de desvio padrão para os três eixos, nas três coletas e nas diferentes posições não apresentaram diferença significativa atestados pelo teste ANOVA Two-Way, o que mostra um padrão aceitável de aquisição dos dados com o **ALK**[®] nas distâncias testadas, ou seja, independente da distância o instrumento demonstra constância na captura das coordenadas para X, Y e Z. Com esses resultados foi calculado o *effect size* que apresentou resultado maior que 0,80, valor este considerado grande.

Os valores do EA foram superiores quando comparados os valores de ER, porém esse tipo de erro é de fácil correção por ser considerado um erro de viés, haja visto a ocorrência de um padrão estabelecido na aquisição dos dados, conforme a tabela 2 que leva em consideração as distancias analisadas.

Tabela 2. Valores do Erro Relativo (ER) de acordo com a distância do avaliado em relação às diferentes distâncias.

Dist.	1,80m	2,60m	3,60m	4,30m
Coord.	Média (\pm DP)			
X ₁	1,33 ($\pm 8,29 \times 10^{-4}$)	1,35 ($\pm 1,06 \times 10^{-2}$)	1,31 ($\pm 6,19 \times 10^{-3}$)	1,33 ($\pm 1,32 \times 10^{-3}$)
X ₂	1,33 ($\pm 3,44 \times 10^{-4}$)	1,35 ($\pm 1,97 \times 10^{-3}$)	1,31 ($\pm 3,52 \times 10^{-3}$)	1,33 ($\pm 1,87 \times 10^{-3}$)
X ₃	1,33 ($\pm 1,09 \times 10^{-3}$)	1,35 ($\pm 8,33 \times 10^{-4}$)	1,31 ($\pm 4,72 \times 10^{-3}$)	1,33 ($\pm 9,13 \times 10^{-4}$)
Y ₁	0,56 ($\pm 1,43 \times 10^{-3}$)	0,58 ($\pm 2,16 \times 10^{-3}$)	0,54 ($\pm 4,97 \times 10^{-3}$)	0,59 ($\pm 9,13 \times 10^{-3}$)
Y ₂	0,56 ($\pm 1,66 \times 10^{-3}$)	0,59 ($\pm 2,20 \times 10^{-3}$)	0,55 ($\pm 1,81 \times 10^{-3}$)	0,60 ($\pm 1,06 \times 10^{-2}$)
Y ₃	0,56 ($\pm 1,16 \times 10^{-3}$)	0,59 ($\pm 1,11 \times 10^{-3}$)	0,55 ($\pm 2,20 \times 10^{-3}$)	0,60 ($\pm 1,01 \times 10^{-2}$)
Z ₁	0,05 ($\pm 1,08 \times 10^{-3}$)	0,06 ($\pm 3,09 \times 10^{-3}$)	0,01 ($\pm 1,57 \times 10^{-3}$)	0,03 ($\pm 1,30 \times 10^{-1}$)
Z ₂	0,05 ($\pm 6,99 \times 10^{-4}$)	0,06 ($\pm 1,86 \times 10^{-3}$)	0,01 ($\pm 5,21 \times 10^{-4}$)	0,03 ($\pm 1,30 \times 10^{-1}$)
Z ₃	0,05 ($\pm 1,77 \times 10^{-3}$)	0,06 ($\pm 8,42 \times 10^{-4}$)	0,01 ($\pm 7,18 \times 10^{-4}$)	0,03 ($\pm 1,30 \times 10^{-1}$)

Os valores do erro relativo (tabela 2) não apresentam diferenças significativas comprovadas pelo teste de ANOVA Two-Way, corroborando assim a similaridade dos dados, independente da distância em que são coletados para os três eixos (X, Y e Z), representando consistência nas três diferentes coletas, revelando valores melhores quando comparados com outros estudos similares como os realizados por Chang et al., (2011), Bonnechere et al., (2012), Yang et al., (2015).

Resultados de tendência, precisão e acurácia são apresentados na tabela 3. para cada eixo (X, Y e Z) em cada distância analisada.

