

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

MILTON ISACK FADEL NETO

COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL E A DOR LOMBAR
DURANTE A JORNADA DE TRABALHO DE POLICIAIS MILITARES
MOTOCICLISTAS

CURITIBA
2021

MILTON ISACK FADEL NETO

COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL E A DOR
LOMBAR DURANTE A JORNADA DE TRABALHO DE POLICIAIS
MILITARES MOTOCICLISTAS

MECHANICAL BEHAVIOR OF THE SPINE AND LOW BACK PAIN DURING
THE WORKDAY OF MILITARY POLICE OFFICERS ON MOTORCYCLES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial a obtenção do título de Mestre.

Área: Educação Física

Linha de pesquisa: Atividade Física e Saúde

Orientadora: Profª Drª. Cintia de Lourdes Nahhas Rodacki

CURITIBA
2021



[4.0 Internacional.](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/)

Esta licença permite que outros remixem, adaptem e criem a partir do trabalho para fins não comerciais, desde que atribuam o devido crédito e que licenciem as novas criações sob termos idênticos.

Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Câmpus Curitiba



MILTON ISACK FADEL NETO

COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL E A DOR LOMBAR DURANTE A JORNADA DE TRABALHO DE POLICIAIS MILITARES MÓTOCICLISTAS

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciência Da Atividade Física Do Exercício E Esporte da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Ciências Do Movimento Humano.

Data de aprovação: 22 de Abril de 2021

Prof.a Cintia De Lourdes Nahhas Rodacki, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Anderson Caetano Paulo, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Gleber Pereira, Doutorado - Universidade Federal do Paraná (Ufpr)

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 22/04/2021.

Dedico este trabalho aos policiais militares, que abdicam diariamente do conforto do seio familiar para proteger o próximo, sob todas as adversidades imagináveis, inclusive a do sacrifício da própria vida.

AGRADECIMENTOS

À minha família, avós, pais, irmãos, tios e primos que mostraram os valores morais necessários para uma vida proba e cheia de desafios, mas que com absoluta certeza é muito compensadora.

À minha amada esposa Francielle pela ajuda e paciência nessa jornada do mestrado, e nas outras também.

À minha orientadora, a querida e paciente Professora Dra. Cintia de Lourdes Nahhas Rodacki, que me guiou na construção dessa obra e que, com seu exemplo, me ensinou como ser um professor e orientador melhor aos meus alunos.

Ao Professor Dr. Anderson Caetano Paulo, cuja ambição científica e profissional é definitivamente uma inspiração para quem deseja um mundo melhor.

Aos meus amigos Capitão Marcos Peres, Rodrigo Hoinatski, Gabriel Grani, pelo incentivo ao estudo e adesão ao programa de mestrado, além das inúmeras ajudas e conselhos.

Aos meus amigos, os quais eu não pude dar a atenção merecida, mas mesmo assim torceram muito por mim.

A todos os professores que tiveram muita paciência comigo, e também aos que não tiveram tanta paciência assim, mas ensinaram pelo exemplo que o esforço e o tempo são fatores imprescindíveis para o amadurecimento do ser humano.

A minha gloriosa Polícia Militar do Paraná, a qual me propicia uma vida digna e muito gratificante.

Aos policiais que participaram dessa pesquisa, em especial ao Tenente Osike, comandante da ROCAM, que não mediu esforços para a consecução do estudo, e aos meus comandantes, Coronel Monteiro e Coronel Abreu, que, pela compreensão da importância da ciência para o desenvolvimento da corporação, permitiram que este trabalho fosse desenvolvido.

Aos policiais militares verdadeiramente comprometidos, oficiais e praças, com quem tive a honra de ombrear nesses 16 anos de PMPR. Foram definitivamente a inspiração dessa obra, e a força para que chegássemos ao final.

RESUMO

FADEL NETO, Milton Isack. Comportamento mecânico da coluna vertebral e a dor lombar durante a jornada de trabalho de policiais militares motociclistas. 2021. — Dissertação — Mestrado em Educação Física, Área de Concentração Atividade Física e Saúde, Departamento de Educação Física da Universidade Tecnológica Federal do Paraná — UTFPR. Curitiba, 2021.

A dor lombar crônica acomete a maior parte da população, gerando encargos médicos, sociais, trabalhistas e invalidez prematura. Uma das categorias de profissionais que sofrem com ela são os Policiais Militares motociclistas. Longas jornadas de trabalho na mesma postura, a vibração das motocicletas, sobrecarga de equipamentos e as tarefas físicas e psicológicas relacionadas ao trabalho, contribuem para o acometimento da dor lombar. O objetivo da pesquisa foi investigar a sobrecarga na coluna vertebral, dor lombar, torque dos músculos flexores e extensores do tronco e a recuperação da estatura de policiais motociclistas durante a jornada de trabalho. Foi realizado um estudo transversal, descritivo, exploratório e pré-experimental. A amostra foi formada por 20 policiais militares do Paraná, motociclistas com a idade de $35,15 \pm 4,68$ anos; tempo de serviço $9,25 \pm 3,45$ anos; tempo de serviço na ROCAM de $4,6 \pm 1,85$ anos; massa corporal $83,51 \pm 9,78$ kg; massa corporal equipado $96,83 \pm 9,69$ kg; estatura $175,5 \pm 6,06$ cm; IMC $27,05 \pm 3,26$. Para determinar o comportamento da coluna vertebral foram realizadas: a) avaliação da variação da estatura através do estadiometria a cada duas horas durante a jornada de trabalho e, após intervenção de 30" na posição de *Fowler*; b) acompanhamento a cada duas horas de avaliação da intensidade da dor lombar pela escala visual da dor; c) no início e no final da jornada foi mensuração da força dos músculos flexores e extensores do tronco pela célula de carga. Os dados foram submetidos a uma análise descritiva padrão. Para verificar a variação da estatura e a intensidade da dor durante o trabalho nas condições PRÉ; 2horas; 4horas; 6horas e após 30"na posição de *Fowler* foi aplicado o ANOVA *oneway* para medidas repetidas, o teste *t* para medidas repetidas foi utilizado para observar as diferenças do torque muscular do tronco. Foram realizadas análises de regressão linear simples e múltipla (método *Stepwise*) com as variáveis do estudo. Foi utilizado o *software* IBM SPSS *Statistics* 25.0 e as variáveis testadas com nível de significância de $p < 0,05$. Foram encontradas variações significativas ($p < 0,01$) da estatura em relação ao início da tarefa e momentos de 2, 4 e 6 horas (perdas de $4,82 \pm 1,90$ mm, $5,53 \pm 1,65$ mm e $6,75 \pm 1,72$ mm, respectivamente) e após intervenção na posição de recuperação ($p < 0,01$). O período de recuperação mudou significativamente a estatura em relação ao instante 6horas e 4horas ($p < 0,01$), recuperando 63% da estatura perdida ($4,27 \pm 1,72$ mm). A dor teve aumento significativo após 2, 4 e 6 horas de trabalho quando comparadas ao início da jornada ($p < 0,05$). A recuperação foi suficiente para causar redução significativa da dor em relação ao instante 6 horas ($p < 0,01$). O pico de torque dos extensores do tronco apresentou redução significativa ao final do turno ($p = 0,02$). O peso do policial fardado teve uma associação com a perda de estatura total ($p = 0,0444$, $r^2 = 0,206$) e após 2 horas de trabalho ($p = 0,0345$ e $r^2 = 0,225$). Indivíduos com maior torque dos músculos extensores do tronco tiveram maior recuperação da estatura ($p = 0,0392$, $r^2 = 0,215$). Houve associação negativa entre a porcentagem de recuperação e dor lombar ($p = 0,003$, $r^2 = 0,529$). A porcentagem de recuperação também foi associada

com o torque dos extensores pelo peso corporal ($p=0,023$) e dor lombar ($p<0,01$) reportada ao final da jornada de trabalho. Esses achados podem contribuir para prevenir e melhorar a saúde dos policiais motociclistas, além de subsidiar aquisição de equipamentos mais leves e ergonômicos, e motocicletas compatíveis com o trabalho.

Palavras-chave: Equipamentos de proteção individual; vibração; variação da estatura; posição de *Fowler*.

ABSTRACT

FADEL NETO, Milton Isack. Mechanical behavior of the spine and low back pain during the workday of military police officers on motorcycles. 2021. - Dissertation - Master in Physical Education, Concentration Area Physical Activity and Health, Department of Physical Education, Federal Technological University of Paraná - UTFPR. Curitiba, 2021.

Chronic low back pain (CLBP) affects most of the population, generating medical, social, labor and premature disability. One of the categories of professionals who suffer from it are Military Police Officers. Long working hours in the same posture, motorcycles" vibration, overload of equipment and physical and psychological tasks related to work, all contribute to CLBP. The aim of the research was to investigate spinal overload, low back pain, torque of flexor and extensor muscles of the trunk and the recovery of the stature of police motorcyclists during the working day. A cross-sectional, descriptive, exploratory and pre-experimental study was carried out. Sample consisted of 20 officers from Paraná, motorcyclists (ROCAM), aged 35.15 ± 4.68 years; working as a police officer 9.25 ± 3.45 years; service time at ROCAM of 4.6 ± 1.85 years; body mass 83.51 ± 9.78 kg; equipped body mass 96.83 ± 9.69 kg; height 175.5 ± 6.06 cm; BMI 27.05 ± 3.26 . To determine the biomechanical behavior of the spine, the following evaluations were carried out: a) height variation assessment using stadiometry every two hours during work day and, after 30' intervention in Fowler position; b) monitoring every two hours to assess the intensity of LBP using the visual pain scale; c) at the beginning and at the end of the working day, the strength of the trunk flexor and extensor muscles was measured by the dynamometer. The data were submitted to a standard descriptive analysis (mean and standard deviation). To verify height variation and the intensity of LBP during workday in PRE conditions; 2; 4 and 6 hours and after recovery the ANOVA oneway to repeated measurements was applied. The t test was used to observe the differences in the muscle torque of the trunk (PRE and POS workday). Simple and multiple linear regression analyzes (Stepwise method) were performed with the study variables. It was using the IBM SPSS Statistics 25.0 software and the variables tested with significance level of $p < 0.05$. Significant variations ($p < 0.01$) in height were found in relation to the beginning of the task and the moments of 2, 4 and 6 hours (with losses of 4.82 ± 1.90 mm, 5.53 ± 1.65 mm and 6.75 ± 1.72 mm, respectively) and after intervention in the recovery position ($p < 0.01$). The recovery period caused a significant change in height in relation to the 6 and 4 hours ($p < 0.01$), recovering 63% of the lost height (4.27 ± 1.72 mm). Pain increased significantly after 2, 4 and 6 hours of work when compared to the beginning of the day ($p < 0.05$). Fowler's position was sufficient to cause a significant reduction in pain in relation to 6 hours ($p < 0.01$). The weight of the uniformed policeman showed an association with the spine shrinkage ($p = 0.0444$, $r^2 = 0.206$) and after 2 hours of work ($p = 0.0345$ and $r^2 = 0.225$). Individuals with greater torque in the trunk extensor muscles had greater height recovery ($p = 0.0392$, $r^2 = 0.215$). Extensor muscles had significant reduction of strength at the end of shift ($p = 0.02$). There was negative association between percentage of recovery and LBP ($p = 0.003$, $r^2 = 0.529$). Percentage of recovery was also associated with torque of extensors by body weight ($p = 0.023$) and LPB ($p < 0.01$) reported at the end of the workday. Findings may contribute to prevent and improve the police's health, in addition to subsidizing the purchase of lighter and ergonomic equipment, and motorcycles compatible with job.

Keywords: Equipment overload; vibration; height variation; Fowler's position.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - ESTRUTURA DA COLUNA VERTEBRAL	19
FIGURA 2 - VÉRTEBRA LOMBAR (LII)	20
FIGURA 3 - VISTA LATERAL ESQUERDA DA COLUNA PARCIALMENTE CORTADA.....	21
FIGURA 4 - NA PRIMEIRA O DISCO INTERVERTEBRAL; NA SEGUNDA OBSERVA-SE O EXTRAVASAMENTO DO NÚCLEO PULPOSO, COMPRIMINDO OS NERVOS.....	22
FIGURA 5 - FIBRAS DO ANEL FIBROSO	23
FIGURA 6 - ERETORES DA ESPINHA.....	23
FIGURA 7 - MUSCULATURA DO ABDOMEN	24
FIGURA 8 - ESQUEMA DO ESTADIÔMETRO MOSTRANDO A LOCALIZAÇÃO DOS PONTOS DE CONTROLE POSTURAL E O TRANSDUTOR DIGITAL DE VARIAÇÃO LINEAR (LDVT).....	28
FIGURA 9 - LINHAS LIMITE DE ACEITAÇÃO DO CORPO A VIBRAÇÃO (AMARELA E VERMELHA).....	33
FIGURA 10 - POSIÇÃO DE <i>FOWLER</i>	38
FIGURA 11 - PICO DE TORQUE DOS FLEXORES	40
FIGURA 12 - PICO DE TORQUE DOS EXTENSORES.....	40
FIGURA 13 - AVALIAÇÃO NO ESTADIÔMETRO.....	41
FIGURA 14 - VARIAÇÃO DA ESTATURA DURANTE A JORNADA DE 6 HORAS DE TRABALHO E APÓS 30 MINUTOS NA POSIÇÃO DE <i>FOWLER</i>	44
FIGURA 15 - INTENSIDADE DA DOR LOMBAR DURANTE A JORNADA DE 6 HORAS DE TRABALHO E APÓS 30 MINUTOS NA POSIÇÃO DE <i>FOWLER</i>	45
FIGURA 16 - ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE A PERDA DA ESTATURA APÓS 6 HORAS DE TRABALHO E A MASSA CORPORAL COM FARDAMENTO COMPLETO	46
FIGURA 17- ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE A PERDA DA ESTATURA APÓS 2 HORAS E A MASSA CORPORAL COM A FARDA	47
FIGURA 18 - ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE RECUPERAÇÃO DA ESTATURA E PICO DE TORQUE DOS EXTENSORES DO TRONCO	47
FIGURA 19 - ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE PORCENTAGEM DE RECUPERAÇÃO EM RELAÇÃO A PERDA E PICO DE TORQUE DOS EXTENSORES DO TRONCO.....	48
FIGURA 20 - ANALISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE A RECUPERAÇÃO DA ESTATURA E O NÍVEL DE DOR LOMBAR	48

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: CARACTERIZAÇÃO FÍSICA DA AMOSTRA DE 20 POLICIAIS DA ROCAM.	43
TABELA 2: PICO DE TORQUE GERADO PELOS MÚSCULOS FLEXORES E EXTENSORES DO TRONCO PRÉ E PÓS	43
TABELA 3: EQUAÇÃO DE PREDIÇÃO COM AS VARIÁVEIS: PORCENTAGEM DE RECUPERAÇÃO (DEPENDENTE) E INTENSIDADE DA DOR NO FINAL DA JORNADA DE TRABALHO (INDEPENDENTE)..	49
TABELA 4: ANÁLISE DE REGRESSÃO COM AS VARIÁVEIS: DEPENDENTE- PORCENTAGEM DE RECUPERAÇÃO; INDEPENDENTE- A) INTENSIDADE DA DOR NO FINAL DA JORNADA DE TRABALHO E B) TORQUE MÁXIMO DOS MÚSCULOS EXTENSORES DO TRONCO NORMALIZADO PELA MASSA CORPORAL	49
TABELA 5: RELAÇÃO ENTRE O PICO DE TORQUE DOS MÚSCULOS DO TRONCO PRÉ E PÓS JORNADA DE TRABALHO	49

LISTA DE SIGLAS

APMG	Academia Policial Militar do Guatupê
BPM	Batalhão da Polícia Militar
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
CV	Coluna Vertebral
DLC	Dor Lombar Crônica
EMG	Eletromiografia
EVA	Escala Visual de Dor
GPS	Sistema de Posicionamento Global
IMC	Índice de Massa Corporal
LLA	Ligamento Longitudinal Anterior
LLP	Ligamento Longitudinal Posterior
PMESP	Polícia Militar do Estado de São Paulo
PMPR	Polícia Militar do Paraná
PTE	Pico de Torque Extensores
PTF	Pico de Torque Flexores
ROCAM	Rondas Ostensivas com Apoio de Motocicleta
TA	Transverso do Abdômen
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
VAE	Exposição a Ação da Vibração
VCI	Vibração de Corpo Inteiro
VLE	Exposição ao Limite de Vibração
VMB	Vibração de Mãos e Braços

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1 OBJETIVO GERAL	17
1.1.1 Objetivos específicos	17
1.1.2 Hipóteses	17
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1 ESTRUTURA E ANATOMIA DA COLUNA VERTEBRAL	18
2.2 O COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL	25
2.3 VARIAÇÃO DA ESTATURA ATRAVÉS DA ESTADIOMETRIA DE PRECISÃO	25
2.4 ESTUDOS RELACIONADOS A VARIAÇÃO DA ESTATURA ATRAVÉS DA ESTADIOMETRIA	29
2.5 TRABALHO POLICIAL EM MOTOCICLETAS.....	31
2.6 EXPOSIÇÃO A VIBRAÇÃO DE VEÍCULOS.....	32
2.7 DOR LOMBAR CRÔNICA EM POLICIAIS MOTOCICLISTAS.....	34
3. METODOLOGIA	36
3.1 POPULAÇÃO E SELEÇÃO DA AMOSTRA	37
3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	37
3.3 ESTRUTURA DO EXPERIMENTO.....	37
3.4 PROCEDIMENTOS DE TESTAGEM.....	39
3.4.1 Massa Corporal.....	39
3.4.2 Teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima CIVM.....	39
3.4.3 Estadiômetro	40
3.4.4 Escala Visual de Dor (EVA).....	41
3.4.5 Acompanhamento de trajeto e velocidade (GPS)	42
3.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	42
3.6 ANÁLISES DOS DADOS	42
4. RESULTADOS	43
4.1 CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA.....	43
4.2 VARIAÇÃO DA ESTATURA	44
5. DISCUSSÃO	49
6. CONCLUSÃO.....	56
REFERÊNCIAS	58
APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).....	68
APÊNDICE B — Escala Visual de Dor (EVA).....	74
APÊNDICE C- Termo de Aceite.....	75
APÊNDICE D- Termo de Compromisso e Responsabilidade	76
APÊNDICE E- Parecer do CEP	77

1. INTRODUÇÃO

A dor lombar (DL), ou lombalgia, acomete a maior parte da população (CARDOSO et al., 2018), onde a prevalência ao longo da vida varia entre 44,1 e 84,0% (GEORGE et al., 2011). Pesquisas revelam que de 5% a 23% dos pacientes que sofreram inicialmente de dor lombar aguda ou subaguda desenvolverão sintomas crônicos (dor e desconforto com duração mais de 3-6 meses) (MANEK; MACGREGOR, 2005; AIRAKSINEN et al., 2006).

