

Desenvolvimento e validação de uma Unidade de Medição Inercial quando aplicada no teste de velocidade de 40m, com atletas de Alto Rendimento, de Atletismo

Autores

Paulo Miranda-Oliveira^{1,2,3}; Orlando Fernandes^{3,4}; Pedro Serra; Marco Branco^{5,6}

paulooliveira@fpatletismo.pt

Resumo

A análise sistemática da corrida de velocidade de 40m é uma ferramenta essencial para o treinador. O presente estudo pretendeu desenvolver um instrumento com sensor inercial de transmissão wireless de pequenas dimensões, de baixo custo e que permita ser aplicado em testes de velocidade; validar os parâmetros temporais do passo e contabilização de apoios realizados; e associar e interpretar os parâmetros de aceleração obtidos diretamente pela Unidade de Mediação Inercial (IMU). Seis atletas de Alto Rendimento (quatro masculinos (idade: $25 \pm 3,08$ anos; Massa Corporal (MC): $77,90 \pm 8,69$ Kg e altura (h): $1,80 \pm 0,07$ m) e dois femininos (idade: $30,00 \pm 2,00$ anos; MC: $63,23 \pm 1,87$ Kg e h: $1,70 \pm 0,01$ m) realizaram duas a três corridas de 40m à máxima velocidade. A IMU desenvolvida foi colocada na apófise espinhosa da L5 e no calcâneo. A validade de critério teve como referência uma câmara de alta velocidade. As células fotoelétricas de duplo corte foram usadas para determinar a velocidade média da corrida. A IMU permitiu determinar os parâmetros de tempo de apoio e de passo e contabilizar o número de passos com validade e elevada concordância. Permitiu, ainda, verificar que a aceleração ântero-posterior, vertical e médio-lateral obtidas pela IMU explicam os vários parciais da velocidade. Este estudo demonstrou que um instrumento com um custo inferior a 100€ e de fácil aplicação no atleta permite obter informação imediata e relevante para a monitorização sistemática do treino.

Palavras-chave: Sensor, Validação, Biomecânica, Atletas de Alto Rendimento

¹ Federação Portuguesa de Atletismo

² ESTG - Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Politécnico de Leiria

³ Departamento de Desporto e Saúde, Escola de Saúde e Desenvolvimento Humano, Universidade de Évora

⁴ CHRC - Comprehensive Health Research Center, Universidade de Évora

⁵ Escola Superior de Desporto de Rio Maior, Instituto Politécnico de Santarém

⁶ CIPER - Centro Interdisciplinar para o Estudo da Performance Humana, Faculdade de Motricidade Humana, Universidade de Lisboa

Introdução

A habilidade de correr rápido (*sprint*) é uma característica importante e transversal em todos os eventos do Atletismo e corresponde na capacidade de produzir uma elevada velocidade para percorrer uma distância no menor tempo possível (Morin et al., 2011). O perfil de velocidade de cada atleta é um fator particular, dividido em fase de aceleração, fase de velocidade constante e fase de desaceleração (Kuznietsov, 2012). A descrição mecânica do movimento de corrida a velocidade permite otimizar o rendimento desportivo e prevenir a lesão do atleta (Kenneally-Dabrowski et al., 2018; Setuain et al., 2018). Os métodos associados à análise biomecânica têm utilizado vários procedimentos e instrumentos para calcular parâmetros biomecânicos úteis para o treinador e atleta (Bailey e Harle, 2014; Setuain et al., 2018). A utilização de células fotoelétricas permitem determinar a velocidade média de forma imediata, embora com informação reduzida, ao contrário dos sistemas de medição de deslocamento a laser (radar) que descrevem a velocidade e deduzem as forças por dinâmica inversa continuamente e em tempo útil, no entanto, carece de informação sobre o passo (Setuain et al., 2018). Em laboratório, a videografia e as plataformas de força têm permitido caracterizar a técnica de corrida, verificando que uma melhor fase de aceleração ocorre quando produzidas elevadas forças propulsivas e menores forças de travagem e, maiores valores de velocidade máxima permitem maiores forças verticais do apoio (Nagahara et al., 2018; Rabita et al., 2015). As passadeiras instrumentadas determinam parâmetros temporais e cinéticos em cada apoio durante a fase de aceleração e verificou o rácio de inclinação do vetor força como fundamental nos melhores registos temporais (Morin et al. 2011, 2012; Rabita et al., 2015). Em laboratório consegue-se informação útil e rica, contudo as limitações na execução do gesto técnico (Schmidt et al., 2016), os custos elevados (Bailey and Harle, 2014, 2016; Setuain et al., 2018), as dificuldades de transporte (Wixted et al., 2010) e a difícil aplicação, pelas restrições de roupa ou colocação dos marcadores anatómicos (Lee et al., 2010), são fatores que limitam o estudo biomecânico da corrida. Com a evolução tecnológica, as Unidades de Medição Inercial (IMU) em dispositivos sem fios, têm mostrado que com um baixo custo é possível obter parâmetros biomecânicos válidos de forma contínua e sistemática, com fácil aplicação e ainda incluir o instrumento no processo de monitorização e controlo do treino dos atletas em situação real do treino (Bailey and Harle, 2014; Lee et al., 2010; Schmidt et al., 2016; Setuain et al., 2018).