Tabela 3. Valor médio de cada coordenada de acordo com a distância do Kinect® para tendência, precisão e acurácia

Distancia (m)	Coordenada	Tendência (m)	Precisão (m)	Acurácia (m)
1,80	X	0,1119	$5,48 \times 10^{-16}$	0,1119
	Y	0,0124	0,0019	0,0143
	Z	0,0941	0,0021	0,0920
2,60	X	1,2904	0,0078	1,2982
	Y	0,0515	0,0025	0,0540
	Z	0,1612	0,0050	0,1562
3,60	X	1,2160	0,0084	1,2240
	Y	0,0022	0,0041	0,0019
	Z	0,0498	0,0034	0,0464
4,30	X	0,1006	$4,48 \times 10^{-16}$	0,1006
	Y	0,0676	0,0136	0,0812
	Z	0,1274	0,5631	0,6905

É possível verificar que os valores de tendência, precisão e acurácia para aquisição de dados com o uso do software **ALK**[®] em conjunto com o hardware Microsoft[™] Kinect[®] revelaram-se satisfatórios para o prosseguimento do processo de validação do instrumento, superando valores encontrados em outros estudos (KHOSHELHAM, 2011, KHOSHELHAM et al., 2012, YANG et al., 2015).

Os resultados das análises das localizações, erros absolutos e relativos e, tendência, precisão e acurácia, tornam-se imprescindíveis ao passo que confirmam a ausência de erros relevantes no **ALK**[®] enquanto solução tecnológica aplicada num grande espectro de empregabilidade.

Etapa 02 – Localização do Centro de Massa

O *hardware* Microsoft[™] Kinect[™] nativamente fornece, via software a localização de 25 pontos anatômicos representados tanto em complexos articulares quanto em segmentos corporais.

Entretanto, a localização do CM de cada segmento corporal merece destaque no que se refere a inovação enquanto pesquisa aplicada, conceitos físicos permitem calcular a localização do CM pela equação 8 (página 27), o que possibilitou a localização pelo **ALK**[®].

Portanto, para a sequência do processo de validação, a análise da localização do Centro de Massa (CM) de cada segmento apresentou o *effect size* com valores de 0,80, considerado grande efeito, já os resultados descritivos são expressos na Tabela 4.

Tabela 4. Estatística descritiva do CM para cada segmento corporal.

	X (m)	Y (m)	Z (m)
	Média (\pm DP)		
Cabeça	0,0583 (\pm 0,0002)	1,0359 (\pm 0,0003)	3,5534 (\pm 0,0005)
Tronco	0,0329 (\pm 0,0001)	0,4109 (\pm 0,0001)	1,8593 (\pm 0,0002)
Braço Direito	0,1010 (\pm 0,0000)	0,3281 (\pm 0,0001)	1,4790 (\pm 0,0002)
Braço Esquerdo	-0,0485 (\pm 0,0001)	0,3285 (\pm 0,0001)	1,4916 (\pm 0,0002)
Antebraço Direito	0,2422 (\pm 0,0001)	0,3754 (\pm 0,0001)	1,7718 (\pm 0,0001)
Antebraço Esquerdo	-0,1682 (\pm 0,0001)	0,3652 (\pm 0,0002)	1,8103 (\pm 0,0002)
Mão Direita	0,7974 (\pm 0,0006)	0,7634 (\pm 0,0003)	3,3845 (\pm 0,0001)
Mão Esquerda	-0,7094 (\pm 0,0002)	0,6990 (\pm 0,0007)	3,5250 (\pm 0,0004)
Coxa Direita	0,0592 (\pm 0,0003)	0,0986 (\pm 0,0001)	1,3913 (\pm 0,0002)
Coxa Esquerda	-0,0050 (\pm 0,0002)	0,0963 (\pm 0,0002)	1,3967 (\pm 0,0001)
Perna Direita	0,0825 (\pm 0,0001)	-0,0634 (\pm 0,0002)	1,4600 (\pm 0,0001)
Perna Esquerda	-0,0228 (\pm 0,0000)	-0,0757 (\pm 0,0001)	1,4688 (\pm 0,0001)
Pé Direito	0,2379 (\pm 0,0004)	-0,6392 (\pm 0,0030)	3,5293 (\pm 0,0038)
Pé Esquerdo	-0,0759 (\pm 0,0001)	-0,6396 (\pm 0,0001)	3,5551 (\pm 0,0002)

Na tabela 4 é possível verificar a localização do CM de cada segmento analisado, lembrando que o voluntário, nessa fase foi orientado para permanecer o mais estático possível durante todo o período das três coletas.