A dor lombar crônica (DLC) ocorre quando alguma alteração mecânica ou química nas estruturas da coluna vertebral causa irritação nas terminações nervosas, sendo que 28% destes acometimentos são atribuíveis à exposições ocupacionais (DRISCOLL et al., 2014). Os fatores etiológicos estão relacionados às atividades de levantamento, transporte, sustentação de cargas por longos períodos (ANDERSSON 1981; JÄGER; LUTTMANN 1992), vibrações (MAGNUSSON et al., 1992; SHIVAKUMARA, 2010), posturas incorretas e períodos prolongados na mesma posição (YANG et al., 2010; SALVE, 2003; MC GILL, 1997). Tais demandas podem levar à fadiga muscular, alterar o alinhamento e a estabilidade da coluna e ocasionar desconfortos e lesões (DRISCOLL et al., 2014). Depalma et al. (2011) identificaram em pacientes com DLC que a prevalência de dor ocorre devido alterações nas facetas articulares, nas articulações sacroilíacas, nos discos intervertebrais e de tecidos moles tais como músculos e ligamentos (DEPALMA; KETCHUM; SAULLO, 2011, MA et al., 2019). Estas alterações podem ser geradas por fatores físicos e psicológicos (WALSH; CRUDDAS; COGGON, 1991; ANDERSON, 1992). O estresse psicológico constitui um fator adicional que pode aumentar a tensão dos músculos extensores do tronco e contribuir para o surgimento e/ou agravamento da DLC (MATSUDAIRA et al., 2012).

Os custos associados a DLC são altos (MAHER, 2004) e envolvem encargos médicos, sociais, trabalhistas, além da perda de produtividade no trabalho e invalidez prematura (COVARRUBIAS-GOMÉS, 2010). Estima-se que entre 10 a 15% dos trabalhadores, recorrem a atendimento médico devido DLC (VERBEEK; VAN DER WEIDE; VAN DIJK, 2002). Nos EUA, o valor total relacionado à lombalgia custa em média U\$ 1.744,08, sendo que U\$ 1.083,71 são referentes a incapacidade laboral (PONCE et al., 2013). Nos EUA, consultas médicas, raios-X e remédios custam, em média, U\$ 253,00 por paciente (CROW; WILLIS, 2009), e na França U\$ 101,66 (LAFUMA; FAGNANI; VAUTRAVERSO, 1998). No Brasil, a DLC é a primeira causa de pagamento de auxílio-doença e a terceira causa de aposentadoria por invalidez (NETO

et al., 2014). Desta forma, identificar e reduzir os fatores de risco relacionados a DLC, parece ser uma forma interessante de reduzir gastos na área da saúde, bem como econômicos e sociais (ANDERSSON, 1999; DAGENAIS; CARO; HALDEMAN, 2008; CROW; WILLIS, 2009; PONCE et al., 2013).

Uma das categorias de profissionais que sofrem constantemente com fatores estressantes físicos e psicológicos são os policiais militares (BROWN; FIELDING; GROVER, 1999; ACQUADRO et al., 2015; LIPP; COSTA; NUNES, 2017). As longas jornadas de trabalho na mesma postura, a vibração produzida pelos veículos, a sobrecarga causada pelo uso de equipamentos de proteção individual e as tarefas físicas e psicológicas relacionadas ao trabalho policial, são aspectos ambientais e ergonômicos relevantes (GERSHON; LIN; LI, 2002; LAGO; OLIVEIRA; BARDAGI, 2010; OKUNRIBIDO; MAGNUSSON; POPE, 2008; SANTOS et al., 2017). De fato, alguns estudos consideram os policiais como uma população de alto risco para o desenvolvimento da lombalgia, (GERSHON; LIN; LI, 2002; TRINDADE et al., 2015), indicando uma prevalência de 28,7% a 54,9% (BROWN et al., 1998; BENYAMINA DOUMA; COTE; LACASSE, 2018).

Neste sentido, das diferentes categorias de policiais militares com alto risco para o desenvolvimento da lombalgia, podem-se citar como exemplo os policiais que realizam patrulhamento nas motocicletas. Estes policiais possuem uma jornada de trabalho de 6 horas, os quais adotam a postura sentada prolongada e sem encosto na lombar. Ademais, são expostos à vibração durante a condução da motocicleta, além da sobrecarga associada ao peso dos equipamentos de segurança e proteção (NETO et al., 2013). A posição sentada na motocicleta induz a uma retroversão pélvica e flexão na coluna lombar, que alteram a distribuição uniforme das cargas compressivas na coluna vertebral e predispõem à dor lombar (WATKINS, 1999; NACHEMSON; REED; SCHNEIDER, 1996; BAKKER et al., 2009).

As vibrações produzidas pela motocicleta podem ser um fator importante para o desenvolvimento da dor lombar (MAGNUSSON et al., 1992). De fato, estudos com vibração mostraram reduções na capacidade dos discos intervertebrais em amortecer as cargas impostas na coluna vertebral devido à expulsão de fluidos dos discos pela vibração. A perda de fluidos pode levar a uma sobrecarga de outras estruturas da coluna vertebral que não possuem função específica de sustentação e/ou transmissão de cargas (POPE; WILDER; MAGNUSSON, 1998; HARRIS; PIERSOL, 2002; BOVENZI et al., 2015; BENYAMINA DOUMA; CÔTÉ; LACASSE, 2018).

Aliada a postura sentada sem apoio na lombar e a vibração da motocicleta, os policiais ainda carregam vários equipamentos, armamentos e vestes destinados a proteção individual, que podem pesar até 14 Kg (HOFLINGER, 2020). Alguns estudos relacionaram o uso dos equipamentos de proteção individual (colete, cinto de guarnição e armamento) e a condução dos veículos policiais (viatura e motocicleta). Estes estudos identificaram importante grau de desconforto geral da atividade ocupacional, no fim do turno de trabalho a qual gerou desconforto e dor lombar (DONNELLY; CALLAGHAN; DURKIN, 2009; SANTOS; SOUZA; BARROSO, 2017).

Desta forma, as condições laborais dos policiais podem predispor ao aparecimento de lombalgias (TRINDADE et al., 2015). A descrição e relação destes fatores (sobrecarga na coluna vertebral e dor lombar) podem auxiliar na identificação de fatores de risco e parece ser uma forma interessante de indicar estratégias de prevenção da DLC.

Medidas de variação na altura têm sido utilizadas como um indicador de sobrecarga na coluna vertebral em diferentes condições laborais (OWENS et al., 2009; SIZER et al., 2018) e na prática de exercícios físicos (HEALY et al., 2005; FOWLER et al., 1997; RODACKI et al., 2008). As alterações no comprimento da coluna vertebral são decorrentes de pequenas mudanças na altura dos discos intervertebrais, as quais podem ser detectadas por medidas de variação de estatura. As variações de estatura ocorrem em função das cargas aplicadas de forma que, quanto maiores as cargas, maiores serão as perdas da altura do disco (pela expulsão dos fluidos), que causam perdas de estatura mais acentuadas, as quais levam a menor capacidade de absorver e dissipar cargas (RODACKI et al., 2008; FOWLER et al., 2006).

Os músculos que atuam ao redor da coluna vertebral também respondem pela absorção e distribuição das cargas (CHANG et al., 2016). Se os músculos flexores e extensores do tronco apresentarem força necessária para a manutenção de uma postura adequada, as cargas serão absorvidas de forma a minimizar o surgimento de DLC (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; HENRY et al., 2006; MCGILL et al., 2003). De fato, déficits de força dos músculos extensores e flexores do tronco têm sido relacionados com a incapacidade e a dor lombar (FREEMAN et al. 2010; HIDES et al. 2016).

Desta forma, a determinação das mudanças de estatura pode prover um importante indicador das cargas aplicadas sobre a coluna vertebral, bem como identificar estratégias de redução. A estadiometria de alta precisão é baseada no fato de que alterações nos discos intervertebrais refletem no comprimento da coluna vertebral e, conseqüentemente, na estatura do indivíduo (RODACKI et al., 2008). Desta

forma, medidas precisas da variação da estatura podem permitir quantificar as respostas mecânicas da coluna vertebral, bem como formas e meios que possam a reduzir ou minimizar as cargas aplicadas (HEALEY, 2005; VAN DIEEN, 1993). Van Dieen e colaboradores (1994) observaram que 20 minutos na posição de *Fowler* (deitado em decúbito dorsal com as pernas apoiadas em um banco), propicia aumentos de estatura que refletem a recuperação dos discos em relação às sobrecargas impostas pelas atividades.

Portanto, o presente estudo visa investigar o comportamento mecânico da coluna vertebral — por intermédio de estadiometria de precisão com a dor lombar de policiais que realizam patrulhamento em motocicleta. O estudo visa ainda determinar a relação entre a capacidade de produzir força (torque), a percepção de dor (escala visual da dor) e as variações da estatura. A descrição destas variáveis poderá contribuir para estratégias de prevenção e/ou redução de patologias relacionadas à coluna vertebral em policiais militares.

1.1 OBJETIVO GERAL

Investigar a sobrecarga na coluna vertebral, dor lombar e a recuperação da estatura de policiais militares que realizam ronda em motocicletas.

1.1.1 Objetivos específicos

- a) Verificar a variação da estatura e a dor lombar durante a jornada de trabalho;
- b) Verificar a força dos músculos flexores e extensores do tronco antes e após a jornada de trabalho;
- c) Verificar o efeito da posição de *Fowler* na recuperação da estatura após 6h de trabalho;
- d) Determinar a associação entre a perda da estatura e a intensidade da dor lombar durante a jornada de trabalho;
- e) Determinar a associação entre a recuperação da estatura após a jornada de trabalho de policiais militares e a dor lombar.

1.1.2 Hipóteses

H₁- Os policiais apresentarão perdas contínuas ao longo da jornada de trabalho e as maiores perdas serão observadas nas primeiras horas de atividade.

H₂- As perdas de estatura observadas durante a jornada de trabalho apresentarão associação com a intensidade da dor lombar reportada pelos policiais.

H₃- Os policiais que apresentarem a menor capacidade de recuperação irão reportar a maior intensidade da dor lombar.

H₄ - Haverá associação negativa entre a perda da estatura e o pico de torque dos músculos flexores e extensores do tronco.

H₅- Haverá uma associação positiva entre a recuperação da estatura e o pico de torque dos músculos flexores e extensores do tronco.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A coluna vertebral é formada por vértebras, discos, articulações, ligamentos e músculos, e a sobrecarga nessas estruturas pode alterar a distribuição das cargas axiais impostas durante a jornada de trabalho, fadigar os músculos e gerar desconforto ou dor na lombar nos policiais militares. Desta forma, este capítulo tem por objetivo descrever os componentes que estruturam a coluna vertebral, bem como as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais, as quais estão associadas às mudanças na função das unidades funcionais da coluna vertebral, e isto pode influenciar o comportamento mecânico da coluna como um todo. A compreensão das estruturas e funções da coluna vertebral do corpo humano pode auxiliar no melhor entendimento do surgimento da dor lombar e suas relações com as tarefas ocupacionais desenvolvidas pelos policiais militares que utilizam a motocicleta.

2.1 ESTRUTURA E FUNÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral (CV) é o principal eixo do corpo, tendo por função sustentar e garantir a mobilidade da cabeça, oferecer uma base estável para a inserção de ligamentos, ossos e músculos das extremidades (gradeado costal e pelve), ligar os segmentos ou membros superiores e inferiores, proporcionar mobilidade para o tronco, além de proteger a medula espinhal. Trata-se de uma estrutura complexa, uma vez que atende as funções de estabilidade estrutural, mobilidade funcional, produção de medula óssea, proteção da medula espinhal e armazenamento de minerais (NORKIN; LEVANGIE, 2001; MATOS, 2014).

A CV é formada por vértebras, discos, ligamentos e músculos, que proporcionam o suporte ao mesmo tempo em que oferecem flexibilidade. Ao todo são trinta e três vértebras, iniciando no occipital e terminando no sacro. Dessas, vinte e quatro são móveis e separadas pelos discos intervertebrais, que contribuem para o movimento do tronco. As 33 vértebras formam as cinco regiões na CV as quais são: 7 vértebras

cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e 2 a 5 coccígeas, (LATARGET; RUIZ, 1993; WATKINS, 1999; FILHO; PEREIRA, 2015).

As vértebras são arranjadas em quatro curvaturas: 2 cifóticas (na região torácica, sacral/ coccígea) e 2 lordóticas (na região cervical e lombar) (DÂNGELO; FATTINI, 1998; DEZAN, 2005). Estas curvaturas vertebrais fornecem equilíbrio, flexibilidade e facilitam a distribuição das cargas axiais na coluna (FIGURA 1). Os locais onde terminam uma curvatura e inicia outra é geralmente a região de maior mobilidade vulnerabilidade à lesão (HAMILL; KNUTZEN, 1995).

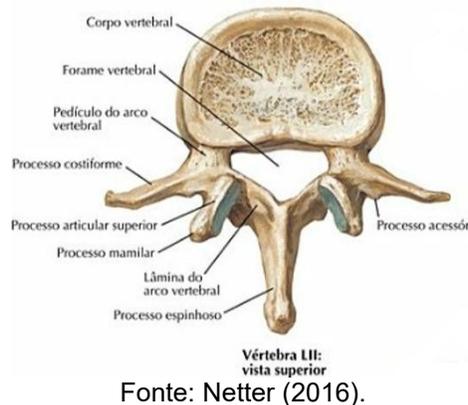
FIGURA 1 - ESTRUTURA DA COLUNA VERTEBRAL



Fonte: Netter (2016).

Uma vértebra geralmente é composta dos seguintes elementos: Corpo vertebral (anteriormente), pedículos, processos transversos, processos articulares, lâmina, processo espinhoso, e forame vertebral. As vértebras da região lombar da coluna, como mostrado na FIGURA 2, são mais robustas e maiores, pois suportam maiores cargas (NETTER, 2016).