Embora vários estudos tenham validado a IMU na corrida, nomeadamente nos parâmetros temporais, nenhum a validou em atletas de alto rendimento, facto que pode condicionar o sinal obtido durante a execução de movimentos balísticos e de grande impacto. Considerando isto, os objetivos deste estudo foram: 1) Desenvolver um instrumento com sensor inercial de transmissão wireless de pequenas dimensões, de baixo custo e que permita ser aplicado em testes de velocidade com atletas de alto rendimento; 2) validar os parâmetros temporais do passo e contabilização de apoios realizados; e 3) associar os parâmetros de aceleração obtidos diretamente pela IMU com a velocidade média obtida pelas células fotoelétricas e interpretar os indicadores de performance que explicam as equações as regressões lineares desenvolvidas.

Materiais e Métodos

Participantes

Foram incluídos no estudo seis atletas, de salto com vara (3) e de provas combinadas (3), quatro masculinos (idade: $25\pm 3,08$ anos; Massa Corporal (MC): $77,90\pm 8,69$ Kg e altura (h): $1,80\pm 0,07$ m e dois femininos (idade: $30,00\pm 2,00$ anos; MC: $63,23\pm 1,87$ Kg e h : $1,70\pm 0,01$ m), com representação internacional pelos seus países. Todos os participantes foram informados dos objetivos do estudo e assinaram o consentimento informado. O estudo foi aprovado pelo conselho de ética da Universidade de Évora (GD/46951/2019). Esta declaração está de acordo com os princípios de ética da Declaração de Helsínquia.

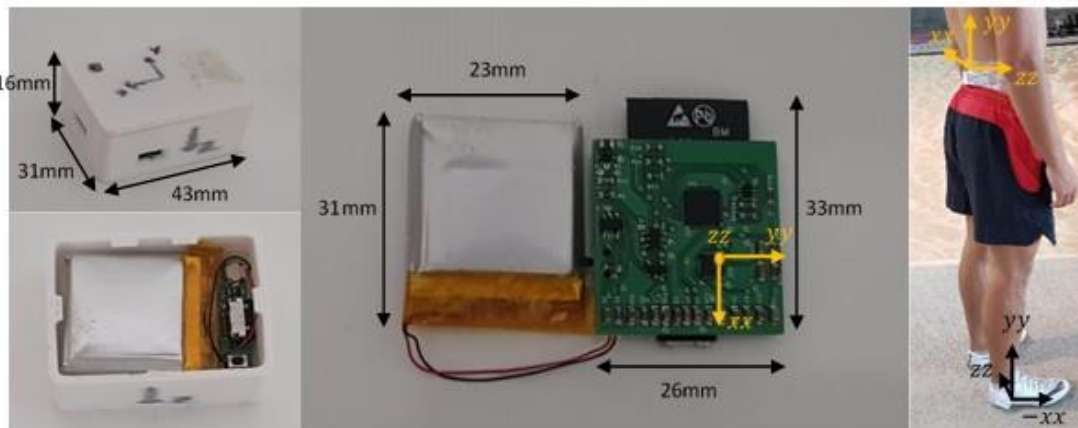
Equipamentos

O instrumento desenvolvido engloba uma IMU (Figura 1) constituída por acelerómetro, giroscópio e magnetómetro tridimensionais, com um peso de 22g e uma frequência de captura de 300Hz.

Para validar a contagem do número de apoios, tempo de apoio, de voo e de passo obtidos pelo instrumento desenvolvido foi usada uma câmara de alta velocidade (*Panasonic Lumix Fz200*), a recolher a 100Hz, como critério.

Quatro pares de células fotoelétricas de duplo corte (*Microgate*) obtiveram o tempo médio e respetiva velocidade média a cada 10m, num total de 40m.

Figura 1. Dimensões, aplicação e orientação da Unidade de Medição Inercial desenvolvida



Procedimentos

A recolha de dados foi realizada na pista coberta do Centro de Alto Rendimento do Jamor. O atleta realizou o aquecimento determinado pelo seu treinador. O atleta partiu de três apoios e correu 40m à máxima velocidade. Cada atleta realizou duas a três corridas, com um descanso de dez minutos.

Antes do início da tarefa, a IMU foi calibrada e colocada com fita adesiva no ponto de referência da apófise espinhosa da 5ª vértebra lombar (L5) (IMU CG), como referência para o centro de gravidade (CG) (Camomilla et al., 2018; Nielsen et al., 2019) e na área do calcâneo direito (IMU ARA) (Camomilla et al., 2018; Giandolini et al., 2014) como referência à aceleração reativa do apoio (ARA) (Figura 1).