Os valores relacionados ao cálculo do erro RMS são reportados em percentual para cada CM dos referidos segmentos corporais nos três eixos (X, Y e Z) conforme a tabela 5.

Tabela 5. % do erro RMS para cada CM do segmento corporal em cada um dos três eixos.

	X (%)	Y (%)	Z (%)
Cabeça	0,02	0,19	0,66
Tronco	0,04	0,11	0,96
Braço Direito	0,40	0,47	2,15
Braço Esquerdo	0,11	0,14	0,71
Antebraço Direito	0,13	0,25	1,12
Antebraço Esquerdo	0,03	0,08	0,37
Mão Direita	0,71	0,69	3,05
Mão Esquerda	0,21	0,21	1,06
Coxa Direita	0,06	0,08	1,19
Coxa Esquerda	0,02	0,05	0,91
Perna Direita	0,03	0,04	0,49
Perna Esquerda	0,03	0,04	0,49
Pé Direito	0,07	0,19	1,00
Pé Esquerdo	0,01	0,12	0,63

Para o processo de validação o cálculo do Erro RMS é o mais indicado, quando, se leva em consideração valores de referência e valores obtidos, sendo que os percentuais revelados na tabela 5 corroboram com os estudos de Khoshelham et al., (2012), Chin et al., (2015), Vieira et al., (2015) e Yang et al., (2015).

Os achados na primeira etapa do processo de validação são reforçados pelos valores do Erro RMS, o que permite o prosseguimento do processo, para a verificação dos resultados referentes ao erro padrão.

O *effect size* para a localização do CM é expresso na tabela 6.

Tabela 6. Valores do *effect size* para o CM de cada segmento nos três eixos

	X	Y	Z
Cabeça	0,31	0,21	0,22
Tronco	0,32	0,22	0,23
Braço Direito	0,32	0,24	0,27
Braço Esquerdo	0,06	0,21	0,21
Antebraço Direito	0,33	0,23	0,24
Antebraço Esquerdo	0,00	0,22	0,22
Mão Direita	0,29	0,24	0,29
Mão Esquerda	0,08	0,17	0,12
Coxa Direita	0,38	0,22	0,35
Coxa Esquerda	0,14	0,23	0,27
Perna Direita	0,33	0,21	0,33
Perna Esquerda	0,00	0,20	0,24
Pé Direito	0,27	0,22	0,26
Pé Esquerdo	0,04	0,19	0,22

Os resultados do *effect size* embora sejam considerados pequenos de acordo com os critérios de Cohen, tornam-se relevantes ao passo que vale lembrar que o mesmo é inversamente proporcional ao tamanho amostral.

Não obstante, a tabela 7 apresenta os resultados da estatística descritiva em médias e desvio padrão da localização do CM de cada segmento corporal durante o movimento de caminhada.

Tabela 7. Localização do CM de cada segmento corporal durante o movimento de caminhada.