FIGURA 2 - VÉRTEBRA LOMBAR



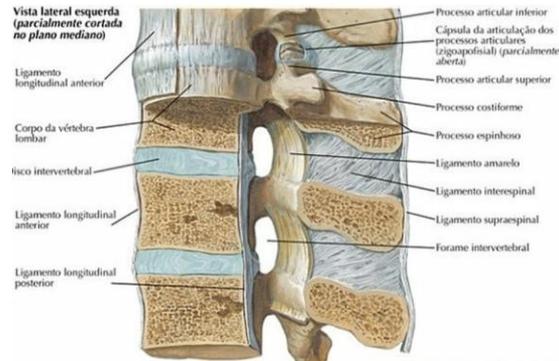
O corpo vertebral (estrutura anterior de forma cilíndrica) é composto por uma camada de osso esponjoso revestido por osso cortical. Sua principal função é absorver e dissipar as cargas compressivas (HAMILL; KNUTZEN, 1995). O revestimento cortical das superfícies superior e inferior (platôs) está espessado em torno da margem, onde as placas epifisárias estão localizadas, e no centro por uma camada de cartilagem hialina, denominada placa terminal cartilaginosa (NORKIN; LEVANGIE, 2001).

As trabéculas são estruturas finas que reforçam a estrutura do osso compacto que sustentam o peso do corpo e a dar resistência contra a compressão e forças de cisalhamento. Quando observadas em conjunto, verifica-se uma área de debilidade¹ na porção anterior do corpo. Já as áreas mais resistentes podem ser observadas onde as trabéculas se entrecruzam (FIGURA 3).

1

“A área de debilidade é um local potencial para colapso das vértebras (fratura por compressão)”. NORKIN, Cynthia C.; LEVANGIE, Pamela K. **Articulações, estrutura e função – uma abordagem prática e abrangente**. Trad. Fernando Gomes do Nascimento e Maria de Fátima Palmieri Meirelles. Rio de Janeiro: Revinter, 2001, p. 128.

FIGURA 3 - VISTA LATERAL ESQUERDA DA COLUNA PARCIALMENTE CORTADA.



Fonte: Netter (2016).

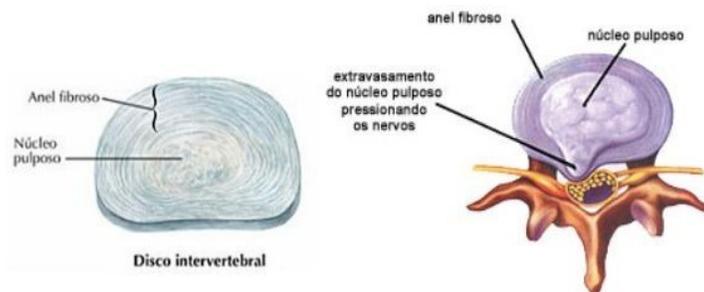
As estruturas posteriores não resistem às cargas compressivas e, se houver uma sobrecarga excessiva nesta estrutura (arco vertebral), podem ocorrer fissuras e lesões, levando ao surgimento da espondilose (artrose na coluna) ou espondilolistese (escorregamento da vértebra) (NETTER, 2016).

A parte anterior é a estrutura da coluna que suporta e resiste maior carga compressiva, aproximadamente oitenta por cento (ADAMS; DOLAN, 1995). As cargas compressivas são transmitidas vértebra a vértebra por meio dos discos intervertebrais. Estas compõem vinte por cento da altura da coluna e trinta e três por cento da altura da coluna lombar (BORENSTEIN et al., 1995). Cada disco intervertebral (FIGURA 4) é composto por uma firme porção exterior que se chama anel fibroso, e por uma parte central mais mole, gelatinosa, chamada de núcleo pulposo (ADAMS e HUTTON, 1985).

O núcleo pulposo é uma massa tipo gel é constituído de oitenta a noventa por cento de água e quinze a vinte por cento de colágeno, cobertos por uma proteína polissacarídea, em formato esférico localizado na porção central dos discos cervicais e torácicos e um pouco posterior dos discos lombares (MOSKOVITCH, 2001). Essa estrutura polissacarídea dá ao núcleo a capacidade de reter água (KAPANDJI, 2000). Mecanicamente, o núcleo comporta-se como um fluido incompressível (NACHEMSON, 1981). Quanto mais elevada for a hidratação do disco, mais eficiente ele será (ADAMS; HUTTON, 1985).

A espessura do disco aumenta com o conteúdo de água absorvido no núcleo pulposo, que exerce continuamente pressão osmótica negativa para absorver água (LINDH, 1989). Pelo fato de o núcleo pulposo estar contido dentro de um compartimento fechado, formado pelo corpo vertebral e ânulo fibroso (FIGURA 4), a capacidade de absorver água é limitada e influenciada pela carga no segmento móvel (KAPANDJI, 2000). Quando o estresse mecânico no disco é maior que a pressão osmótica no núcleo pulposo, a água é gradualmente expelida do núcleo e retorna para o corpo vertebral, desta maneira o disco torna-se mais fino (ADAMS; DOLAN, 1995). Quando o estresse mecânico no disco diminui ou cessa o processo contrário ocorre, a água é reabsorvida pelo núcleo pulposo e o disco recupera o tamanho original.

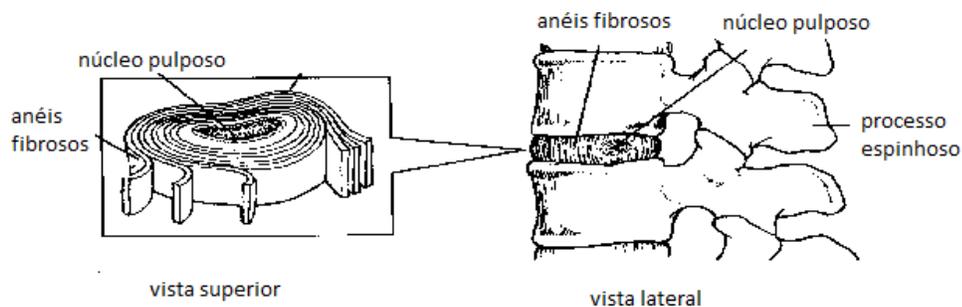
FIGURA 4 - NA PRIMEIRA O DISCO INTERVERTEBRAL; NA SEGUNDA OBSERVA-SE O EXTRAVASAMENTO DO NÚCLEO PULPOSO, COMPRIMINDO OS NERVOS.



Fonte: Netter (2016).

O disco saudável responde com flexibilidade sob cargas baixas e com rigidez com cargas altas. Quando é imposta uma compressão, o núcleo pulposo distribui igualmente a pressão no disco e age como um amortecedor. O disco se achata e se alarga e o núcleo pulposo se expande à medida que perde líquido. Isso causa uma tensão nas fibras do anel e transforma a força compressiva vertebral em sobrecarga tensiva nas fibras do anel fibroso (FIGURA 5). O arranjo das fibras ocorre de maneira diferente em cada anel do ânulo fibroso, fazendo com que o disco suporte fortemente todos os tipos de pressão (NORDIN; FRANKEL, 2001). A sobrecarga tensiva absorvida pelas fibras do anel é de quatro à cinco vezes a carga axial aplicada (NACHEMSON *apud* HAMILL e KNUTZEN, 1999).

FIGURA 5 - FIBRAS DO ANEL FIBROSO

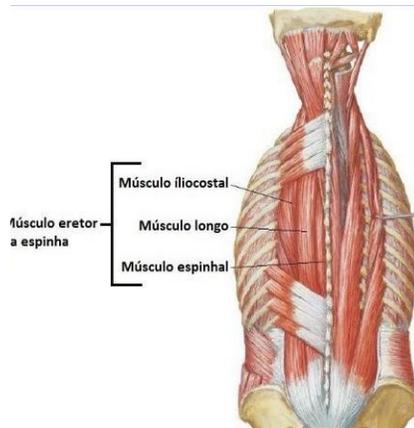


Fonte: Nachemson (1999).

Contribuindo para a estabilidade e mobilidade da coluna, temos também os músculos (SILVEIRA et al., 2018). A classificação mais simples dos músculos ao redor da coluna vertebral pode ser tomada com base na sua função: estabilizadores (músculos mais profundos) profundos e globais (que realizam as flexões do tronco, flexões laterais, rotações e extensões do tronco) (SPENCE, 1991).

Localizado na depressão entre os processos espinhosos e os transversos e costelas, existe uma massa muscular que vai do sacro até o crânio, chamado de Ereter da espinha ou Sacro-espinhal, subdividido em iliocostal, longuíssimo e espinhal (NETTER, 2016) (FIGURA 6). Ele estende e inclina lateralmente a coluna, e faz a flexão lateral do tronco, ajudando na sua rotação.

FIGURA 6 - ERETORES DA ESPINHA

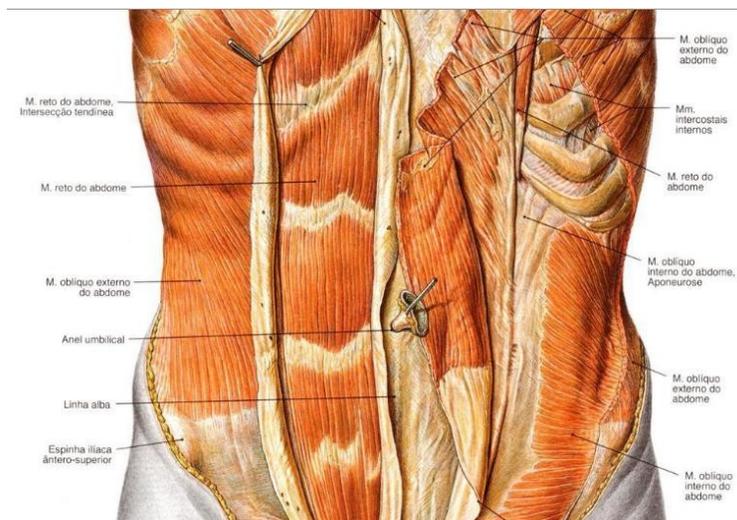


Fonte: Filho e Pereira (2015).

Os músculos da região lombar devem ser fortes para absorver e dissipar as cargas externas, mas também precisa ser flexível para permitir o movimento.

A musculatura abdominal (FIGURA 7) é constituída de quatro músculos: reto do abdômen, que realiza a flexão anterior do tronco; o oblíquo externo que bilateralmente faz a flexão do corpo e unilateralmente a flexão para o mesmo lado e rotação para o lado oposto; o oblíquo interno, que bilateralmente faz a flexão anterior do tronco e unilateralmente a flexão e rotação para o mesmo lado; e transverso do abdômen (FILHO; PEREIRA, 2015).

FIGURA 7 - MUSCULATURA DO ABDOMEN



Fonte: Filho e Pereira (2015).

Essa musculatura atua como uma unidade funcional integrada que ajuda a manter a movimentação controlada e ideal da coluna. Quando operam de forma eficiente, os abdominais oferecem estabilização nos planos sagital, frontal e transversal por meio do controle das forças que atingem o complexo lombo-pelve-quadril.

Além disso, praticamente todos os músculos trabalham juntos para criar o "equilíbrio" necessário entre rigidez e mobilidade para gerar estabilidade suficiente ou para manter o nível apropriado de energia potencial da coluna vertebral (MARSHALL; MURPHY, 2005).

2.2O COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL

Durante as atividades diárias normais, com o tronco em uma posição vertical, a coluna vertebral é constantemente carregada por forças e torques em um plano perpendicular em relação ao disco (compressão e tensão) e outras paralelas ao disco (torção). Em estudos *in-vitro*, os discos respondem de forma viscoelástica a cargas variadas (VAN DIEEN et al., 1994).

Quando os discos intervertebrais são sujeitos a uma carga compressiva por um curto período de tempo, os componentes elásticos do disco permitem uma deformação imediata que é diretamente proporcional à magnitude da carga (ADAMS et al., 1994). Quando é removida a carga, o disco retorna à forma original (VAN DIEEN e TOUSSAINT, 1993). Quanto maior a altura do disco antes da aplicação de carga, mais eficiente é a resposta mecânica à carga e menor é a tensão experimentada pelo disco durante a aplicação de carga. Esta absorção de choque está presente durante as diversas posturas e movimentos realizados pelo corpo, como caminhar, exercitar-se, carregar peso, entre outros.

Segundo Brinkmann et al., (1983), as alterações estruturais do disco seriam provocadas pela absorção de pressão pelo núcleo pulposo e posteriormente essas forças seriam transmitidas uniformemente ao ânulo fibroso, causando uma deformação elástica no disco. O mecanismo de perda de fluido seria provocado quando a pressão intradiscal é aumentada, expelindo fluido do disco intervertebral pela placa-terminal (BOTSFORD et al., 1994), causando uma diminuição da altura do disco. Quando a carga é removida o gradiente de pressão é invertido, o fluido é absorvido e a altura dos discos é recuperada (KRAMER, 1985).

A diminuição da altura dos discos pode causar uma redução na capacidade amortecedora causando uma tensão excessiva e fraturas no corpo vertebral. Os discos degenerados deformam mais rapidamente que os discos jovens não degenerados (KAZARIAN, 1975; ADAMS e DOLAN, 1996). Essa degeneração pela sobrecarga pode causar uma diminuição do espaço articular, encurtamento dos ligamentos, aumentando a pressão sobre o disco e sobrecarregando as articulações apofisárias (HAMILLK; NUTZEN, 1999).

Keller et al. (1987) demonstraram que os discos de acordo com a idade e grau de degeneração, apresentaram taxa de deformação maior e mais rápida nos mais velhos, indicando que com a idade os discos se tornam menos estáveis sob cargas compressivas.

Técnicas diretas e indiretas *in vivo* têm sido desenvolvidas para analisar a resposta do disco intervertebral para diferentes tipos de cargas. Essas técnicas têm foco na medida de pressão do disco intervertebral (NACHEMSON, 1959), pressão intra-abdominal (ANDERSON et al., 1977), forças compressivas do disco, calculados utilizando modelos biomecânicos (ANDERSSON, 1991), imagem de ressonância magnética (BOTSFORD et al., 1994).

Todos os métodos acima citados têm algumas implicações relacionadas à aplicabilidade delas no campo. Por exemplo, a medida de pressão no disco intervertebral tem limitações éticas, pois é um método invasivo, podendo ser somente realizado em laboratórios e em indivíduos saudáveis. Outros métodos envolvem custos altos e requerem operadores especializados.

Todos os métodos apóiam o argumento que os discos intervertebrais respondem biomecanicamente às forças compressivas externas aplicadas durante o dia, pela perda de fluido e diminuição de altura (ANDERSSON, 1991). Qualquer alteração sofrida pelo disco intervertebral afetará o comprimento total da coluna vertebral, que pode ser mensurado através de mudanças do comprimento corporal (RODACKI et al., 2001). Quando as forças compressivas são removidas ou diminuídas, como normalmente ocorrem durante o período de repouso, os discos intervertebrais recuperam sua altura (HAMILLK; NUTZEN, 1999).

Foreman e Finge (1989) demonstraram que outras partes do corpo como os ossos e tecidos alcançam o equilíbrio prontamente e têm uma resposta desprezível quando sujeitos a compressão. Desta forma, quantificar pequenas e precisas variações de estatura de um indivíduo (através da estadiometria de precisão) é uma técnica não invasiva e de baixo custo, capaz de registrar a resposta dos discos intervertebrais as cargas compressivas impostas durante uma tarefa (EKLUND; CORLETT, 1984; RODACKI et al., 2001).

2.3 VARIAÇÃO DA ESTATURA ATRAVÉS DA ESTADIOMETRIA DE PRECISÃO

Eklund e Corlett (1984) desenvolveram o primeiro método preciso e reprodutivo de medir pequenas variações na estatura. Com equipamento capaz de manter o indivíduo na postura constante em pé, ele garante aferições da estatura de forma precisa em uma posição reprodutível, confortável e relaxada durante e entre as avaliações. Os pesquisadores realizaram 1110 medidas em 15 sujeitos utilizando o estadiômetro e encontraram um desvio padrão de 0,63 mm. Uma das coletas foi realizada a cada 3 horas durante o turno de trabalho (A).

Em outra (D), indivíduos foram avaliados uma hora antes e uma hora após uma determinada tarefa. E no dia seguinte, cumprindo os mesmos ritos, acrescentando uma sobrecarga de 14kg (EKLUND; CORLETT, 1984).

Em outro experimento (E) Eklund e Corlett (1984) observaram que o tipo de assento utilizado ao longo de um período, também influencia na perda da estatura. Realizaram avaliações antes e após uma hora em pé, após acrescentarem uma sobrecarga por meia hora, e após, mais meia hora deitados. No primeiro momento houve uma perda de altura; no segundo uma perda ainda maior; e após trinta minutos deitados a altura foi recuperada até chegar ao nível da primeira medida.