Processamento e tratamento de dados

A recolha de dados foi realizada através da plataforma *Spyder 3.3.3 (Python Project Contributors)*, que permitiu conectar o sensor e computador via Wireless, com o objetivo de obter uma maior distância, sincronizar as IMUs e gravar os dados em formato *.tsv (Figura 2).

Foi criada uma rotina em *Scylab 6.0.1 (ESI Group, ARAnce, 2018)*, considerando o sistema de coordenadas definido pela Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) (Wu and Cavanagh, 1995). O tratamento de dados está dividido em duas partes. Inicialmente, a corrida foi considerada um movimento de translação, na qual foram transformados os dados de aceleração do Sistema de Coordenadas Local (LCS) para

o Sistema de Coordenadas Global (GCS) (Robertson et al., 2014, pg. 38). Esta equação foi adaptada para remover a aceleração gravítica (Equação 1).

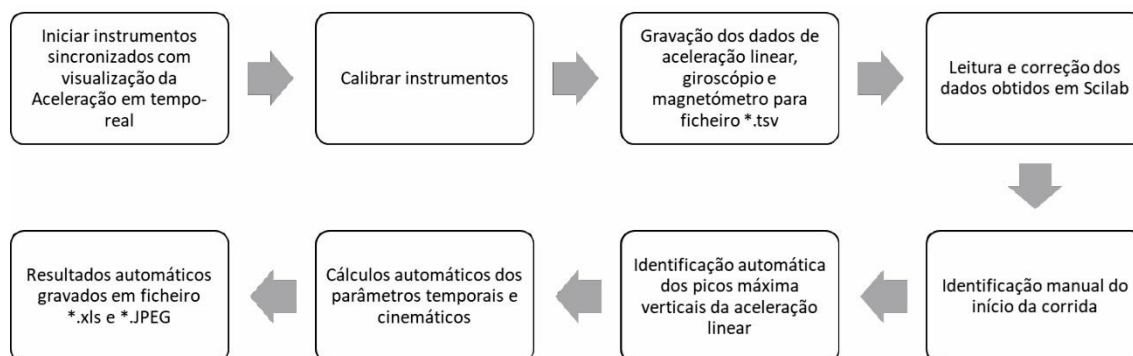
$$\begin{bmatrix} Acc_{x_GCS} \\ Acc_{y_GCS} \\ Acc_{z_GCS} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Acc_{x_LCS} \\ Acc_{y_LCS} \\ Acc_{z_LCS} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} RotM_{x_Origin} \\ RotM_{y_Origin} \\ RotM_{z_Origin} \end{bmatrix} \times g \quad (1)$$

Onde Acc , é a aceleração nas diferentes componentes; $RotM$ é a matriz de rotação na origem; e g é a aceleração gravítica de $9,806m/s^2$. Os dados foram suavizados através de um filtro digital passa-baixo, em que a frequência de corte foi determinada pela análise da potência espectral (Winter A., 2005, pg. 34-53), com um valor de 10Hz. De seguida é solicitado ao utilizador o início da corrida e o tempo médio obtido pelas células fotoelétricas e o cálculo dos parâmetros a estudar a cada 10m e no total de 40m são determinados de forma automática. O tempo de passo é calculado através da amplitude entre picos máximos. O tempo de apoio e o tempo de voo, através da amplitude entre pico máximo e mínimo e o pico mínimo e máximo, respetivamente. A deteção do número de apoios é feita pela contagem do número de picos máximos realizados durante o tempo total dos 40m. Nos cálculos são ainda obtidos o rácio de aceleração ($RAcc$) (Equação 2) baseado em Morin et al. (2012), a aceleração máxima e mínima ântero-posterior (XX), vertical (YY) e mediolateral (ZZ) a cada 10m e no total de 40m. Como informação adicional foram realizados gráficos para observar o tempo de apoio direito e esquerdo (normalmente solicitado pelos treinadores).

$$RAcc = \sin \alpha \quad (2)$$

$$\alpha = \tan^{-1}(a_{XX}/a_{YY}) \quad (3)$$

Figura 2. Etapas de funcionamento (Processamento e Tratamento de dados) da Unidade de Medição Inercial



Análise Estatística

A análise estatística foi realizada com o programa *Jamovi*®. A validade de critério foi analisada para o número de apoios e para o tempo de apoio, do voo e do passo obtidos através do sinal de aceleração da IMU, tendo como critério de referência a câmara de alta velocidade. Foi ainda calculada a associação entre a aceleração da IMU com a velocidade média obtida pelas células fotoelétricas e desenvolvidas as equações de regressão linear.