	X(m)	Y (m)	Z(m)
	Média (\pm DP)		
Cabeça	1,53 (\pm 0,01)	1,19 (\pm 0,10)	0,38 (\pm 0,10)
Tronco	1,53 (\pm 0,01)	1,26 (\pm 0,08)	0,30 (\pm 0,08)
Braço Direito	1,43 (\pm 0,04)	1,38 (\pm 0,05)	0,23 (\pm 0,07)
Braço Esquerdo	-0,05 (\pm 0,02)	0,18 (\pm 0,05)	0,97 (\pm 0,01)
Antebraço Direito	1,46 (\pm 0,03)	1,28 (\pm 0,07)	0,30 (\pm 0,08)
Antebraço Esquerdo	1,60 (\pm 0,01)	1,28 (\pm 0,08)	0,28 (\pm 0,08)
Mão Direita	1,41 (\pm 0,05)	1,48 (\pm 0,02)	0,18 (\pm 0,06)
Mão Esquerda	-0,07 (\pm 0,02)	0,08 (\pm 0,02)	0,99 (\pm 0,00)
Coxa Direita	0,07 (\pm 0,02)	0,08 (\pm 0,02)	0,99 (\pm 0,00)
Coxa Esquerda	0,00 (\pm 0,01)	0,09 (\pm 0,02)	0,99 (\pm 0,00)
Perna Direita	0,08 (\pm 0,03)	-0,07 (\pm 0,02)	0,99 (\pm 0,00)
Perna Esquerda	-0,00 (\pm 0,00)	-0,07 (\pm 0,02)	0,99 (\pm 0,00)
Pé Direito	0,08 (\pm 0,02)	-0,24 (\pm 0,08)	0,96 (\pm 0,02)
Pé Esquerdo	0,00 (\pm 0,00)	-0,24 (\pm 0,08)	0,96 (\pm 0,02)

Entendendo que o voluntário foi orientado a realizar o movimento de caminhada o mais uniforme possível, os resultados da tabela 7 corroboram com os

resultados anteriores apresentando coerência, porém, para o movimento de caminhada faz-se necessário o cálculo do erro padrão (Tabela 8).

Tabela 8. Resultados do cálculo do Erro Padrão (EP) de cada CM durante o movimento da caminhada.

	X (m)	Y (m)	Z (m)
Cabeça	0,0001	0,0004	0,0004
Tronco	0,0001	0,0004	0,0004
Braço Direito	0,0001	0,0003	0,0004
Braço Esquerdo	0,0001	0,0003	0,0003
Antebraço Direito	0,0002	0,0002	0,0003
Antebraço Esquerdo	0,0001	0,0002	$4,74 \times 10^{-05}$
Mão Direita	0,0002	0,0001	0,0003
Mão Esquerda	0,0001	0,0001	$1,81 \times 10^{-05}$
Coxa Direita	0,0001	0,0001	$1,61 \times 10^{-05}$
Coxa Esquerda	$4,67 \times 10^{-05}$	0,0001	$9,13 \times 10^{-06}$
Perna Direita	0,0001	0,0001	$1,90 \times 10^{-05}$
Perna Esquerda	$3,42 \times 10^{-05}$	0,0001	$8,74 \times 10^{-06}$
Pé Direito	0,0001	0,0004	0,0001
Pé Esquerdo	$1,71 \times 10^{-05}$	0,0004	0,0001

Os resultados expressos na tabela 8 apresentam valores bastante satisfatórios, entendendo que o voluntário foi orientado a realizar o movimento de caminhada em direção ao Microsoft®/Kinect® e retornar à posição inicial em movimento contínuo.

É sabido que todo movimento analisado é pautado em função do tempo, o **ALK[®]** com sua frequência de 30Hz e cada coleta com duração de 10 segundos, ou seja, para cada coleta foi realizada a aquisição de dois mil dados, de posicionamento do CM de cada segmento corporal em função do tempo, possibilitando assim o cálculo do módulo de suas derivadas. A tabela 9 expressa os valores modulares da velocidade.

Tabela 9. Média e desvio padrão do módulo da velocidade (m/s) de cada CM no movimento de caminhada