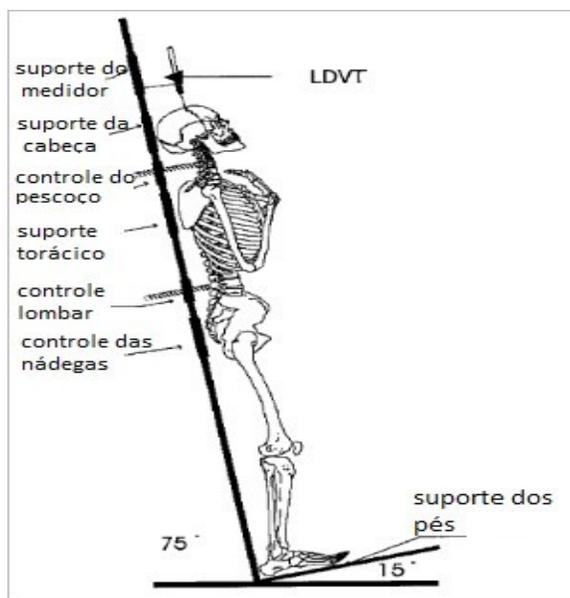
Foi realizado um experimento por Jazwinska e Adam (1985) que verificou que uma noite de sono, ou deitado é capaz de recuperar toda a estatura perdida no dia anterior. Outros estudos, utilizando um estadiômetro semelhante, relataram que o desvio padrão de 10 medidas repetidas foi de 0,28 mm (TYRRELL et al., 1985), 0,36 mm (LEATT et al., 1986) e 0,50 mm (RODACKI et al., 2001).

O equipamento utilizado por Eklund e Corlett (1984) consistiu de um pilar montado em ângulo reto com uma placa de base. O pilar foi inclinado para trás a 10° da vertical, o que facilitou o relaxamento da postura do indivíduo. No centro deste pilar estavam localizados os suportes ajustáveis para: a cabeça e quatro regiões da coluna vertebral dos indivíduos (cervical, torácica, lombar e sacral). Na placa de base, foram posicionados um conjunto de balanças e um descanso de calcanhar que permitia o controle da distribuição do peso corporal do indivíduo sobre os pés (ante pé e esquerda-direita) durante cada medida (FIGURA 8). A posição da cabeça do sujeito era

controlada por um espelho colocado na frente do avaliado com uma linha horizontal desenhada em um espelho. As mudanças de altura foram medidas através de uma haste móvel que possuía um transdutor com precisão de 0,1 mm, posicionada no topo da cabeça do indivíduo. O controle da posição da cabeça é a principal fonte de erro de medição, e várias tentativas foram feitas para melhorar este controle (RODACKI, 2001).

Tyrrell et al. (1985) foram os primeiros experimentadores a adotar óculos em que as lentes eram escurecidas, exceto por uma fenda horizontal no meio (0,5 mm) e os sujeitos se sobrepunham a esta fenda com uma linha horizontal no espelho em frente ao equipamento. Boocock et al. (1986) usaram um emissor infravermelho acoplado horizontalmente a um par de óculos, e Helander e Quance (1990) usaram um bocal montado no estadiômetro para padronizar a posição da cabeça. McGill et al. (1996) controlaram o posicionamento ântero-posterior da cabeça usando um suporte de cabeça separado em forma de “C” e a inclinação da cabeça foi controlada por indivíduos correspondentes a uma linha horizontal marcada nos óculos de proteção com uma linha horizontal no espelho na frente do equipamento. Rodacki (2001) controlou o posicionamento da cabeça com óculos e um emissor de infravermelho.

FIGURA 8 - ESQUEMA DO ESTADIÔMETRO MOSTRANDO A LOCALIZAÇÃO DOS PONTOS DE CONTROLE POSTURAL E O TRANSDUTOR DIGITAL DE VARIAÇÃO LINEAR (LDVT).



Fonte: Rodacki et al., 2003.

Uma grande carga (peso) na coluna resulta em maior taxa de perda de estatura (EKLUND; CORLETT, 1984). Quando a carga suportada pela coluna se modifica durante o dia, a taxa de encolhimento da coluna vertebral também muda. Portanto, este método pode ser aplicado para avaliar mudanças na estatura e tem sido utilizado como parâmetro de carga funcional da coluna vertebral humana durante várias tarefas. As pequenas variações da estatura são aferidas através de um Transdutor Digital de Variação Linear (LVDT), que segue acoplado ao estadiômetro, ligado a um sistema eletrônico que afere as medidas em milímetros (RODACKI, 2001).

2.4 ESTUDOS RELACIONADOS À VARIAÇÃO DA ESTATURA ATRAVÉS DA ESTADIOMETRIA

O disco intervertebral responde às forças externas, como a gravidade, sobrecargas e atividades físicas, perdendo fluido, o que resulta em redução no comprimento da coluna e, conseqüentemente, da estatura. Leatt et al. (1986) relataram diminuição na estatura ao longo do dia de 0,83% até 1,1% da altura total (REILLY et al., 1984; TYRRELL et al., 1985). Reilly et al. (1984) descobriram que 80% da perda de estatura diurna ocorreram nas primeiras três horas da manhã.

Vários estudos (VAN DIEEN et al., 1994; WILBY et al., 1987) observaram a magnitude da carga compressiva na coluna resultante da mesma carga, porém aplicada em diferentes períodos do dia (por exemplo, manhã e noite). Wilby et al. (1987) registraram a perda da estatura em mulheres após 20 minutos de um circuito de musculação realizado pela manhã e posteriormente à noite. Os resultados revelaram maior taxa de perda de estatura realizada na sessão da manhã (5,4 mm) do que na sessão da noite (4,3 mm). Como à noite a altura do disco já está reduzida, a capacidade do disco de acomodar o estresse da atividade é diminuída. Desta forma, os discos intervertebrais e outras estruturas da coluna tornam-se mais vulneráveis a lesões no período noturno (WILBY et al., 1987).

No estudo de Wilby et al. (1987), também observaram que houve uma recuperação significativa na estatura quando os indivíduos adotaram a posição de *Fowler* (deitado em decúbito dorsal com as pernas apoiadas em um banco), seguindo diretamente o circuito de musculação. A recuperação na estatura foi maior no período

da manhã do que no período noturno, com valores médios de 4,5 mm e 3,4 mm, respectivamente. Entretanto, Van Dieen et al. (1994) mediram mudanças na estatura e altura do tronco de três indivíduos que seguraram uma barra de 10,5 kg e 20,5 kg (em dias diferentes) no ombro por 45 minutos. Os experimentos foram realizados durante seis sessões na manhã e a tarde. Os resultados mostraram que o peso da barra e a hora do dia não tiveram influência significativa na taxa de encolhimento da coluna vertebral. Além disso, a taxa de perda de estatura foi semelhante à taxa de perda de altura do tronco, reforçando que a influência das alterações nas extremidades inferiores é insignificante em comparação com as mudanças que ocorrem na coluna.

Avaliando o encolhimento da coluna vertebral de 20 indivíduos, após 30 minutos de exposição gradual a cargas nos ombros variando de zero a 30 kg, que foram realizadas no período da manhã e da tarde, Althoff et al. (1992) não mostraram diferença significativa entre as diminuições de altura medidas pela manhã e à tarde.

Além da sobrecarga na coluna, também foi estudado o quanto a vibração de motores afeta a coluna vertebral, causando a diminuição da altura dos discos intervertebrais como resultado da exposição diária ao longo da jornada de trabalho (HAMPEL; CHANG, 1999). As vibrações de corpo inteiro (VCI) impostas ao organismo humano estão intimamente relacionadas a problemas musculoesqueléticos, com alta prevalência de dor lombar (MORAES et al., 2016). Assim evidencia-se que a vibração de corpo inteiro impede que o disco intervertebral restabeleça sua altura e mantenha os espaços intervertebrais adequados para a passagem do estímulo nervoso, ocasionando processo inflamatório, podendo gerar dor na região da coluna lombar (DRERUP et al., 1999). No entanto, poucos estudos testam essa relação sendo que alguns demonstram que a vibração possui efeito que causa um aumento da altura dos discos intervertebrais (BONNEY; CORLETT, 2003; SULLIVAN; MCGILL, 1990).

Alguns estudos observaram que a sobrecarga na coluna causada pela frequência de vibração pode ser influenciada pela postura, assento e inclinação do encosto onde a posição pélvica parece ser fator relevante (MAGNUSSON et al., 1992; POPE; WILDER; MAGNUSSON, 1999; ROBB; MANSFIELD, 2007). Menor perda da estatura ocorreu quando os indivíduos mantiveram-se sentados (com a mesma

vibração) em uma cadeira com encosto inclinado a 120°, em comparação a posição sentada sem encosto (MAGNUSSON et al., 1992).

2.5 TRABALHO POLICIAL EM MOTOCICLETAS

Criada em 1982 pela Polícia Militar do Estado de São Paulo (PMESP) essa modalidade de policiamento cresce em técnica e eficiência a cada dia pela sua peculiaridade na locomoção. A capacidade de mobilidade e acessibilidade superior ao de viaturas policiais convencionais permite maior agilidade e rapidez na intervenção em ocorrências.

Com a evolução dos estudos das atividades profissionais na área da segurança pública, o setor de planejamento da Polícia Militar elaborou a Diretriz nº 002/2017 (PARANÁ, 2017) para restabelecer normativas de planejamento e emprego para a institucionalização e incremento das Rondas Ostensivas com Aplicação de Motocicletas (ROCAM).

Desta forma a Diretriz nº 002/2017 descreve o motopatrulhamento como uma atividade policial voltada ao policiamento preventivo-repressivo com o emprego de motocicletas pilotadas por policiais militares altamente treinados, bom preparo físico, doutrina, armamento e equipamentos específicos à missão desempenhada. Passa então ao 3º esforço no emprego policial em combate a criminalidade, absorvendo missões de bloqueio, batidas policiais, escoltas e patrulhamento em grandes eventos.

Atualmente uma guarnição é composta por três motocicletas e quatro policiais (três pilotos e uma “garupa”). Também é estabelecido que durante o turno de 6 horas, a cada hora de patrulhamento, deve-se realizar cerca de 15 (quinze) minutos de atividade de parada e estacionamento, desmontado, com o intuito de evitar sobrecargas no corpo, em especial na região da coluna (PARANÁ, 2017).

Os equipamentos utilizados por esses motociclistas são, capacete fechado, tipo *off road*, rádio transceptor portátil digital, luva de motociclista, joelheira/caneleira articulada, em polímero, cotoveleira articulada, em polímero, luvas táticas em Kevlar e protetor de coluna, articulado, além do colete balístico e do cinto de guarnição contendo os materiais e armamentos necessários, como arma de fogo, dois carregadores

sobressalentes, algema, lanterna, aparelho dispositivo eletrônico incapacitante. Esse conjunto, aliado ao fardamento, totaliza uma sobrecarga de aproximadamente 14 kg (HOFLINGER, 2020).

2.6 EXPOSIÇÃO À VIBRAÇÃO DE VEÍCULOS

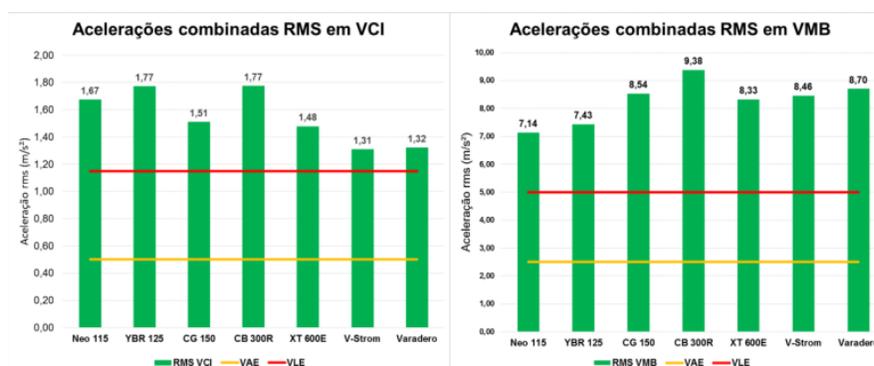
As vibrações são movimentos oscilatórios de um corpo e se fazem presentes em todas as formas de transporte e no trabalho com máquinas industriais. O corpo humano possui um grande número de mecanorreceptores, os quais estão envolvidos no controle da postura e tensão muscular, durante uma determinada intensidade de vibração podem deixar de realizar a função de forma adequada, alterando a estabilidade postural e levando a dor lombar (CHAFFIN et al., 2001; GRIFFIN 2012).

Motoristas recebem a vibração através do banco e do volante, enquanto os passageiros somente do assento. Segundo Griffin (2012), a vibração no corpo humano pode ser dividida em dois grandes grupos: vibração de corpo inteiro (VCI) e vibração nos segmentos mãos e braços (VMB). Muitas dessas vibrações sofrem interferência e são aumentadas pela influência da pista, (GILLESPIE, 1992; LOPES, 2012) relacionadas também a velocidade de deslocamento do veículo. Velocidades menores parecem oferecer menor exposição a vibração para motoristas (LOPES, 2012). Em pista asfaltada, regular e com trajeto definido, as vibrações apresentadas pelos passageiros do banco de trás do carro são maiores que as vibrações recebidas pelos motoristas (LILIAN, 2018).

De modo geral, os condutores são os que mais sofrem com os efeitos da vibração (SEZGIN; ARSLAN, 2012). As vibrações dos veículos variam de 4 Hz à 10 Hz, corroborando para ocorrência de ressonância com algumas partes do corpo. Para motoristas valores da vibração causada pelo veículo e pela condição da pista ultrapassam os considerados saudáveis sugeridas pela literatura ($2,5 \text{ m/s}^2$), indicando possíveis feitos adversos à saúde dos condutores (SHIVAKUMARA; SRIDHAR, 2010), visto que o corpo humano demonstra sensibilidade na faixa de frequência de 5 a 7 Hz (KIRAN; OMKAR, 2019).

A vibração oriunda do motor tem pouca contribuição na vibração frente a condição do pavimento e trânsito urbano, que tem maior relevância na vibração em relação à velocidade (SCHIO, 2016). Verifica-se, de acordo com o gráfico abaixo referente a motocicletas da marca Yamaha, que os modelos ditos populares expõem os condutores a condições insalubres, pois ultrapassam os limites de ação (VAE) e limites de exposição (VLE) em jornadas de trabalho (FIGURA 9).

FIGURA 9 –LINHAS LIMITE DE ACEITAÇÃO DO CORPO A VIBRAÇÃO (AMARELA E VERMELHA)



Fonte: Schio 2016.

A exposição à direção de veículos e motocicletas apresenta efeito significativo no problema de lombalgia quando comparados às outras regiões avaliadas, sendo que quanto maior for o tempo gasto dirigindo, maior será o risco para o desenvolvimento de dor lombar (BRAGA, 2018; DONNELLY; CALLAGHAN; DURKIN, 2009; GYI; PORTER, 1998).

Durante a exposição à vibração de corpo inteiro a coluna vertebral é uma das estruturas mais afetadas, os problemas de saúde ocupacionais mais associados a essa exposição estão relacionados com a região lombar. Esta queixa de dor pode estar associada à permanência na posição sentada, às constantes inclinações do tronco, vibrações mecânicas e a contração permanente de determinados grupos musculares para a manutenção da postura sentada (BRÉDER et al., 2006; SACCO et al., 2003). Magnusson et al. (1992) verificaram que 5 minutos de exposição a vibrações sinusoidais ocasionaram perda da estatura significativamente maior quando comparada com a posição sentada sem vibrações.

2.7 DOR LOMBAR CRÔNICA EM POLICIAIS MOTOCICLISTAS

A relação entre exposição ocupacional com vibração e aumento da dor lombar pode estar relacionada com a produção de força para a manutenção da estabilidade postural. Durante a exposição à vibração os músculos eretores da espinha e lombares podem ter sua capacidade de gerar força afetada, ocasionando contrações musculares excessivas e o aparecimento prematuro de fadiga, o que pode iniciar quadro de lesão e gerar dor na região (HUBER et al., 2010; SLOTA; GRANATA; MADIGAN, 2008).

A natureza da atividade realizada, a exposição à vibração, a permanência na posição sentada durante muitas horas, aliado ao uso de equipamentos de proteção individual, pode demandar uso exaustivo de força muscular, predispondo dores lombares nessa população (NETO et al., 2014). O grau de desconforto ao final do turno de trabalho também tem relação com esses eventos (DONNELLY; CALLAGHAN; DURKIN, 2009; SANTOS et al., 2017). Relatos de policiais em um estudo realizado por Douma et al., (2018) mostram que muitos acabam mudando de função por causa da lombalgia e na maioria dos casos a presença da dor está vinculada ao trabalho na força policial.