A normalidade foi verificada através do Teste de *Shapiro-Wilk* ($\rho \leq 0,05$). A validade foi testada através do teste de equivalência, *Teste T duplo unilateral*, para verificar se os instrumentos mediam o pretendido. De acordo com os resultados de normalidade, foram aplicados os testes de correlação de *Pearson* e *Rho de Spearman*, para analisar se existia associação entre os parâmetros estudados. Esta correlação foi classificada de acordo com o recomendado por Hopkins et al (2009), $r \leq 0,3$, baixa; r entre 0,3 e 0,5, moderada e $r > 0,5$, elevada. Para os parâmetros com equivalência e correlação significativa, o método de *Bland-Altman* foi usado para medir a concordância entre os instrumentos, pois segundo Giavarina (2015) “...uma alta correlação não implica automaticamente que ocorra uma boa concordância entre os dois métodos.”.

Resultados

O instrumento desenvolvido foi aplicado em todas as corridas de velocidade máxima num total de 14. A Figura 3 é um exemplo de sinal obtido nas três componentes do movimento.

Validade critério da IMU

Os resultados da análise descritiva e da análise estatística estão apresentados na Tabela 1. O número de apoios contabilizados nos parciais 10-20m ($\rho=0,262$; $r=0,632$ e $\rho < 0,05$; BIAS=-0,214) e nos 0-40m ($\rho=0,232$; $r=0,875$ e $\rho < 0,001$; BIAS=-0,500) obtiveram validade critério. Na análise do passo foi obtida validade critério no tempo de apoio ($\rho=0,953$; $r=0,918$ e $\rho < 0,001$; BIAS=0,000) e no tempo de passo ($\rho=0,066$; $r=0,596$ e $\rho < 0,05$; BIAS=0,009).

Figura 3. Sinal de aceleração linear (XX, YY, ZZ) obtido pela IMU no melhor e pior registo de velocidade aos 40m e identificação do número de apoios automaticamente no eixo YY (linhas verticais).

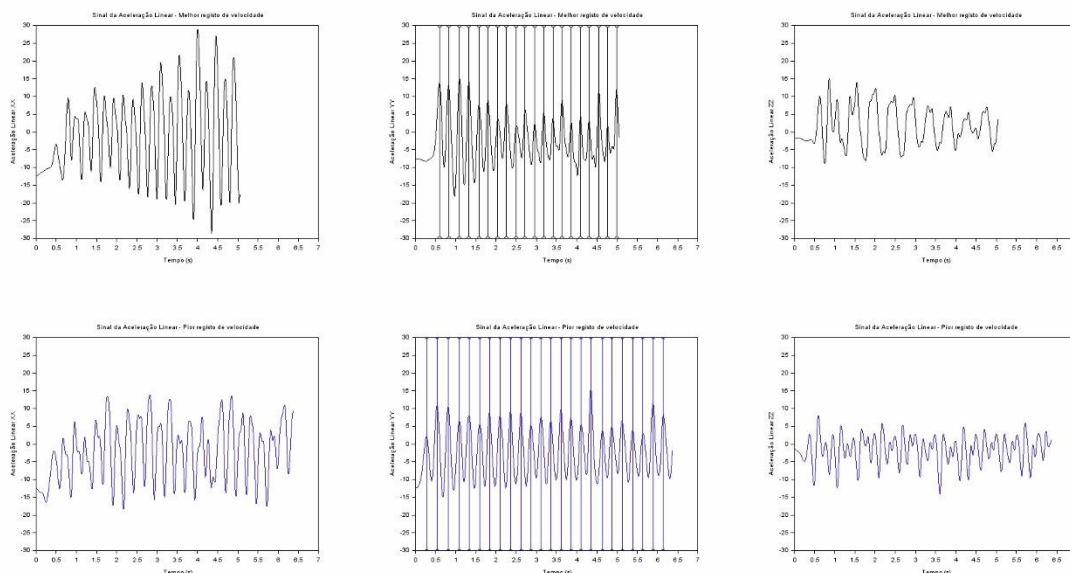


Tabela 1. Validade critério: Análise descritiva e análise estatística

	Vídeo		IMU CG		p	r	Limite de Confiança		
	Média	SD	Média	SD			BIAS	Inferior	Superior
Nº de apoios									
0-10m	7,360	0,497 *	7,430	0,756 *	0,770	0,374			
10-20m	5,290	0,469 *	5,500	0,519 *	0,262	0,632 ¥	-0,214	-1,049	0,620
20-30m	5,070	0,267 *	4,710	0,469 *	0,022				
30-40m	4,360	0,497 *	4,930	0,475 *	0,005				
0-40m	22,100	1,210 *	22,600	0,938	0,232	0,875 T	-0,500	-1,775	0,775
Tempo									
Apoio	0,119	0,012	0,119	0,122	0,953	0,918 T	0,000	-0,025	0,025
Voo	0,128	0,005	0,118	0,122	0,012				
Passo	0,247	0,011	0,238	0,014	0,066	0,596 ¥	0,009	-0,008	0,026