	X	Y	Z
	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)
Cabeça	0,03 (± 0,03)	0,05 (± 0,04)	0,05 (± 0,05)
Tronco	0,03 (± 0,03)	0,04 (± 0,04)	0,04 (± 0,04)
Braço Direito	0,03 (± 0,04)	0,04 (± 0,04)	0,04 (± 0,04)
Braço Esquerdo	0,03 (± 0,03)	0,04 (± 0,04)	0,04 (± 0,04)
Antebraço Direito	0,04 (± 0,04)	0,03 (± 0,03)	0,04 (± 0,05)
Antebraço Esquerdo	0,04 (± 0,04)	0,03 (± 0,03)	0,01 (± 0,01)
Mão Direita	0,05 (± 0,05)	0,03 (± 0,03)	0,05 (± 0,05)
Mão Esquerda	0,04 (± 0,04)	0,04 (± 0,04)	0,01 (± 0,01)
Coxa Direita	0,03 (± 0,03)	0,02 (± 0,02)	0,00 (± 0,00)
Coxa Esquerda	0,03 (± 0,03)	0,02 (± 0,02)	0,00 (± 0,00)
Perna Direita	0,02 (± 0,02)	0,03 (± 0,04)	0,00 (± 0,00)
Perna Esquerda	0,02 (± 0,02)	0,03 (± 0,03)	0,00 (± 0,00)
Pé Direito	0,02 (± 0,04)	0,07 (± 0,12)	0,02 (± 0,03)
Pé Esquerdo	0,02 (± 0,02)	0,08 (± 0,12)	0,02 (± 0,03)

A velocidade foi calculada como a primeira derivada da posição em função do tempo, o comportamento da segunda derivada (aceleração) também foi calculado seu valor modular (tabela 10).

Tabela 10. Média e desvio padrão do módulo da aceleração (m/s^2) de cada CM no movimento de caminhada

	X	Y	Z
	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)
Cabeça	0,19 (\pm 0,15)	0,19 (\pm 0,20)	0,19 (\pm 0,20)
Tronco	0,22 (\pm 0,18)	0,17 (\pm 0,17)	0,17 (\pm 0,18)
Braço Direito	0,22 (\pm 0,21)	0,21 (\pm 0,21)	0,21 (\pm 0,23)
Braço Esquerdo	0,21 (\pm 0,17)	0,19 (\pm 0,19)	0,19 (\pm 0,19)
Antebraço Direito	0,24 (\pm 0,23)	0,25 (\pm 0,26)	0,27 (\pm 0,26)
Antebraço Esquerdo	0,24 (\pm 0,20)	0,29 (\pm 0,26)	0,06 (\pm 0,05)
Mão Direita	0,31 (\pm 0,25)	0,50 (\pm 0,53)	0,40 (\pm 0,33)
Mão Esquerda	0,30 (\pm 0,23)	0,55 (\pm 0,55)	0,06 (\pm 0,06)
Coxa Direita	0,21 (\pm 0,20)	0,18 (\pm 0,20)	0,02 (\pm 0,02)
Coxa Esquerda	0,21 (\pm 0,20)	0,17 (\pm 0,19)	0,01 (\pm 0,02)
Perna Direita	0,21 (\pm 0,21)	0,50 (\pm 0,62)	0,04 (\pm 0,05)
Perna Esquerda	0,22 (\pm 0,26)	0,42 (\pm 0,49)	0,03 (\pm 0,03)
Pé Direito	0,49 (\pm 0,64)	1,27 (\pm 1,85)	0,26 (\pm 0,39)
Pé Esquerdo	0,38 (\pm 0,50)	1,30 (\pm 1,89)	0,30 (\pm 0,48)

Os dados relacionados à velocidade e aceleração são compatíveis com o movimento executado, ou seja, confirma o desenvolvimento do processo de validação do **ALK**[®].

É plausível a demonstração de que o Microsoft[™]Kinect[™] revela satisfatória performance para as demandas as quais vem sendo submetido no contexto acadêmico-científico, além de ser de fácil transporte e baixo custo, além da eliminação do uso de calibradores e marcadores (ADAMOVICH, 2009, DUTTA, 2009, CHANG et al., 2011 e SHINGADE et al., 2014).

Com o **ALK**[®] foi possível calcular a localização via hardware do CM de cada segmento corporal, tanto com o indivíduo em posição ortostática sendo orientado a permanecer o mais imóvel possível (Etapa 01) assim como com o indivíduo realizando o movimento elementar de caminhada (Etapa 02). Entendendo que a acurácia do **ALK**[®] foi testada e comprovada estatisticamente em ambas as situações (estática e dinâmica), os resultados comprovam a fidedignidade, replicabilidade e exequibilidade do **ALK**[®] como instrumento de diagnóstico, análise e intervenção, entre outras possibilidades biomecânicas.