As juntas médicas de saúde de polícias militares no Brasil apontam uma alta incidência de patologias relacionadas ao sistema musculoesquelético, sobretudo dorsalgias e dores lombares (NETO et al., 2014; TRINDADE et al., 2015). No Paraná verificou-se, em um ano, 9.888 atendimentos, dos quais 17,38% foram relacionados ao sistema osteomuscular, apresentando maior prevalência de dor lombar e dor lombar baixa e ciática (Junta Médica de saúde da Polícia Militar do Paraná, 2018). Corroborando com esses dados, motociclistas policiais, em Pernambuco, também apresentaram maior intensidade de dor lombar em relação a outras partes do corpo (BRAGA et al., 2018).

Na motocicleta, além da sobrecarga causada pelo uso de equipamentos de proteção, da vibração causada pelo veículo, os policiais adotam uma postura sentada sem encosto a qual induz a uma retroversão pélvica, que ocasiona a flexão da coluna lombar, alterando assim o padrão fisiológico das curvaturas da coluna (WATKINS,

1999) produzindo tensão, fadiga dos músculos, levando à ativação de receptores da dor (DONNELLY CALLAGHAN; DURKIN., 2009; SHIN; MIRKA, 2007).

Quando o disco intervertebral é saudável, a carga de compressão vertical é absorvida pelo núcleo pulposo e transmitida horizontalmente às fibras anulares. Porém, quando o disco está degenerado ou sobrecarregado, o núcleo pulposo tem diminuída a habilidade em transmitir as cargas de compressão de forma homogênea em todas as áreas do disco e da vértebra aumentando assim a pressão na região central da placa terminal da vértebra, resultando em dor (ADAMS; DOLAN, 1996).

Quando a coluna vertebral é flexionada à frente, como na postura em motocicletas, o corpo vertebral transfere a carga em direção do lado com maior sobrecarga. Conseqüentemente, como um lado do anulo fibroso é comprimido o outro lado é estendido e o núcleo pulposo é deslocado em direção ao lado estendido da articulação. Quando a curvatura da lombar retorna a posição neutra (como na postura em pé), a orientação da vértebra é restabelecida, o núcleo pulposo do disco saudável retorna a posição normal. Já no disco degenerado ou em constante sobrecarga, uma pequena porção do núcleo pulposo pode ser projetada e causar fissuras no anulo fibroso. Isto pode resultar em uma tensão desigual dos músculos do lado oposto do segmento móvel, podendo ocorrer espasmos. Acredita-se que o espasmo muscular estira o nervo espinhal, causando dor (NACHEMSON, 1992).

O núcleo pulposo e o anel fibroso provavelmente desenvolvem mudanças degenerativas após a segunda década de vida (BRINCKMANN, 1985), ou seja, com a redução da qualidade do anulo fibroso em absorver água e alterações nas fibras do anulo fibroso, podem ocorrer fissuras entre e através das suas camadas (ADAMS; HUTTON, 1982).

Com o tempo o anulo fibroso se deteriora, torna-se fissurado e perde a capacidade de conter o núcleo pulposo, conseqüentemente o material contido no interior do núcleo pode penetrar através do anulo fibroso e resultar em hérnia de disco (BORENSTEIN et al., 1995).

Os processos naturais de degeneração dos discos podem ser acelerados quando são expostos aos altos níveis repetitivos ou contínuos de cargas durante longo tempo. Normalmente, podem ocorrer fissuras no anulo fibroso do disco como resultado

da combinação do envelhecimento e cargas. Com o descanso adequado, pode ocorrer alguma melhora das fissuras, mas sob condições crônicas de cargas as lesões no anulo fibroso podem ser acumuladas (BORENSTEIN et al., 1995). A carga imposta na coluna pode ser associada ao risco de dor nas costas (MCGILL et al.2003).

É possível também que a diminuição da altura do disco cause uma redução na capacidade do mesmo em absorver choques, sobrecarregando outras estruturas da coluna (WATKINS, 1999; OWENS et al. 2009). A taxa de deformação, *in vitro*, de discos degenerados durante a flexão foi maior do que a em discos saudáveis (ADAMS; HUTTON, 1985). Neste sentido, pode-se sugerir que as dores estão relacionadas com a taxa anormal de encolhimento da coluna em indivíduos que apresentam problemas nas costas. A dor seria consequência desta sobrecarga nas estruturas como ligamentos, placas terminais, facetas articulares. Torna-se importante então investigar a resposta da coluna vertebral a cargas em indivíduos com ou propensos à dor nas costas tais como os policiais militares.

3 METODOLOGIA

O presente estudo possui um delineamento transversal, de natureza quantitativa, de característica descritiva, exploratória e pré-experimental (THOMAS, NELSON, SILVERMAN, 2012).

A sobrecarga na coluna vertebral e a dor lombar dos policiais militares que realizam a ronda em motocicletas foram quantificadas pela determinação da variação da estatura (estadiometria de precisão) e pela quantificação da intensidade da dor lombar (escala visual da dor). As medidas foram tomadas a cada 2 horas e ao final da jornada de trabalho. Após a Jornada de trabalho os participantes permaneceram 30 minutos na posição de *Fowler* (FIGURA 10) e foram novamente avaliados a fim de determinar a recuperação de estatura. O pico de torque dos músculos flexores e extensores do tronco foram mensurados para determinar sua associação com as demais variáveis analisadas.

3.1 POPULAÇÃO E SELEÇÃO DA AMOSTRA

A população de motociclistas na ROCAM é formada por 68 motociclistas do sexo masculino. Inicialmente, os comandantes foram informados sobre a pesquisa e os policiais militares convidados a participar de forma voluntária.

A amostragem por julgamento parte da premissa que cada componente do subgrupo da população estudada tem a mesma chance de ser escolhido para compor a amostra (MAROTTI, 2008). Com base nas informações disponíveis, pode ser considerado representativo de toda a população. Todas as medidas foram planejadas de forma a evitar a interferência nas rotinas de trabalho.

O projeto de pesquisa teve a aprovação do Comitê de Ética da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) sob o parecer nº: 4.446.722 (Apêndice F). Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)(Apêndice B), seguindo as normas do Conselho Nacional de Saúde (Resolução nº 466).

3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Nas semanas que precederam a coleta de dados, os participantes responderam a um questionário elaborado para identificar tempo de serviço e relato de dores. Os seguintes dados foram coletados: Idade, peso com equipamento, peso sem farda e estatura. Os voluntários compareceram ao local das coletas de dados mais cedo para o processo de familiarização dos equipamentos utilizados no experimento.

3.3 ESTRUTURA DO EXPERIMENTO

As coletas ocorreram no local de trabalho dos policiais militares e seguiu a seguinte estrutura:

1. Chegando ao local do experimento, foi realizado o protocolo de familiarização com os instrumentos (estadiômetro e a célula de carga);
2. O segundo momento foi destinado a avaliação propriamente dita em que os participantes realizaram os seguintes exames e/ou procedimentos:
 - 1) Pesagem com e sem fardamento;

- 2) Responderam questionário de Escala Visual de Dor (EVA);
- 3) Avaliação no estadiômetro familiarização;
- 4) Permaneceram 30 minutos na posição de *Fowler* (FIGURA 10);
- 5) Realizaram a primeira medida no estadiômetro;
- 6) Realizaram o teste de Pico de Torque dos extensores e flexores do tronco;
- 7) Ao sair para o patrulhamento levaram um GPS para aferir distância percorrida e velocidade;
- 8) Após duas, quatro e seis horas de trabalho (PÓS 2h; POS 4h e POS 6h) retornaram para reavaliação no estadiômetro e EVA;
- 9) Realizaram medida de Pico de Torque dos flexores e extensores ao final da jornada de trabalho;
- 10) Permaneceram na posição de *Fowler* por 30 minutos (RECUPERAÇÃO), com o objetivo de retirar a carga compressiva da coluna vertebral;
- 11) Realizaram a última avaliação no estadiômetro e EVA.

FIGURA 10- POSIÇÃO DE *FOWLER*



Fonte: imagem registrada na ROCAM e autorizada pela PMPR.

3.4 PROCEDIMENTOS DE TESTAGEM

3.4.1 Massa Corporal

A massa corporal total foi medida pela balança *Welmy*, modelo 104A. O avaliado foi instruído para dividir a massa do corpo entre os dois pés e manter o olhar na direção horizontal, sem oscilações na postura até que a medida estivesse estabilizada. Foram coletadas duas medidas logo no início do serviço: fardado e equipado, para avaliar o peso total durante o trabalho, e com roupa de Educação Física (calção e camiseta) sem tênis e sem meias.

3.4.2 Teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima CIVM

Para determinar o pico de torque, uma célula de carga calibrada (*EMG System*) e com uma resolução de 0.01 kg foi fixada ao tronco por meio de uma cinta de velcro acolchoada e ajustável. Os dados foram analisados em uma frequência de 1000 Hz, amplificados e convertidos por meio de cartão conversor analógico digital para serem finalmente armazenados em computador. Para efeitos do cálculo do torque, a distância do ponto de aplicação de força (ponto central de ligação da célula de carga sobre a cinta de velcro) e o centro articular foram medidos por meio de uma fita métrica.

Na medição da força dos flexores da coluna o avaliado sentou na maca encostando suas costas em um anteparo macio com 45° de inclinação, tendo a cinta amarrada também próxima às axilas (FIGURA 11). Na medição da força de extensores da coluna o avaliado foi posicionado na maca em decúbito ventral e teve a cinta amarrada ao seu tronco, próximo às axilas (FIGURA 12). Em ambos o avaliado realizou, ao comando, um pico de força, e tentou sustentar por 6 segundos essa tração.

FIGURA 11- PICO DE TORQUE DOS FLEXORES



FIGURA 12 - PICO DE TORQUE DOS EXTENSORES



Fonte: imagem registrada na ROCAM e autorizada pela PMPR.

3.4.3 Estadiômetro

O estadiômetro avalia a variação da estatura (RODACKI et al., 2003) e consiste em armação rígida, inclinada posteriormente em um ângulo de quinze graus em relação à vertical. O avaliado foi posicionado dentro do aparelho na posição em pé, mantendo postura estabilizada e com o peso corporal distribuído de forma similar entre os membros inferiores. Com óculos dispendo de *lasers* para controle de postura na vertical, o avaliado permaneceu parado no aparelho mantendo os pontos preestabelecidos para aferição (FIGURA 13).

FIGURA 13 - AVALIAÇÃO NO ESTADIÔMETRO



Fonte: imagem registrada na ROCAM e autorizada pela PMPR.

3.4.4 Escala Visual de Dor - EVA

Para avaliação das zonas dolorosas e da intensidade da dor utilizaremos a Escala Visual de Dor adaptada para o Português (EVA, Apêndice C) por ser um instrumento de fácil utilização e poder oferecer respostas com relação à existência de dor e sua intensidade. A EVA foi explicada aos voluntários estudados e distribuída com prancheta e caneta para os policiais.

3.4.5 Acompanhamento de trajeto e velocidade (GPS)

O Sistema de Posicionamento Global (GPS) *Garmin Forrunner 25-Connect* acompanhou os policiais em suas motocicletas para monitorar a distância percorrida e média de velocidade.

3.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO

Independentes: Peso corporal, peso corporal com farda, dor lombar e força dos músculos estabilizadores do tronco.

Dependentes: Variação da estatura.

Intervenientes: Idade, tempo de serviço, tempo de serviço com motocicletas.

3.6 ANÁLISES DOS DADOS

Inicialmente, foi realizada uma inspeção visual dos policiais a fim de identificar valores extremos (*outliers*). O teste de *Shapiro Wilk* foi aplicado para verificar a normalidade dos dados. Em seguida, os dados foram submetidos a uma análise descritiva padrão (média e desvio-padrão). Para verificar a perda da estatura e a intensidade da dor lombar durante a jornada de trabalho nos instantes PRÉ (início da jornada); após-2 horas; 4 horas; 6 horas de trabalho e após 30 minutos na Posição de *Fowler* foi aplicado o ANOVA *one-way* com medidas repetidas, e o teste T pareado foi aplicado para verificar o pico de torque PRÉ e PÓS. Para identificar as diferenças estatísticas o *post-hoc* de Bonferroni foi aplicado. Análises de regressão linear (método *Stepwise*) foram aplicadas para identificar a influência das variáveis independentes sobre as variáveis dependentes (perda e recuperação de estatura). Foi aplicado o Diagnóstico de Colinearidade. Os testes estatísticos foram realizados no *software* IBM SPSS versão 25.0 e as variáveis testadas com um nível de significância de $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

Este capítulo apresenta as características físicas dos participantes e os resultados das variáveis: a) variação da estatura durante as 6 horas da jornada de trabalho (PRÉ, após 2, 4 e 6 horas), b) a intensidade da dor lombar durante as 6 horas da jornada de trabalho (PRÉ, após 2, 4 e 6 horas), c) recuperação da estatura pós 6 horas de trabalho (30 minutos na posição de *Fowler*), d) o torque dos músculos flexores e extensores do tronco (n=20). Ressalta-se que todos os participantes completaram com êxito os protocolos de avaliação propostos para este estudo.

4.1 CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA

Participaram do estudo 20 voluntários, as características físicas dos avaliados e o pico de torque dos músculos flexores e extensores do tronco foram mensurados antes da jornada de trabalho e são apresentados na tabela 1.

TABELA 1: CARACTERIZAÇÃO FÍSICA DA AMOSTRA DE 20 POLICIAIS DA ROCAM.

	ROCAM (n=20)
Idade (anos)	35,1 ± 4,7
Tempo de serviço na Polícia (anos)	9,2 ± 3,4
Tempo de serviço na ronda com motocicleta (anos)	4,6 ± 1,85
Massa corporal (kg)	83,5 ± 9,8
Massa corporal com a Farda e o Equipamento de segurança (kg)	96,8 ± 9,7
Diferença de Peso com e sem Farda	13,32 ± 1,45
Estatura (cm)	175,5 ± 6,06
IMC (kg/m ²)	27,05 ± 3,26

NOTA: IMC – Índice de massa corporal, dados são apresentados com a média e desvio padrão (± DP).
Fonte: o autor (2021)

TABELA 2: PICO DE TORQUE GERADO PELOS MÚSCULOS FLEXORES E EXTENSORES DO TRONCO PRÉ E PÓS O SERVIÇO.

	ROCAM (n=20) PRÉ	ROCAM (n=20) PÓS
PTF- Pico de torque dos flexores do tronco (N.m)	185,75 ± 55,3	171,88 ± 36,72
PTE- Pico de torque dos extensores do tronco (N.m)	150,06 ± 57,7	132,29 ± 54,05*
PTF / MC (N.m/Kg ⁻¹)	1,91 ± 0,50	1,78 ± 0,38
PTE / MC (N.m/Kg ⁻¹)	1,53 ± 0,53	1,35 ± 0,51*
PTE / PTF	0,80	0,75

NOTA: PTF / MC - pico de torque dos músculos flexores normalizado pela massa corporal, PTE / MC - pico de torque dos músculos extensores do tronco normalizado pela massa corporal, PTE / PTF - pico de torque dos extensores do tronco divididos pelos flexores do tronco, os dados são apresentados com a média e o desvio padrão (\pm DP), * diferença significativa ($p < 0.05$).

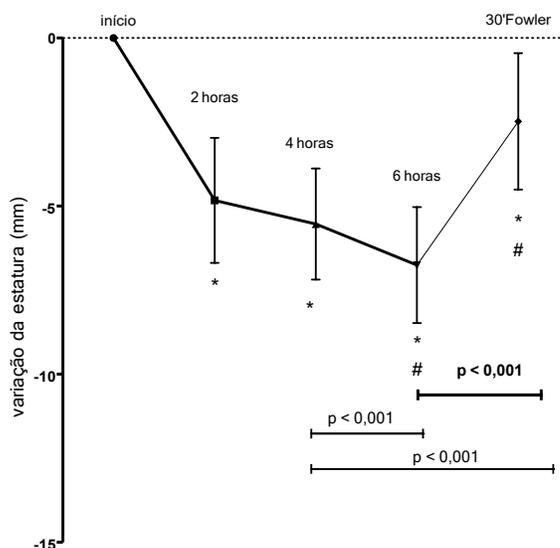
Fonte: o autor (2021)

4. 2 VARIAÇÃO DA ESTATURA

A variação da estatura foi quantificada através da diferença entre os momentos PRÉ (início) e APÓS 2, 4 e 6 horas de trabalho e após 30 minutos na posição de *Fowler* (RECUPERAÇÃO).