* $p < 0,05$ - não verificou normalidade; p - TOST entre vídeo e a IMU CG

r - Correlação de Pearson e Spearman: ¥ $p < 0,05$; ψ $p < 0,01$; T $p < 0,001$

Aceleração linear obtida pela IMU

Os resultados dos testes de correlação estão representados na Tabela 2. Na IMU CG, a aceleração XX obteve correlações significativas quando associados nos parciais, 10-20m (máxima: $r=0,57$ e $p < 0,05$) e 20-30m (máxima: $r=0,82$ e $p < 0,001$; mínima: $r=-0,63$ e $p < 0,05$). No parcial 30-40m, a aceleração YY teve correlações significativas (máxima: $r=0,79$ e $p < 0,01$). Na IMU ARA, o rácio de aceleração obteve correlações significativas (0-10m: $r=-0,57$ e $p < 0,05$; 20-30m: $r=-0,54$ e $p < 0,05$; 0-40m: $r=-0,57$ e

$\rho < 0,05$), bem como as acelerações mínimas XX (10-20m: $r = -0,62$ e $\rho < 0,05$; 10-20m: $r = -0,66$ e $\rho < 0,05$), máximas YY (0-10m: $r = 0,77$ e $\rho < 0,01$; 10-20m: $r = 0,57$ e $\rho < 0,01$; 20-30m: $r = 0,90$ e $\rho < 0,001$; 30-40m: $r = 0,83$ e $\rho < 0,001$; 0-40m: $r = 0,82$ e $\rho < 0,001$) e máxima e mínimas ZZ (10-20m: $r = 0,71$ e $\rho < 0,05$; 10-20m máximas: $r = 0,61$ e $\rho < 0,05$; mínimas: $r = 0,55$ e $\rho < 0,05$)

As equações de regressão linear estão representadas na Tabela 3 e Tabela 4 para a IMU CG e IMU ARA, respetivamente.

Informação adicional para o treinador

A Figura 4 mostra o tempo de apoio esquerdo e direito ao longo da corrida de vários atletas.

Figura 4. Análise do parâmetro Tempo de Apoio direito (DRT) e esquerdo (ESQ) no melhor registo de velocidade de 40m de cada atleta

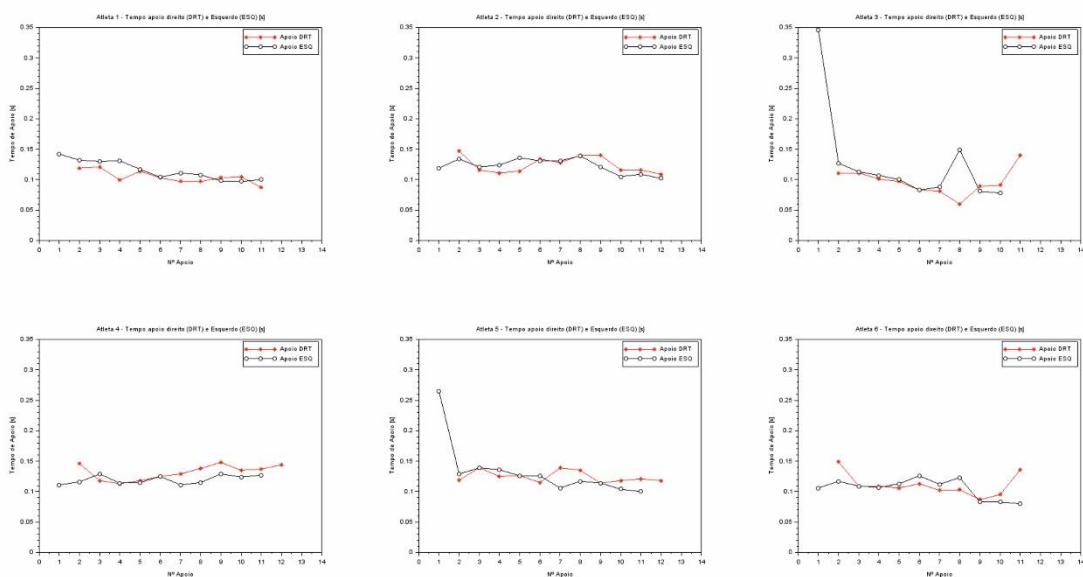


Tabela 2. Correlação entre a velocidade média e a aceleração linear (XX, YY, ZZ) para cada parcial analisado durante a corrida de 40m