8. CONCLUSÃO

É possível concluir a consolidação para o processo de validação do software **ALK**[®] com a utilização do hardware Microsoft[™] Kinect[™] baseado nos resultados encontrados neste.

Portanto, o **ALK**[®] trata-se de uma solução tecnológica para análise, diagnóstico e intervenção nas áreas da saúde e do movimento humano, assim como em todas as áreas de estudo que envolvam humanos em movimento.

10. REFERÊNCIAS

ADAMOVICH, S.V., FLUET, G.G., MERIANS, A.S. Sensorimotor training in virtual reality: a review. **Neurorehabilitation**, v.25, n.1, p. 29-44, 2009.

ALLARD, P., STROKES, I.A.F., BLANCHI, J.P. **Three-dimensional analysis of human movement**. In.: Selected papers from an invited symposium on three-dimensional analysis held in Montreal in July. 1991.

AMADIO, A.C., COSTA, P.H.L., SACCO, I.C.N., SERRÃO, J.C. ARAÚJO, R.C., MOCHIZUCKI, L., DUARTE, M. Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano: Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 3, n.2, p. 41-54, 1999.

BONNECHERE, B., JANSEN, B., SALVIA, P., BOUZAHOUENE, H., OMELINA, L., CORNELIS, J., ROOZE, M., VAN SINT JAN, S. What are the current limits of Kinect™ sensor? Proc. 9th Intl. Conf. Disability, **Virtual Reality & Associated Technologies**, ISBN: 978-0-7049-1545-9, Pages 287-294, sept 2012.

CHANG, Y.J., CHEN, S.F., HUANG, J.D. A Kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities. **Rev Dev Desabil**, 32 (6), pages 186-96, 2011.

CHIN, L.C., BASAH, S.N., YACOB, S. Accuracy and reliability of optimum distance for high performance Kinect sensor, **IEEE Xplore Digital Library**, 30-1, March 2015.

CPAQV (online) available: <http://www.cpaqv.org/estatistica/indexestatistica.html/>, acessado Ago, 2015.

CPAQV (online) available: http://www.cpaqv.org/mtpmh/calculo_vetorial.pdf /
acessado Jul, 2016.

DEMPSTER, W.T., GABEL, W.C., FELTS, J.L. The Anthropometry of Manual Work Space for the Seated Subjects. **Am. J. Phys. Anthropol.** 17:289-317, 1959.

DUTTA, T. Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace applied ergonomics, Vol. 43, Issue 4, Pages 645-649, 2012.

FIGLIOLA, R.S., BEASLEY, D.E. **Teoria e Projeto para medições mecânicas.** 4ª ed. Rio de Janeiro, Editora LTC, 466p, 2007.

FIGUEIROA, P.J., LEITE, N.J., BARROS, R.M. A Flexible Software for Tracking of Markers Used in Human Motion Analysis. **Computer Methods And Programs Biomedicine**, v. 72, n.2, p. 155-165, 2003.

GOLDEMBERG, J. Física Experimental. São Paulo. Companhia Editora Nacional. V. 1. 1977.

HALLIDAY. D., RESNICK, R. WALKER, J. **Fundamentals of Physics.** 10th Edition. 2007.

HAY. J.G. **Biomecânica das Técnicas Desportivas**, Ed Interamericana, 443p, 1981.

KINECT (Online) Available: <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/>,
accessed Aug, 28,2015.

KHOSHELHAM, K. Accuracy analysis of kinect depth data, In Proc. **Int. Soc. Photogram, Remote Sens.** Workshop Laser Scanning, pages 133-138, 2011.

KHOSHELHAM, K., ELBERINK, S.O. Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications, **Sensors**, Vol. 12, n°. 2, pages 1437-1454, 2012.