O teste ANOVA *one-way* com medidas repetidas indicou variações significativas da estatura em relação ao início (PRÉ) jornada e os momentos 2, 4, 6 horas de trabalho e após 30 minutos na posição de recuperação ($p < 0,05$). As perdas foram similares nos instantes 2 e 4 horas de trabalho ($p < 0,05$). Entretanto, diferenças foram observadas entre os valores registrados após 2 horas e 4 horas de trabalho com o de 6 horas ($p < 0,01$) e o pós recuperação ($p < 0,01$). Os 30 minutos na posição de *Fowler* causou uma mudança significativa na estatura em relação a todos os instantes avaliados ($p < 0,01$), como pode ser observado na figura 14.

FIGURA 14- VARIAÇÃO DA ESTATURA DURANTE A JORNADA DE 6 HORAS DE TRABALHO E APÓS 30 MINUTOS NA POSIÇÃO DE FOWLER



NOTA: Variação da estatura após 2, 4 e 6 horas de trabalho dos Policiais da Ronda Ostensiva com Apoio de Motocicletas (ROCAM; $n=20$) e após 30 minutos na Posição de *Fowler*. Os dados são apresentados com a média \pm DP. ANOVA *one-way* indicou; * = diferença significativa entre o início vs: 2 horas; 4 horas; 6 horas e 30 minutos *Fowler* ($p < 0,001$). # = diferença significativa entre 2 horas vs: 6 horas e 30 minutos

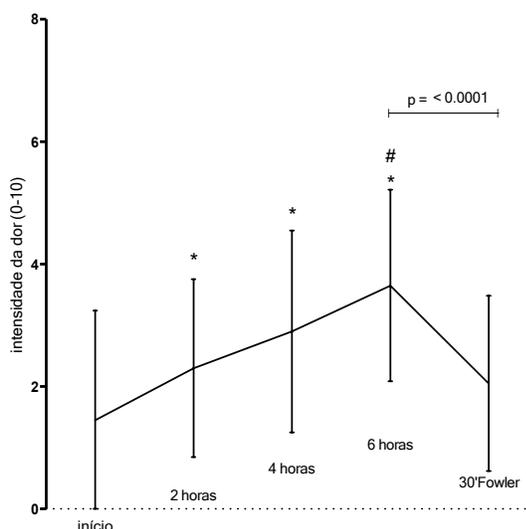
Fowler ($p < 0,001$). Traço = diferença significativa entre 4 horas vs: 6 horas e 30 minutos *Fowler* ($p < 0,001$) e entre 6 horas vs 30 minutos *Fowler* ($p < 0,001$).

Fonte: o autor (2021)

A perda da estatura foi de $4,82 \pm 1,90$ mm após 2 horas ou 70% da perda total da tarefa, $5,53 \pm 1,65$ mm após 4 horas ou 12% da perda total e $6,75 \pm 1,72$ mm após 6 horas de trabalho ou 18% da perda total. Os 30 minutos na posição de *Fowler* induziram a recuperação de $4,27 \pm 1,72$ mm ou 63% da perda total. A perda da estatura após a jornada de trabalho correspondeu a $0,51 \pm 0,15\%$ da estatura total dos participantes.

Os valores registrados na escala visual da dor (0-10) durante as 6 horas da jornada de trabalho e após 30 minutos na posição de *Fowler* estão apresentados na figura 15. O teste ANOVA *one-way* revelou aumentos significativos da dor após 2,4 e 6 horas quanto comparados ao início da jornada ($p < 0,05$). A média da dor lombar reportada foi similar nos momentos 2 vs 4 horas ($p > 0,05$) e 4 vs 6 horas ($p > 0,05$), entretanto, no instante 2 horas foi diferente do 6 horas ($p < 0,05$). Os 30 minutos na posição de *Fowler* foi suficiente para causar uma redução significativa da dor apenas em relação ao instante 6 horas ($p < 0,05$) permanecendo similar aos instantes 4 e 2 ($p > 0,05$), os resultados da análise podem ser observados na figura 15.

FIGURA 15 - INTENSIDADE DA DOR LOMBAR DURANTE A JORNADA DE 6 HORAS DE TRABALHO E APÓS 30 MINUTOS NA POSIÇÃO DE FOWLER



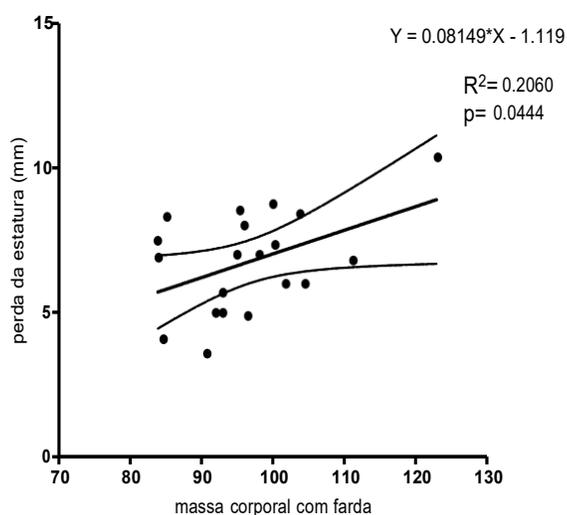
NOTA: Intensidade da dor registrada através da escala visual da dor (0-10; 0=ausência de dor e 10=dor máxima) após 2, 4 e 6 horas de trabalho dos Policiais da Ronda Ostensiva com Apoio de Motocicletas (ROCAM; n=20) após 30 minutos na Posição de *Fowler*. Os dados são apresentados com a média \pm DP. ANOVA *one-way* indicou; * = diferença significativa entre o início vs: 2 horas; 4 horas; 6 horas e 30'Fowler

($p < 0,05$). # = diferença significativa entre 6 horas vs 2 horas ($p < 0,05$). Traço = diferença significativa entre 30" Fowler vs: 6 horas ($p < 0,01$).

Fonte: o autor (2021)

Com o objetivo de identificar a associação das variáveis do estudo sobre a perda da estatura durante as 6 horas de trabalho dos Policiais da ROCAM, foram realizadas análises de regressão linear (método *Stepwise*) entre todas as variáveis. Valores significativos foram encontrados entre a variável dependente (perda da estatura após 6 horas) e a variável massa total com a farda e equipamento de proteção ($p = 0,044$) (FIGURA 16).

FIGURA 16 - ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE A PERDA DA ESTATURA APÓS 6 HORAS DE TRABALHO E A MASSA CORPORAL COM FARDAMENTO COMPLETO

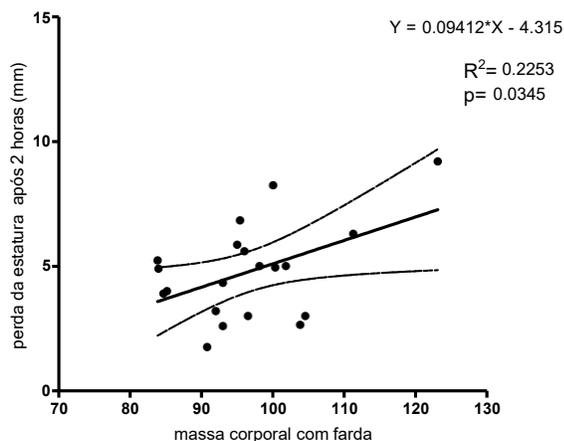


NOTA: Policiais da ROCAM (n=20)

Fonte: o autor (2021)

A análise de regressão linear, representada na figura 17, mostrou a influência significativa ($p = 0,034$) entre a perda da estatura após 2 horas, e a massa total com a farda e equipamento de proteção.

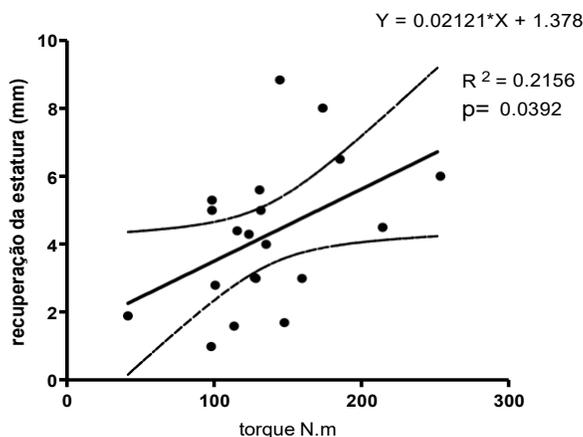
FIGURA 17 - ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE A PERDA DA ESTATURA APÓS 2 HORAS E A MASSA CORPORAL COM A FARDA



NOTA: Policiais da ROCAM (n=20)
Fonte: o autor (2021)

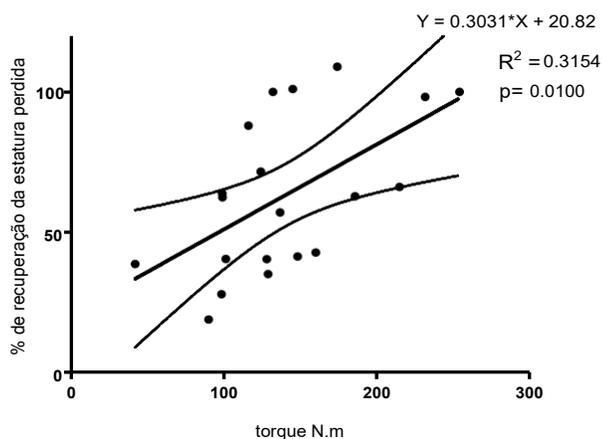
No presente estudo observou-se que 30 minutos na posição de *Fowler* não foi suficiente para eliminar toda a sobrecarga da jornada de trabalho, imposta sobre a coluna vertebral. A análise de regressão linear indicou valores significativos entre a falta de recuperação da estatura tanto absoluta ($p < 0,05$) como na porcentagem de recuperação em relação a perda ($p < 0,05$), com o pico de torque dos músculos extensores do tronco, onde os mais fracos mostraram menores valores de recuperação, como mostram as figuras 18 e 19.

FIGURA 18 -ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE RECUPERAÇÃO DA ESTATURA E PICO DE TORQUE DOS EXTENSORES DO TRONCO



NOTA: Policiais da ROCAM (n=20)
Fonte: o autor (2021)

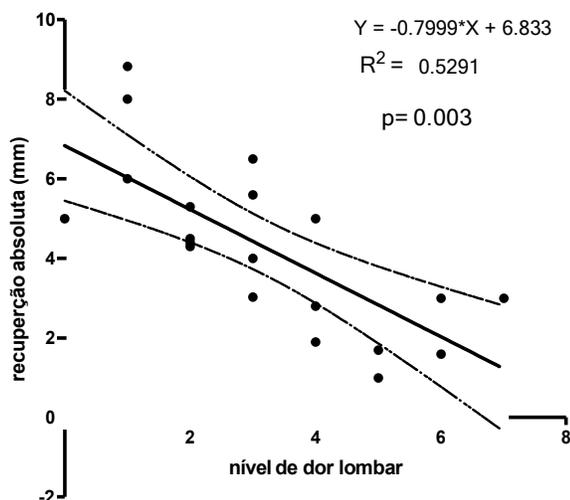
FIGURA 19 - ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE PORCENTAGEM DE RECUPERAÇÃO EM RELAÇÃO A PERDA E PICO DE TORQUE DOS EXTENSORES DO TRONCO



NOTA: Policiais da ROCAM (n=20)
Fonte: o autor (2021)

Na figura 20 pode-se observar a relação significativa entre a falta de recuperação absoluta da estatura pelos policiais que apresentaram índices maiores de dor lombar.

FIGURA 20 - ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR ENTRE A RECUPERAÇÃO DA ESTATURA E O NÍVEL DE DOR LOMBAR



NOTA: Policiais da ROCAM (n=20)
Fonte: o autor (2021)

Também foi identificada a relação significativa ($p < 0,01$) entre a falta de recuperação da estatura (porcentagem de recuperação em relação à perda) pelos policiais que apresentaram índices maiores de dor lombar como explica na tabela 2.

TABELA 3: EQUAÇÃO DE PREDIÇÃO COM AS VARIÁVEIS: PORCENTAGEM DE RECUPERAÇÃO (DEPENDENTE) E INTENSIDADE DA DOR NO FINAL DA JORNADA DE TRABALHO (INDEPENDENTE).

Modelo	Coefficientes padronizados B	não Erro padrão	Coefficientes padronizados Beta	t	Nível de significância	Intervalo de confiança de 95,0% para B Limite Inferior
(Constante)	102.566	6.864		-6.609	.000	88.145
Intensidade da DOR - EVA	-12.256	1.854	-0.842	4.228	.000	- 16.152

NOTA: Policiais da ROCAM (n=20)

A análise de regressão indicou que entrea porcentagem de recuperação da estatura está associada coma intensidade da dor ao final da jornada de trabalho e como torque dos músculos extensores do tronco normalizados pela massa corporal.

TABELA 4: ANÁLISE DE REGRESSÃO COM AS VARIÁVEIS: DEPENDENTE- PORCENTAGEM DE RECUPERAÇÃO; INDEPENDENTE- A) INTENSIDADE DA DOR NO FINAL DA JORNADA DE TRABALHO E B) TORQUE MÁXIMO DOS MÚSCULOS EXTENSORES DO TRONCO NORMALIZADO PELA MASSA CORPORAL.

Modelo	Coefficientes padronizados B	não Erro padrão	Coefficientes padronizados Beta	t	Nível de significância	Intervalo de confiança de 95,0% para B Limite Inferior
(Constante)	66.398	15.705		- 5.314	.001	33.263
A) Intensidade da DOR - EVA	-9.959	1.874	-0.684		.000	-13.913
B) Pico torque extensores /massa corporal	15.883	6.366	0.321	2.495	.023	2.452

NOTA: Policiais da ROCAM (n=20);

TABELA 5: RELAÇÃO ENTRE O PICO DE TORQUE DOS MÚSCULOS DO TRONCO PRÉ E PÓS JORNADA DE TRABALHO

PRÉ	PÓS	t	df	p
Extensor-pré	Extensor-pós	2.024	19	0.029*
Flexor-pré	Flexor-pós	1.309	19	0.103
Extensor-pré/mc	Extensor-pós/mc	2.042	19	0.028*
Flexor-pré/mc	Flexor-pós/mc	1.228	19	0.117

NOTA: Houve redução significativa na força dos músculos extensores no início do turno em relação ao término.

5. DISCUSSÃO

O presente estudo teve por objetivo quantificar e identificar a associação do comportamento mecânico da coluna vertebral através da variação da estatura (perda e ganho da estatura) com a dor lombar ao longo da jornada de trabalho e a força dos músculos flexores e extensores do tronco dos policiais motociclistas da ROCAM.

Vários estudos utilizaram a estadiometria para quantificar a sobrecarga na coluna vertebral, simulando tarefas laborais, de carregamento de cargas, de vibrações entre outras atividades (ROBB; MANSFIELD, 2007; MAGNUSSON et al., 1990; SACCO et al., 2003). Entretanto, estes estudos podem não refletir as condições reais de uma jornada de trabalho, reduzindo assim a validade ecológica dos estudos. Neste sentido, a presente pesquisa buscou interferir minimamente nas atividades laborais dos policiais, não alterando a rotina de trabalho. Contudo houve interferência no local de descanso, visto que eles tiveram que deslocar até a base para coleta de dados. Ainda, fazendo as coletas cada duas horas, com duração de 15 a 20 minutos. Este tempo respeita o período desembarcado que os policiais devem seguir rotineiramente segundo a diretriz básica para o emprego do motopatrulhamento (a cada hora de deslocamento sobre a motocicleta, devem permanecer 15 minutos desembarcados, se não tiverem realizado abordagens nesse período). Para não extrapolar demasiadamente esse tempo não foi realizada a aferição da força dos músculos nos intervalos, pois demora demais e interferiria sobremaneira na rotina. Os motociclistas percorreram, em média, 38.429 metros com velocidade média de 22,07 km/h nos dias de coleta.

A perda da estatura observada durante a jornada de 6 horas de trabalho dos policiais pode ser explicada pela resposta elástica e a perda de fluido dos discos intervertebrais em relação à carga imposta na coluna. A carga aplicada durante o trabalho pode ter causado deformação dos componentes elásticos, aumento da pressão interna do disco, a perda do líquido intra-discal e como consequência a redução da altura dos discos e da estatura (ADAMS; HUTTON 1985, REILLY et al., 1984; TYRRELL et al., 1985). No presente estudo registrou-se uma perda total de estatura de $6,75 \pm 1,72$ mm. Leivseth e Drerup (1997) encontraram perdas menores da estatura em trabalhadores que permaneceram 6,5 horas na postura em pé (4,16 mm) e sentada (1,73 mm).