	0-10m			10-20m			20-30m			30-40m			0-40m						
	Média	SD	r	Média	SD	r	Média	SD	r	Média	SD	r	Média	SD	r				
Células Fotoelétricas																			
Velocidade média (m/s)	5,23	0,34		8,23	0,58	*	8,97	0,71	*	9,20	0,83	*	7,50	0,54	*				
IMU na posição referente ao CG																			
Rácio da Aceleração	0,52	0,09		0,70	0,11		0,74	0,11		0,74	0,12		0,68	0,09					
Aceleração XX máxima	13,60	2,31	*	19,00	2,37	0,57	¥	21,00	4,07	0,82	T	20,80	6,61	23,20	4,08	0,67	¥		
Aceleração XX mínima	-20,50	6,12	*	-24,10	9,37	*		-26,90	8,14	-0,63	¥	-24,90	6,58	-29,60	8,36				
Aceleração YY máxima	18,70	5,68		15,50	5,62			12,80	2,52			12,20	3,11	19,70	5,59				
Aceleração YY mínima	-17,80	2,31		-13,90	2,00			-12,20	1,61			-11,40	1,38	-17,80	2,30				
Aceleração ZZ máxima	13,40	3,45		12,00	4,30			12,30	6,31			11,80	5,69	15,00	5,56	0,79	ψ		
Aceleração ZZ mínima	-12,20	2,99		-11,20	3,07			-10,60	4,69			-9,27	4,34	-13,50	3,84				
IMU na posição referente às ARA																			
Rácio da Aceleração	0,51	0,10	-0,57	¥	0,50	0,09		0,49	0,12	-0,54	¥	0,49	0,12	0,50	0,10	-0,57	¥		
Aceleração XX máxima	50,10	10,30			53,60	12,20		56,00	16,20			55,70	18,20	59,20	15,80				
Aceleração XX mínima	-102,00	8,81			-110,00	12,60	-0,62	¥	-112,00	11,80		113,00	11,70	-114,00	11,70	-0,66	¥		
Aceleração YY máxima	84,60	11,60	0,77	ψ	91,30	13,90	0,57	¥	98,30	17,00	0,90	T	97,80	17,40	101,00	17,40	0,88	T	
Aceleração YY mínima	-27,40	12,50			7,36	24,00	*		9,34	24,20	*		12,70	30,10	-27,40	12,50			
Aceleração ZZ máxima	32,90	12,70	0,71	ψ	29,60	14,00			26,70	16,80			31,10	17,30	37,40	15,30	0,61	¥	
Aceleração ZZ mínima	-40,30	9,92	*		-40,10	12,30	*		-38,90	13,10			-39,30	13,10	-44,90	11,60	*	0,55	¥

* $p < 0,05$ - não verificou normalidade; Correlação de Pearson e Spearman: ¥ $p < 0,05$; ψ $p < 0,01$; T $p < 0,001$

Tabela 3. Coeficientes de regressão – IMU colocada na zona de referência do CG

Variável dependente	Variáveis	β	SE	t	p	R	R ²
Velocidade 10-20m	Constante	5,289	1,044	5,070	<,001	0,634	0,402
	Aceleração XX máxima	0,155	0,055	2,840	0,015		
Velocidade 20-30m	Constante	6,807	0,923	7,378	<,001	0,590	0,348
	Aceleração XX máxima	0,076	0,047	1,607	0,136		
	Aceleração XX mínima	-0,022	0,024	-0,926	0,374		
Velocidade 30-40m	Constante	8,148	0,436	18,690	<,001	0,609	0,370
	Aceleração ZZ máxima	0,089	0,034	2,660	0,021		
Velocidade 0-40m	Constante	5,197	0,583	8,920	<,001	0,757	0,573
	Aceleração XX máxima	0,099	0,025	4,010	0,002		

Tabela 4 Coeficientes de regressão – IMU colocada na zona de referência da aceleração reativa do apoio

Variável dependente	Variáveis	β	SE	t	p	R	R ²
Velocidade 0-10m	Constante	3,723	0,935	3,984	0,003	0,798	0,636
	Rácio de aceleração	-0,175	0,967	-0,181	0,860		
	Aceleração YY máxima	0,016	0,009	1,866	0,092		
	Aceleração ZZ máxima	0,007	0,009	0,800	0,442		
Velocidade 10-20m	Constante	4,887	1,201	4,068	0,002	0,697	0,485
	Aceleração XX mínima	-0,010	0,011	-0,931	0,372		
	Aceleração YY máxima	0,025	0,010	2,599	0,025		
Velocidade 20-30m	Constante	6,561	0,691	9,490	<,001	0,934	0,872
	Rácio de aceleração	-1,694	0,710	-2,380	0,036		
	Aceleração YY máxima	0,033	0,005	6,820	<,001		
Velocidade 30-40m	Constante	4,747	1,432	3,314	0,007	0,810	0,657
	Aceleração XX mínima	-0,009	0,015	-0,592	0,566		
	Aceleração YY máxima	0,035	0,010	3,501	0,005		
Velocidade 0-40m	Constante	6,376	0,826	7,721	<,001	0,958	0,918
	Rácio de aceleração	-2,769	1,217	-2,276	0,049		
	Aceleração YY máxima	0,025	0,003	7,550	<,001		
	Aceleração ZZ máxima	-0,004	0,008	-0,547	0,598		
	Aceleração ZZ mínima	-0,003	0,006	-0,521	0,615		