MARCONI, M.A., LAKATOS, E.M. **Fundamentos da Metodologia Científica**. 5ª ed. Ed. Atlas S.A., São Paulo, 2003

MARTINS, G.C. **Iniciação Esportiva: Diálogos Possíveis entre a Objetividade da Análise Biomecânica e a Subjetividade da Qualidade de Vida**. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Ciências da Saúde – FACIS. Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP, Piracicaba – SP. 2011.

OKAZAKI, V.H.A., TEIXEIRA, L.A., RODACK, A.L.F. Frequência de Amostragem e Filtragem na Cinemática. In.: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007, São Pedro-SP, Brasil. **XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, v. XII, p. 1-4, 2007.

OMELINA, L., JANSEN, B., BONNECHERE, B., VAN SINT JAN, S., CORNELIS, J. Serious game for physical rehabilitation: designing highly configurable and adaptable games. In: **ICDVRAT**. Laval. France, 2012.

SARRO, K.J. **Proposição, Validação E Aplicação de um Novo Método para Análise da Movimentação da Caixa Torácica durante a Respiração**. Tese de Doutorado – Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas. Campinas – SP. 2007.

SHINGADE, A., GHOTKAR, A. Animation of 3D human model using markerless motion capture applied to sports. **Int. J. Comput Graph Animat** [Internet]; 4(1): 27-39. Availabe from: <http://www.airccse.org/journal/ijcga/papers/4114ijcga03.pdf>, 2014.

VIEIRA, E.R. **Análise da Confiabilidade de Equipamentos e Métodos para Medir o Movimento de Flexão Anterior da Coluna Lombar.** São Carlos – UFSCAR, 2006.

VIEIRA, F.S.F., DOS SANTOS, A.G.M., DA SILVA, A.E. NOVELLI, C. SILVESTRE, F. MARTINS, G.C., OLIVEIRA, H.F.R., PEREIRA, J.J.F., BUCK, K.H., CAMARGO, L.B., DOMOTOR, P., CASAGRANDE, R.M., VILELA JUNIOR, G.B. Microsoft Kinect™ accuracy in the kinematic analysis of the human movement. **Revista CPAQV**, ISSN: 2178-7514, Vol. 7, Nº. 2, Pag. 1-7. 2015.

VIEIRA, F.S.F., DOS SANTOS, A.G.M., DA SILVA, A.E. NOVELLI C. SILVESTRE, F. MARTINS, G.C., OLIVEIRA, H.F.R., PEREIRA, J.J.F., CAMARGO, L.B., DOMOTOR, P., CASAGRANDE, R.M., VILELA JUNIOR, G.B. Calculating the center of mass RMS error of body segments obtained through Kinect™ for Windows™. **Revista CPAQV**, ISSN: 2178-7514, Vol. 8, Nº. 1, Pag. 1-7. 2016.

VIEIRA, F.S.F., DOS SANTOS, A.G.M., DA SILVA, A.E., NOVELLI, C. SILVESTRE, F. MARTINS, G.C., OLIVEIRA, H.F.R., PEREIRA, J.J.F., CAMARGO, L.B., DOMOTOR, P., CASAGRANDE, R.M., VILELA JUNIOR, G.B. Standard error of the center of mass (CM) position in a three dimensional space obtained through Kinect™. **Revista CPAQV**, ISSN: 2178-7514, Vol. 8, Nº. 3, Pag. 1-6. 2016.

VILELA JR, G.B. **Biomecânica: Um Mundo de Possibilidades.** Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida – CPAQV. Disponível em: http://www.cpaqv.org/mtpmh/biomecanica_metodos.pdf. 1996.

VILELA JR, G.B. **Cinesiologia – Planos, Eixos e Movimentos**. Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida – CPAQV. Disponível em: http://www.cpaqv.org/cinesiologia/planos_eixos_movimentos.pdf. 2015

VILELA JR, G.B. **Fundamentos do Cálculo Vetorial Para a Biomecânica**. Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida – CPAQV. Disponível em: http://www.cpaqv.org/mtpmh/calculo_vetorial.pdf. 2016.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**, 4th Edition. 2009.