Acredita-se que os maiores valores encontrados no presente estudo são devidos à combinação das cargas compressivas na coluna vertebral dos policiais tais como: o peso dos equipamentos de proteção ($13,32 \pm 1,45$ kg), a posição sentada sem apoio na lombar (NACHEMSON; ELFSTROM, 1970; REED; SCHNEIDER, 1996), as vibrações causadas pelas motocicletas (POPE, WILDER, MAGNUSSON, 1999). De fato, os

resultados da presente pesquisa corroboram com o estudo também realizado em policiais de Hoflinger (2020) que encontrou perdas de $6,82 \pm 1,16$ mm da estatura.

De toda a perda de estatura registrada, 70% ($4,82 \pm 1,90$ mm) ocorreram nas duas primeiras horas de patrulhamento e 30% nas quatro horas restantes. Durante o dia naturalmente acontece a perda em média de 1% da estatura, sendo que 45% da perda total ocorre nas primeiras horas do período da manhã (TYRRELL et al. 1985; CORLETT et al., 1987) e o restante se dá ao longo do dia. Este fato acontece devido à maior hidratação dos discos no período matutino uma vez que não sofreram a compressão das cargas relativas às atividades diárias (NACHEMSON; REED e SCHNEIDER, 1996; BAKKER et al., 2009). No caso dos policiais especificamente, os discos intervertebrais estavam com maior hidratação, pois permaneceram trinta minutos na posição de *Fowler* antes do início do turno para descomprimir as sobrecargas provenientes dos equipamentos de proteção individual, das posturas ortostáticas ou sentadas e da exposição da vibração das motocicletas. Esse procedimento foi feito, pois eles deslocam ao trabalho fardados e equipados. Já nas avaliações seguintes, os discos, por terem sofrido as maiores deformações nas primeiras horas, apresentaram perdas lentas e não significativas no instante 4 horas (12%) com um aumento significativo apenas no instante de 6 horas (18%).

Confirmando os achados da presente pesquisa, a perda da altura dos discos intervertebrais de forma exponencial negativo também foi observada em outras pesquisas (DEZAN et al., 2003; PERSCH et al., 2007), onde ocorre uma rápida perda na estatura no início da aplicação da carga (KOELLER et al., 1986) a qual é seguida por uma perda lenta que ocorre após os primeiros momentos da tarefa.

Desta forma, a hipótese H_1 a qual sugere que os policiais apresentarão perdas contínuas ao longo da jornada de trabalho e as maiores perdas serão observadas nas primeiras horas de atividade, foi comprovada.

Quando o disco intervertebral possui a altura reduzida como no final do dia ou à noite, o disco perde de capacidade de absorver e dissipar as cargas compressivas, sobrecarregando e gerando danos nas estruturas da coluna (FROBIN et al., 1997), como nas vértebras, articulações (ADAMS et al., 1990, 1994) e nos tecidos moles (ADAMS; DOLAN, 1995). Alguns estudos relatam que a dor lombar e o desconforto não

estão relacionados com a perda da estatura, mas com a capacidade de recuperar a altura do disco intervertebral (FOWLER et al., 2005; HEALEY et al., 2005; RODACKI et al., 2003).

Estudos revelaram que 20 minutos (RODACKI et al., 2003) ou 30 minutos (TROUP et al. 1985) na posição de *Fowler* é suficiente para recuperar toda a estatura perdida em decorrência de uma determinada tarefa (TYRRELL et al., 1985). Entretanto, na presente pesquisa o período de 30 minutos na posição de *Fowler* induziu a uma recuperação de $4,27 \pm 1,72$ mm, ou de apenas 63% da estatura perdida. No estudo de Hoflinger (2020), também com policiais, 20 minutos na posição de *Fowler* não foi suficiente para recuperar a estatura, sendo que os policiais motociclistas recuperaram apenas 40%, enquanto que os policiais do setor administrativo recuperaram 77% da estatura.

A postura sentada sem o apoio na região da lombar, associada ao peso do equipamento de proteção e a vibrações mecânicas das motocicletas, pode levar a contração permanente de determinados grupos musculares, a fim de que ocorra a manutenção da postura (BRÉDER et al., 2006; SACCO et al., 2003). Os músculos lombares podem produzir grande nível de tensão seguida de fadiga, (HUBER et al., 2010; SLOTA, 2008), conseqüentemente a falta de relaxamento muscular pode dificultar a recuperação da altura o disco intervertebral (DRERUP et al., 1999). Desta forma, períodos maiores de recuperação são sugeridos para os policiais. Visto que os 30 minutos na posição de *Fowler*, 10 minutos a mais do que o utilizado no estudo de Hoflinger (2020), induziu a uma recuperação de 63% (ou 23% a mais), provavelmente 45 minutos nesta posição seja o suficiente para o restabelecimento da estatura desses motociclistas.

De forma aguda, pode-se observar na presente pesquisa, que as cargas acumulativas inerentes as atividades dos policiais da ROCAM induziram gradualmente a um aumento significativo da percepção de dor na região lombar. O acúmulo de cargas ou a menor capacidade em absorver e dissipar as cargas compressivas dos discos está associado ao surgimento de desconfortos e dores, aumentando também os riscos de lesões, pois o disco acaba tendo a capacidade de absorção de impactos reduzida (KAZARIAN, 1975; ADAMS; DOLAN, 1996).

De fato, na presente pesquisa ocorreram aumentos significativos da dor em relação ao momento inicial do trabalho, o que corrobora com a grande incidência de dor lombar em policiais (CHO et al. 2014; FILTNESS et al., 2014). A posição de *Fowler* foi capaz de reduzir a dor somente em relação à intensidade reportada no instante de 6 horas ($p < 0,01$). Cargas estáticas acumulativas (como a do equipamento de proteção dos policiais), de torção e flexão com compressão (como ocorre na postura sentada na motocicleta), são prejudiciais para os discos intervertebrais (BELAVÝ, 2016). Logo, ao final do turno, os motociclistas estão mais suscetíveis a lesões, pois as cargas permanecem exercendo sua compressão e os discos já atuam com sua capacidade funcional reduzida.

Apesar das maiores queixas de dores lombares serem reportadas ao final da jornada de trabalho, percebe-se maiores perdas de estatura nas duas primeiras horas. Desta forma, a hipótese H_2 que sugere que as perdas de estatura observadas durante a jornada de trabalho apresentarão associação com a intensidade da dor lombar reportada pelos policiais, foi negada. Alguns estudos (FOWLER et al., 2005; HEALEY et al., 2005) reforçam a ideia de que a capacidade de recuperação da estatura após uma determinada tarefa está relacionada à intensidade da dor lombar.

Na presente pesquisa a única associação encontrada com a variável “perda da estatura” foi a massa total com a farda e equipamento de proteção. O efeito do peso total associado aos equipamentos de proteção também ficou evidente na perda da estatura registrada após 2 horas de trabalho, a qual influenciou em 22,53% da perda da estatura. Desta forma, os policiais que carregavam mais peso total (massa corporal e equipamentos) tiveram maior perda de estatura ($p = 0,044$). Após as seis horas de trabalho a carga influenciou 20%, com significância de $p = 0,034$. Os equipamentos de proteção dos policiais causam um aumento de 14 kg (média de 12% a mais de massa sobre o corpo), sendo que grande parte desta carga está concentrada no tronco. Neste sentido, um estudo realizado com obesos sustentando cargas extras também revelou uma associação com a perda da estatura na situação de maior carregamento (RODACKI et al., 2005), sugerindo que os participantes obesos sustentem uma condição de carga crônica e são mais propensos a sofrerem dos efeitos negativos desta carga extra do que seus pares não obesos.

Dois argumentos podem explicar a maior perda de estatura nos policiais com o maior peso total. O primeiro argumento está relacionado à magnitude da combinação de cargas (carga externa e peso corporal) aplicada na coluna (ALTHOFF et al., 1992). A segunda explicação está relacionada com a provável existência de um certo grau de degeneração do disco nestes participantes que pode ter sido causada pela condição de carga crônica vivenciada por eles (média de $4,6 \pm 1,85$ anos nesta função). A habilidade do disco intervertebral em dissipar o estresse mecânico está diretamente ligado à integridade dos componentes do disco. As perdas mais rápidas da altura do disco intervertebral ocorrem nos discos degenerados que possuem rupturas no anel fibroso (VAN DIEEN et al., 1994). Koeller et al. (1986) relataram que, após um curto período de carregamento, os discos degenerados apresentam maior perda de fluidos acompanhado pela deformação mais rápida do que em discos normais.

Na presente pesquisa foi encontrada associação negativa entre a capacidade de recuperar a estatura e a intensidade da dor lombar ($r^2=0,529$, $p=0,003$). Os policiais que reportaram os maiores níveis de dor lombar apresentam os menores valores de recuperação da estatura (tanto absoluta como em porcentagem da perda). Neste sentido a hipótese H_3 , que sugere que os policiais que apresentarem a menor capacidade de recuperação reportarão maior intensidade da dor lombar, foi aceita. O percentual de recuperação da altura em relação à dor lombar também demonstrou associação negativa e significativa ($r^2=0,315$, $p=0,01$), e pode ser representada pela equação de Predição [%REC = $102,566 + (-12,256 \times \text{NÍVEL de DOR})$], referente à tabela 3, onde, substituindo o nível de dor pelo seu valor relatado, pode-se prever o percentual de recuperação da estatura.

De fato, alguns estudos relatam que a dor lombar e o desconforto estão relacionados com a baixa capacidade de recuperar a altura do disco intervertebral (FOWLER et al., 2005; HEALEY et al., 2005; RODACKI et al., 2003). Longos períodos em uma mesma posição, sustentando pesos extras e associados à vibração (no caso de motoristas de veículos) podem contribuir para o aumento da compressão na coluna de forma acumulativa, alterando a estabilidade postural e levando a dor lombar (CHAFFIN et al., 2001; GRIFFIN, 2012). Schio (2016) verificou que modelos populares,

similares ao modelo XTZ 250 Teneré (Yamaha), utilizados pela ROCAM, expõem demasiadamente motociclistas que as utilizam para o labor.

Neste sentido, a alternância de posturas, a redução da sustentação de cargas extras e a adoção de posições que reduzam a compressão vertical na coluna vertebral, podem contribuir para a menor sobrecarga na coluna e conseqüentemente para a recuperação do tamanho normal dos discos e reduzir a tensão e dor gerada nos músculos e outras estruturas da coluna vertical (HAMILL; KNUTZEN, 2008; JENSEN; BENDIX, 1992).

Os músculos do tronco trabalham de forma a absorver e dissipar as cargas externas e são importantes para o controle postural (STEELE et al., 2014). Na presente pesquisa o valor médio do torque normalizado pelo peso corporal, dos músculos flexores do tronco ($1,91 \pm 0,50$) foi maior que o dos extensores do tronco ($1,53 \pm 0,53$), sendo os valores da razão encontrada entre extensores/flexores 0,80. Tavares et al. (2019) encontraram valores semelhantes no estudo realizado com 66 policiais com dor lombar crônica ($0,83 \pm 0,09$). Hoflinger (2020) encontrou 0,71 para policiais em automóveis, 0,80 para motociclistas. Já em outros públicos, Bernard et al. (2014) e McGill et al. (2003) encontraram valores maiores para os extensores, 0,78 e 0,84, respectivamente, com a razão flexão/extensão.

A capacidade do músculo em gerar torque é importante para potencializar e prover estabilidade durante a realização das atividades diária (GRENIER E MCGILL, 2007). Além disto, os músculos sustentam, estabilizam e facilitam as distribuições de cargas impostas sobre o tronco, reduzindo assim as cargas impostas sobre os discos intervertebrais (WATKINS, 1999). Entretanto os achados do presente estudo não revelaram associações entre a perda da estatura e o pico de torque dos músculos extensores e flexores do tronco. Desta forma, a hipótese H₄ que sugere que haveria associação negativa entre a perda da estatura e o pico de torque dos músculos flexores e extensores do tronco, foi negada.

No que tange a recuperação da estatura, foi observada sua associação com o torque dos músculos extensores do tronco. Os policiais que apresentaram os maiores valores de torque muscular dos extensores do tronco mostraram maior recuperação da estatura após a intervenção. O torque dos músculos extensores do tronco influenciou

em 31% na porcentagem de recuperação em relação à estatura perdida ($p=0,01$). A hipótese do estudo H_5 que afirma que haveria associação positiva entre a recuperação da estatura e o pico de torque dos músculos flexores e extensores do tronco foi parcialmente aceita, uma vez que esta relação foi encontrada apenas para os músculos extensores do tronco.

Há uma relação inversa entre a dor lombar crônica e a força dos extensores (TAVARES et al., 2019). Além disso, os músculos extensores do tronco também sofrem uma tensão compensatória quando o tronco e braços são flexionados (postura adotada pelos motociclistas), aumentando os braços de momento e o torque flexor ao redor do tronco, contribuindo com a fadiga local (HALL, 2009). Estudos com a SWAT indicam que a resistência à fadiga anaeróbia e a potência aeróbia estão relacionadas ao decréscimo no desempenho tático produzido pelo transporte de carga (THOMAS et al., 2018). Músculos mais fracos fadigam antes, contribuindo para a sensibilidade a lesões.

A Equação de Predição $\%REC = 66,398 + (-9,959 \times NÍVEL\ DOR) + (15,883 \times TORQ.EXT./MASSA)$, referente a tabela 4, confirma a afirmação acima, pois a medida em que aumenta o relato de dor, diminui o percentual de recuperação. Contudo, quanto maior o torque dos extensores pela massa total, maior o percentual de recuperação da estatura.

6. CONCLUSÃO

Este estudo teve por objetivo investigar a sobrecarga na coluna vertebral, dor lombar, torque dos músculos flexores e extensores do tronco e a recuperação da estatura dos policiais militares motociclistas durante a jornada de 6 horas de trabalho.

Verificou-se que não houve relação direta da perda da estatura com a incidência da lombar durante o trabalho, pois os motociclistas perderam 70% da estatura total nas duas primeiras horas, enquanto os maiores relatos de dores foram nas horas seguintes (hora 4 e 6). Verifica-se, portanto que a maior perda não coincidiu com o momento de maior dor.

Em relação à recuperação da estatura após a intervenção de *Fowler*, constatou-se que os policiais que tiveram menos dores lombares recuperaram mais a sua altura.

Por fim constatou-se que o percentual de recuperação da estatura teve relação com o nível de dor ao final da jornada de trabalho e o torque dos extensores do tronco pela massa total, pois quanto maior o torque e menor a dor, maior o percentual de recuperação.

Esta pesquisa apresentou dados que podem subsidiar medidas para prevenir e melhorar a saúde dos policiais motociclistas. Intervenções aplicadas diretamente ao policial, com treinamentos regulares e específicos para fortalecimento da musculatura dos extensores e flexores do tronco podem contribuir para a redução das dores e lesões. Durante o serviço, os períodos desmontados da motocicleta podem ser maiores na etapa final do turno, visto que nesse período a compressão na coluna é maior e os discos estão com sua capacidade de absorção diminuída. Estabelecer, como critério de orientação, a posição de *Fowler* após a jornada de trabalho. Ainda podemos contribuir para o estudo, desenvolvimento e aquisição de equipamentos mais adequados para a realização do trabalho, como materiais de proteção individual e capacetes mais leves e ergonômicos, e motocicletas compatíveis.