Discussão e implicações

O primeiro objetivo foi desenvolver um instrumento com sensor inercial de transmissão wireless de pequenas dimensões, de baixo custo e que permita obter informação imediata, contínua e relevante ao treinador, durante testes de velocidade. Associado

ao objetivo, foram desenvolvidas rotinas em programação para determinar os vários parâmetros em análise de forma automática. Na Figura 3 podemos observar a aceleração linear nos três eixos de movimento, e tal como Kuznietsov (2012) foi possível identificar de forma automática o número de apoios através dos picos máximos do sinal da aceleração vertical. Ainda, na análise do sinal (Figura 3) o melhor registo de velocidade teve maiores valores de aceleração ântero-posteriores, este é um indicador interessante pois Colyer et al. (2018) identificou que atletas com melhores registos de velocidade obtiveram maiores forças no sentido ântero-posterior. Outros instrumentos e métodos podem ser aplicados, como as plataformas de força ou a videografia, contudo estes têm elevados custos associados (IMU desenvolvida <100€), tratamento de dados morosos e grande parte da sua aplicação é realizada em laboratório (Bailey & Harle, 2014).

O segundo objetivo pretendia validar os parâmetros temporais do passo e contabilização de apoios. Os parâmetros de tempo de apoio e de passo obtiveram equivalência, elevada correlação e concordância, podendo assumir que aplicar a IMU numa tarefa explosiva e com grandes impactos permite obter informação relevante para o processo de treino. Lee et al. (2010) quando comparou uma IMU e um sistema de análise de movimento não obteve diferenças significativas e obteve elevadas correlações no tempo de apoio e no de tempo de passo ($r=0,91$). Na análise do grau de concordância entre instrumentos, obtivemos um enviesamento (*BIAS*) de 0,0002s para o tempo de apoio e 0,009s para o tempo de passo, enquanto Lee et al. (2010) teve valores inferiores a 0,0008s para ambos os parâmetros. Estes resultados reforçam a importância da aplicação da IMU em atletas de Alto Rendimento, pois o tempo de passo é inverso à frequência de passo (Colyer et al., 2018) e este é um parâmetro fundamental na avaliação biomecânica da velocidade, pois atletas de alto nível conseguem desenvolver uma frequência de passo na fase de aceleração superior a 95% da frequência de passo alcançada na fase de velocidade máxima (Rabita et al., 2015).

Na contabilização do número de apoios realizados a cada 10m, num total de 40m, os resultados verificaram validade na distância de 10-20m e para o total de 40m. Schmidt et al. (2016) no seu estudo detetou 95,7% dos apoios para todas as corridas. Atletas de classe mundial apresentam um número de passos bem definida, e. g. dos 0-10m realizam 6 passos (7 apoios) (Rabita et al., 2015). Obter a validade do número de

apoios realizados numa distância foi relevante por permitir determinar a amplitude média, e associada à validade do tempo de passo (inverso à frequência de passo), torna robusta a aplicabilidade deste instrumento, pois a velocidade média de passo é determinada pelo produto da amplitude de passo com a frequência de passo (Colyer et al., 2018).

Após a validação do tempo de apoio, do tempo do passo, e a capacidade de contar o número de apoios, o treinador passou a ter um instrumento com informação útil, válida, de forma regular e imediata na monitorização sistemática do treino que até ao momento apenas poderiam obter em laboratório, sem feedback imediato e/ou com elevados custos associados (Bailey & Harle, 2014).

O último objetivo deste estudo foi associar os parâmetros de aceleração obtidos diretamente pela IMU com a velocidade média obtida pelas células fotoelétricas e interpretar os indicadores de performance que explicam as equações as regressões lineares desenvolvidas. Através dos modelos de regressão linear verificamos que maiores velocidades estão associadas acelerações específicas. A IMU CG mostrou que a aceleração ântero-posterior (sentido da corrida) explica a corrida nos parciais 10-20m, 20-30m e 0-40m, como a 2ª Lei de Newton mostra que a aceleração é diretamente proporcional à força, este aspeto corrobora com o estudo de Colyer et al. (2018) e Rabita et al. (2015). Ambos indicaram que as forças ântero-posteriores, eram as mais explicativas na fase de aceleração, ou seja, os primeiros 30m da corrida.

Na IMU ARA ao longo dos 40m, o rácio de aceleração teve um papel relevante na fase de aceleração, tal como Morin et al., (2011, 2012), com exceção no parcial 10-20m, fator que pode estar associado à fase de transição entre a fase de aceleração e a fase de velocidade máxima. Embora, Rabita et al. (2015) negligenciem as forças médio-laterais, na análise dos primeiros 10m este estudo verificou que a mesma pode influenciar o parcial. A IMU ARA, corrobora ainda com os estudos de Colyer et al., 2018 e Rabita et al., 2015, onde identificam que as forças verticais têm um papel fundamental na fase de velocidade máxima (parcial 30-40m).