WHITTLE, M. W. **Gait Analysis: An Introduction**. Butterworth-Heinemann, 2003.

YANG, L., ZHANG, L., DONG, H., ALELAIWI, A., SADDIK, A. Evaluating and improving the depth accuracy of Kinect for Windows V2. **IEEE Sens J** [Internet]. 15(8):4275-85. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7067384>, 2015.

ANEXOS

ANEXO I

 UNIMEP Universidade Metodista de Piracicaba	Comitê de Ética em Pesquisa CEP-UNIMEP
<i>Certificado</i>	
<p>Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado “Validação dos testes de agilidade e precisão de finalização no futsal”, sob o protocolo nº 49/2014, do pesquisador Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior esta de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 12/12/2012, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.</p>	
<p>We certify that the research project with title “Validation of agility tests and accuracy of termination on futsal”, protocol nº 49/2014, by Researcher Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior is in agreement with the Resolution 466/12 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.</p>	
	Piracicaba, 10 de abril de 2015
Profa. Dra. Daniela Faleiros Bertelli Merino Coordenadora CEP - UNIMEP	

ANEXO II**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE**

Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP

CPAQV – Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida

Núcleo de Pesquisa em Biomecânica Ocupacional, Ergonomia e Qualidade de
Vida

Pesquisa: Desenvolvimento E Validação De Software “Advanced Limits of Kinect
– ALK®” Para Avaliação Cinética E Cinemática De Habilidades Neuromotoras Em
Diferentes Populações.

Pesquisadores responsáveis: Prof. Me. Fabio da Silva Ferreira Vieira e Prof. Dr.
Guanis de Barros Vilella Júnior

***Termo de Consentimento Livre e Esclarecido a ser assinado pelos
voluntários ou responsáveis participantes desse estudo***

Essas informações estão sendo fornecidas para a participação voluntária do(a) senhor(a) _____, para realizar as capturas dos movimentos a serem estudados, não tendo nenhuma atividade que vai requerer treinamento ou aprendizagem do mesmo para a execução durante as coletas. A coleta de dados será realizada pelo pesquisador Prof. Me. Fabio da Silva Ferreira Vieira, sob orientação, supervisão e responsabilidade do Prof. Dr. Guanis de Barros Vilella Júnior.

Caso aconteça qualquer acidente, as providências serão tomadas de acordo com os procedimentos éticos de forma a garantir a integridade física e psicológica dos mesmos.

Os(As) senhores(as) serão informados dos resultados de todos os processos, etapas de avaliação, bem como dos resultados finais do estudo. Se houver qualquer dúvida em relação aos procedimentos, etapas, resultados, os(as) senhores(as) podem e devem procurar pelo Prof. Me. Fabio da Silva Ferreira Vieira, tel.: (43) 999036699 / (43) 35250981, e pelo Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Júnior, do programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Metodista de Piracicaba, São Paulo, nos tel: (19) 3124-1515 – Ramal 1239 e (19) 3124-1609 / 3124-1659.

Os(As) senhores(as) podem desistir de participar desse estudo a qualquer momento, sem quaisquer prejuízos aos mesmos. Todas as informações serão mantidas em sigilo e os dados utilizados apenas para fins didáticos, acadêmicos e científicos.

Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Júnior

Professor Responsável

Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que foram lidas por mim, descrevendo o estudo que visa analisar movimentos simples. Os propósitos desse estudo, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes ficaram claros para mim.

Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso aos dados da pesquisa quando julgar necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e posso retirar meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades, prejuízos ou perdas e se decidir desistir, informarei o pesquisador Prof. Me. Fabio da Silva Ferreira Vieira e/ou o professor Dr. Guanis de Barros Vilella Júnior.

“Eu _____,
residente à _____,
telefone: _____, declaro que também tomei conhecimento do estudo e decidi dele participar, dando meu consentimento livre e esclarecido para efetuação do estudo”.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste responsável do voluntário para a participação neste estudo.

Data: ____/____/____

Assinatura do(a) Voluntário(a)