A Figura 4 permite observar que o tempo de apoio diminuiu com o aumento de velocidade (Kuznietsov, 2012). Na observação do tempo de apoio direito e esquerdo foi possível ainda observar alguns atletas com assimetrias de tempo de apoio, aspeto que pode estar associado à técnica ou a problemas biomecânicos, por exemplo em níveis de força diferenciados entre membros. Obter informação válida do tempo de

apoio direito e esquerdo tal como Kenneally-Dabrowski et al. (2018) de forma sistematizada e em tempo-real vai permitir o treinador e o fisioterapeuta intervir de forma célere, de modo a evitar uma possível lesão.

Conclusões

O instrumento desenvolvido além de obter um sinal imediato e contínuo e, através das rotinas desenvolvidas, permitiu calcular automaticamente um conjunto de parâmetros válidos e com elevada concordância. A aceleração obtida pela IMU permitiu explicar a corrida de acordo com o que está descrito na literatura. Permitiu, ainda observar que alguns atletas realizam o tempo de apoio esquerdo e direito de forma assimétrica, ajudando não só o treinador como o profissional da área médica, motivando o trabalho em equipa interdisciplinar. Toda esta informação foi obtida por um dispositivo de baixo custo, de fácil aplicação e com informação relevante e válida. No futuro, o aumento de conhecimento na utilização destes instrumentos vai permitir calcular a aceleração de travagem e propulsiva de cada apoio, desenvolver algoritmos matemáticos para o cálculo da velocidade e da posição e através do giroscópio determinar os parâmetros angulares bem definidos na literatura. A obtenção de dados em tempo real torna a utilização de IMUs atrativa por permitir monitorizar o treino dos atletas de uma forma sistemática. Este trabalho vai ao encontro dos objetivos da biomecânica aplicada no desporto de alto rendimento, i. e., encontrar métodos válidos e imediatos para otimizar o rendimento desportivo e prevenir a lesão associada a um gesto técnico.

Agradecimentos

À Federação Portuguesa de Atletismo, pela compreensão e apoio prestado ao longo deste estudo.

Ao Instituto Português do Desporto e Juventude pela autorização em realizar as recolhas num local de excelência, como o Centro de Alto Rendimento do Jamor.

Aos atletas e treinadores envolvidos no estudo, por acreditarem que este estudo pode vir a alterar o conceito da monitorização e controlo sistemático do treino.

Referência Bibliográficas

- Bailey, G. P., & Harle, R. (2014). Assessment of Foot Kinematics During Steady State Running Using a Foot-mounted IMU. *Procedia Engineering*, 72, 32–37. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2014.06.009>
- Camomilla, V., Bergamini, E., Fantozzi, S., & Vannozzi, G. (2018). Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*, 18(3). <https://doi.org/10.3390/s18030873>
- Colyer, S. L., Nagahara, R., & Salo, A. I. T. (2018). Kinetic demands of sprinting shift across the acceleration phase: Novel analysis of entire force waveforms. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 28(7), 1784–1792. <https://doi.org/10.1111/sms.13093>
- Giandolini M, Poupard T, Gimenez P, Horvais N, Millet GY, Morin JB, Samozino P. A simple field method to identify foot strike pattern during running. *J Biomech*. 2014 May 7;47(7):1588-93. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.03.002. Epub 2014 Mar 13. PMID: 24679708.
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, 25(2):141–151.
- Kenneally-Dabrowski, C. J. B., Serpell, B. G., & Spratford, W. (2018). Are accelerometers a valid tool for measuring overground sprinting symmetry? *International Journal of Sports Science and Coaching*, 13(2), 270–277. <https://doi.org/10.1177/1747954117716790>
- Kuznietsov, A. (2012). Inertial measurement system for performance evaluation of track and field sprinters. 2012 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, 1681–1686. <https://doi.org/10.1109/I2MTC.2012.6229661>
- Lee, J. B., Mellifont, R. B., & Burkett, B. J. (2010). The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(2), 270–273. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2009.01.005>

- Morin, J. B., Edouard, P., & Samozino, P. (2011). Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1680–1688. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318216ea37>
- Morin, J. B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., & Lacour, J. R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3921–3930. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2379-8>
- Nielsen, E. T., Jørgensen, P. B., Mechlenburg, I., & Sørensen, H. (2019). Validation of an inertial measurement unit to determine countermovement jump height. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*, 16, 8–13. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.asmart.2018.09.002>
- Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Sàez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., & Morin, J. B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes: A new insight into the limits of human locomotion. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(5), 583–594. <https://doi.org/10.1111/sms.12389>
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics (2a Edition)*. Human Kinetics.
- Schmidt, M., Rheinländer, C., Nolte, K. F., Wille, S., Wehn, N., & Jaitner, T. (2016). IMU- based Determination of Stance Duration During Sprinting. *Procedia Engineering*, 147, 747–752. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.330>
- Winter A., D. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement (3rd ed.)*.
- Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28(10), 1257–1261. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00017-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00017-C)