REFERÊNCIAS

- ACQUADRO, M. D. A.; VARETTO, M.; ZEDDA, V. L. 2015. **Occupational Stress, Anxiety and Coping Strategies in Police Officers**. *Occupational Medicine* 65 (6): 466–73. <https://doi.org/10.1093/occmed/kqv060>.
- ADAMS, M. A.; DOLAN, P. (1995) **Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance**. *Clinical Biomechanics* 10, 3-19. doi:10.1016/0268-0033(95)90432-9.
- ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. (1985) **Gradual disc prolapse**. *Spine* 10, 524-531.
- AIRAKSINEN, O.; BROX, J. I.; CEDRASCHI, C.; HILDEBRANDT, J.; KLABER- MOLFFETT, J.; KOVACS, F.; MANNION, A. F.; REIS, S.; STAAL, J. B.; URSIN, H; ZANOLI, G. **European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain**. *European Spine Journal*. v. 15, 2006.
- ALTHOFF, I.; BRINKMANN, P.; FORBIN, W.; SANDOVER, J.; BURTON, K. (1992) **An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading**. *Spine* 17, 682-693. doi:10.1097/00007632-199206000-00008.
- ANDERSON, R., 1992. **The back pain of bus drivers**. *Spine*, 17, 1481–1488.
- ANDERSSON, G. B. J. **Epidemiological features of chronic low-back pain**. *The Lancet*, v. 354, n. 9178, p. 581-585, 1999. doi:10.1016/s0140-6736(99)01312-4.
- BALAGUÉ, F.; MANNION, A. F.; PELLISÉC, F. C. 2012. **Non-Specific Low Back Pain**. *Lancet* 379(9814): 482-91. doi:10.1016/S0140-6736(11)60610-7.
- BAKKER, E. W. et al. **Spinal mechanical load as a risk factor for low back pain: a systematic review of prospective cohort studies**. *Spine (Phila Pa 1976)*, v. 34, n. 8, p. E281-293, 2009. Bakker, E. W. P., Verhagen, A. P., van Trijffel, E., Lucas, C., & Koes, B. W. (2009). **Spinal Mechanical Load as a Risk Factor for Low Back Pain**. *Spine*, 34(8), E281–E293. doi:10.1097/brs.0b013e318195b257.
- BELAVÝ, D. L.; ALBRACHT, K.; BRUGGEMANN, G. P.; VERGROESEN, P. P.; VAN DIEEN, J. H. **Can Exercise Positively Influence the Intervertebral Disc?** *Sports Med*. 2016 Apr;46(4):473-85. doi: 10.1007/s40279-015-0444-2. PMID: 26666742.
- BENYAMINA, D. N.; CHARLES, C.; ANAIS, L. 2018. **Occupational and Ergonomic Factors Associated with Low Back Pain among Car-Patrol Police Officers**. *Clinical Journal of Pain*. Vol. 34. <https://doi.org/10.1097/AJP.0000000000000617>.
- BERNARD, J.-C. et al. **Isokinetic trunk muscle performance in pre-teens and teens with and without back pain**. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, v. 57, n. 1, p. 38-54, 2014. doi:10.1016/j.rehab.2013.10.004.
- BONNEY, R. A.; CORLETT, E. N. **Vibration and spinal lengthening in simulated vehicle driving**. *Applied ergonomics*, v. 34, n. 2, p. 195-200, 2003. doi:10.1016/s0003-6870(02)00035-2.
- BOOCOOCK, M. G.; REILLY, T.; LINGE, K.; TROUOP, J. D. G. (1986) **Fine measurement of stature for studying spinal loading**. In *Kinanthropometry III* (Editors: T. Reilly, J. Watkins, J. Borms), London: E and F. N. Spon. pp. 98-103.

- BORENSTEIN, D. G.; WIESEL, S. W.; BODEN, S. D. (1995) **Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management** (Editor: W.B. Saunders), Philadelphia. doi:10.1016/0735-6757(95)90179-5.
- BOTSFORD, D. J.; ESSES, S. I.; OGLIVIE-HARRIS, D. J. (1994) **In vivo diurnal variation in intervertebral volume and morphology**. Spine 19, 935-940. DOI: 10.1097/00007632-199404150-00012.
- BOVENZI, M.; MARIANE, S.; GERHARD, M.; ANDREA, P.; MARCELLA, M. 2015. **Relationships of Low Back Outcomes to Internal Spinal Load: A Prospective Cohort Study of Professional Drivers**. International Archives of Occupational and Environmental Health 88 (4): 487–99. <https://doi.org/10.1007/s00420-014-0976-z>.
- BRASIL. 2010. “VadeMecum Segurança Pública,” 346.
- BRÉDER, V. F. et al. **Lombalgia e fatores psicossociais em motoristas de ônibus urbano**. Fitness & Performance Journal, v. 5, n. 5, p. 295-299, 2006. <http://srvdSPACE01.unit.br:8080/xmlui/handle/set/481>.
- BRINKMANN, P. (1985) **Pathology of the vertebral column**. Ergonomics 28, 77-80. doi: 10.1080/00140138508963114.
- BRINKMANN, P.; FROBIN, W.; HIERHOLZER, E.; HORST, M. (1983) **Deformation of the vertebral end plate under axial loading of the spine**. Spine 8, 851-859. doi:10.1097/00007632-198311000-00007.
- BROWN, J.; JANE, F.; JENNIFER, G. 2013. **Saúde e Organizações Operacional Traumático, Vicário e de Atendimento**. Work & Stress : An International Journal of Work, 37–41.
- BROWN, J. J.; WELLS, G. A.; TROTTIER, A. J. et al. **Back pain in large Canadian police force**. Spine. 1998;23:821-827. doi:10.1097/00007632-199804010-00017.
- BRUCE-LOW, S.; SMITH, D.; BURNET, S.; FISCHER, J.; BISSELL, G.; WEBSTER, L. 2012. **One Lumbar Extension Training Session per Week Is Sufficient for Strength Gains and Reductions in Pain in Patients with Chronic Low Back Pain** Ergonomics. Ergonomics 55 (4): 500–507. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.644329>.
- CARDOSO, M.; COLIN, M.; DAN VIGGIANI, M. J. J.; JACK, P. C.; WAYNE, J. A. 2018. **Biomechanical Investigation of Prolonged Driving in an Ergonomically Designed Truck Seat Prototype**. Ergonomics 61 (3): 367–80. <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1355070>.
- CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G. B. J.; MARTIN, B. J. **Biomecânica ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo Editora LTDA, 2001.
- CHO TS, J. W. J.; LEE, J. G.; SEOK, J. M.; CHO, J.H. (2014) **Factors affecting the musculoskeletal symptoms of korean police officers**. J Phys Ther Sci 26:925–930. doi:10.1589/jpts.26.925.
- CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. M. 1996. **New Concepts and Hypotheses Mechanical Stability of the in Viva Lumbar Spine : Implications for Injury and Chronic Low Back Pain**. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon) 11 (1): 1–15. DOI: 10.1016/0268-0033(95)00035-6 .
- CORLETT, E. N.; EKLUND, J. A. E.; REILLY, T.; TROUP, J. D. G. **Assessment of workload from measurements of stature**. Appl Ergonom 1987; 18: 65-71. doi:10.1016/0003-6870(87)90073-1.

- COVARRUBIAS-GÓMES, Alfredo. 2010. **Lumbalgia: Un Problema de Salud Pública**. Revista Mexicana de Anestesiología 33 (SUPPL. 1): 106–9. <https://www.medigraphic.com/pdfs/rma/cma-2010/cmas101y.pdf>.
- CROW, W. T.; DAVID, R. W (2009). **Estimating Cost of Care for Patients with Acute Low Back Pain: A Retrospective Review of Patient Records**. The Journal of the American Osteopathic Association 109 (4): 229–33. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2009.109.4.229>.
- DAGENAIS, S.; CARO J.; HALDEMAN, S. **A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally**. Spine J 2008; 8:8-20. doi:10.1016/j.spinee.2007.10.005.
- DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar** 2ª ed. São Paulo: Editora Atheneu, p. 374 – 383, 1998.
- DEPALMA, M. J.; KETCHUM, J. M.; SAULLO, T. **What is the source of chronic low back pain and does age play a role?** Pain medicine, v. 12, n. 2, p. 224-233, 2011. doi:10.1111/j.1526-4637.2010.01045.
- DEZAN, V. H. **Análise do comportamento mecânico dos discos intervertebrais em diferentes faixas etárias**. (Dissertação). Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba-PR, 2005. <https://acervodigital.ufpr.br/handle/1884/3511>.
- DONNELLY, C. J.; CALLAGHAN, J. P.; DURKIN, J. L. 2009. **The Effect of an Active Lumbar System on the Seating Comfort of Officers in Police Fleet Vehicles**. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics 15 (3): 295–307. <https://doi.org/10.1080/10803548.2009.11076809>.
- DRERUP, B. et al. **Assessment of disc injury in subjects exposed to long-term whole-body vibration**. European Spine Journal, v. 8, n. 6, p. 458-467, 1999. doi:10.1007/s005860050205.
- DRISCOLL, T. G.; JACKLYN, J.; ORCHARD, E.; PASSMORE, T. Vos, G.; FREEDMAN, S. LIM; L. PUNNETT. 2014. **The Global Burden of Occupationally Related Low Back Pain: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 Study**. Annals of the Rheumatic Diseases 73 (6): 975–81. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204631>.
- EKLUND, J. A. E.; CORLETT, E. N. (1984) **Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine**. Spine 9, 189-194. doi:10.1097/00007632-198403000-00009.
- FILHO, E. P. A.; PEREIRA, F. C, F. 2015. **Anatomia Geral**. Inta- Prodipe. 300.
- FILTNESS A. J.; MITSOPOULOS-RUBENS E.; RUDIN-BROWN C. M. (2014) **Police officer in-vehicle discomfort: appointments carriage method and vehicle seat features**. Appl Ergon 45:1247–1256. doi:10.1016/j.apergo.2014.03.002.
- FOREMAN, T. K.; LINGE, K. (1989) **The importance of heel compression in the measurement of diurnal stature variation**. Applied Ergonomics 20, 299-300. doi:10.1016/0003-6870(89)90194-4.
- FOWLER, N. E.; LEES, A.; DROP, R. T. 1997. **Alterações na estatura seguinte pliometria saltar exercícios de pêndulo**. Ergonomia 40 (12), 1279 e 1286.
- FREEMAN, M. D.; WOODHAM, M. A.; WOODHAM, A. W. 2010. **The role of the lumbar multifidus in chronic low back pain: a review**. PM R 2, 142-146; quiz 141 p following 167. doi:10.1016/j.pmrj.2009.11.006 .

- FRYMOYER, J. W.; CATS-BARIL, W. L. **An overview of the incidences and costs of low back pain.** *The Orthopedic clinics of North America* 1991; 22(2):263-71.
- GERSHON, R. R. M.; SUSAN, L.; XIANBIN, L. 2002. **Work Stress in Aging Police Officers.** *Journal of Occupational and Environmental Medicine* 44 (2): 160–67. <https://doi.org/10.1097/00043764-200202000-00011>.
- GILLESPIE, T. D. **Fundamentals of Vehicle Dynamics.** 1992. Society of Automotive Engineers, 1992. ISBN 560911999, 9781560911999.
- GRIFFIN, M. J. **Handbook of human vibration.** [S.l.]: Academic press, 2012.
- GUO, H. R.; TANAKA, S.; CAMERON, L.L.; SELIGMAN, P.J.; BEHRENS, V.J.; GER, J. et al. **Back pain among workers in the United States: national estimates and workers at high risk.** *American journal of industrial medicine* 1995;28(5):591-602.doi:10.1002/ajim.4700280504.
- GYI, D. E.; PORTER, J. M. **Musculoskeletal problems and driving in police officers.** *Occupational Medicine*, v. 48, n. 3, p. 153-160, 1998. doi:10.1093/occmed/48.3.153.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. (1995) **Functional anatomy of the trunk.** In *Biomechanical Basis of Human Movement* (Editors D. Balado, L. Stead, P. J. Carley, R. D. Magee), Baltimore: Williams and Wilkins. pp. 284-324.
- HAMPEL, G. A.; CHANG, W. **Body height change from motor vehicle vibration.** *International journal of industrial ergonomics*, v. 23, n. 5-6, p. 489-498, 1999. doi:10.1016/s0169-8141(98)00008-0.
- HARRIS, C. M.; PIERSOL, A. G. **Harris' shock and vibration handbook.** New York: McGraw-Hill, 2002.
- HEALEY, E. L.; FOWLER, N. E.; BURDEN, A. M.; MCEWAN, I. M., 2005. **Repeatability of stature measurements in individual with and without chronic low-back pain.** *Ergonomics* 48, 1613 e 1622. DOI: 10.1080/00140130500101221.
- HELANDER, M. G.; QUANCE, L. A. (1990) **Effect of work-rest schedules on spinal shrinkage in the sedentary worker.** *Applied Ergonomics* 21, 270-284. Helander, M. G., & Quance, L. A. (1990). doi:10.1016/0003-6870(90)90198-7
- HIDES, J. A., G.; LAMBRECHT, W. R.; STANTON.; DAMANN V.. 2016. **Changes in Multifidus and Abdominal Muscle Size in Response to Microgravity:** Possible Implications for Low Back Pain Research. *European Spine Journal* 25: 175–82. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-4311-5>.
- HOFLINGER, F. 2020. **“O Efeito Da Jornada De Trabalho De Policiais Militares Sobre o Comportamento Mecânico Da Coluna Vertebral Nas Funções Administrativa E Operacional (Carro e Motocicleta)”.** Universidade Tecnológica Federal do Paraná.
- HUBER, G. et al. **High cycle fatigue behaviour of functional spinal units.** *Industrial health*, v. 48, n. 5, p. 550-556, 2010. HUBER, G., SKRZYPIEC, D. M., KLEIN, A., PÜSCHEL, K., & MORLOCK, M. M. (2010). doi:10.2486/indhealth.mswbvi-11.
- JAGER, M.; LUTTMANN, A. (1992) **The load on the lumbar spine during asymmetrical bimanual materials handling.** *Ergonomics* 35, 783-805. doi: 10.1080/00140139208967363.
- JAZWINSKA, E. C.; ADAM, K. **Diurnal change in stature: effects of sleep deprivation in young men and middle-aged men.** *Experientia*. 1985.Dec 15;41(12):1533-5. doi: 10.1007/BF01964792. PMID: 4076396.

JENSEN, C. V.; BENDIX, T. **Spontaneous movements with various seated-workplace adjustments.** *Clinical Biomechanics*, v. 7, n. 2, p. 87-90, 1992. Jensen, C. V., & Bendix, T. (1992). Spontaneous movements with various seated-workplace adjustments. *Clinical Biomechanics*, 7(2), 87–90. doi:10.1016/0268-0033(92)90020-5.

TAVARES, J. M. A.; RODACKI, A. L. F.; CABRAL, M.; CAETANO, A. P.; RODACKI, C.L.N **Can physical variables explain the intensity of nonspecific low back pain in military police?**

JI, X., T. R.; EGER.; J. P. DICKEY. 2016. **Optimizing Seat Selection for LHDs in the Underground Mining Environment.** *Journal of the Southern African Institute of Mining and Metallurgy* 116 (8): 785–92. <https://doi.org/10.17159/2411-9717/2016/v116n8a11>.

KANLAYANAPHOTPORN, R. et al. **Reliability of the vertical spinal creep response measured in sitting** (asymptomatic and low-back pain subjects). *Ergonomics*, v. 45, n. 3, p.240-247, 2002. doi:10.1080/00140130110115840.

KAPANDJI, A. **Fisiologia articular: tronco e coluna vertebral.** São Paulo: Manole, 2000.

KAZARIAN, L. E. (1975) **Creep characteristics of the human spinal column.** *Orthoedic Clinics of North America* 6,3-18. [https://doi.org/10.1016/S0030-5898\(20\)31196-2](https://doi.org/10.1016/S0030-5898(20)31196-2).

KELLER, T. S.; SPENGLER, D. M.; HANSSON, T. H. (1987) **Mechanical behaviour of the human lumbar spine.** I creep analisys during static compressive loading. *Journal of Orthopaedic Research* 5, 467-487. DOI: 10.1002/jor.1100050403.

KIRAN, M.C.; OMKAR, S. N.; VADIRAJ B. 2019. **“Evaluation of Bio-Dynamic Responses of Human Body Subjected to Impacts Due to Speed Humps.”** *SSRN Electronic Journal* 2 (4): 310–23. <https://doi.org/10.2139/ssrn.3352986>.

KLIZIENE, I. et al. **Effects of a 16-week Pilates exercises training program for isometric trunk extension and flexion strength.** *Journal of bodywork and movement therapies*, v. 21, n. 1, p. 124-132, 2017. doi:10.1016/j.jbmt.2016.06.005.

KRAMER, J. (1985) **Dynamic characteristics of the vertebral column, effects of prolonged loading.** *Ergonomics* 28, 95-97. doi:10.1080/00140138508963117.

KUORINKA , I.; COTE, M.; BARIL, R. et al. **Participation in workplace design with reference to low back pain: A case for the improvement of the police patrol car.** *Ergonomics*. 1994; 37:1131-1136. doi:10.1080/00140139408964892.

LAFUMA, A.; FAGNANI, F.; VAUTRAVERS, P. **Management and cost for low back pain in primary care settings in France.** *Rev Rhum Engl Ed* 1998; 65:119-125.

LARSEN, L. B.; ANDERSSON, E. E.; TRANBERG, R.; & RAMSTRAND, N. (2018). **Multi-site musculoskeletal pain in Swedish police: associations with discomfort from wearing mandatory equipment and prolonged sitting.** *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 91(4), 425–433. <https://doi.org/10.1007/s00420-018-1292-9>

LATARGET, M.; RUIZ LIARD, A. **Coluna vertebral.** *Anatomia Humana*. 2. ed. São Paulo: Medicina Panamericana Editora Brasil Ltda, 1993. p. 29-49.

LEATT, P.; REILLY, T.; TROUP, J. D. G. (1985) **Unloading the spine.** In *Contemporary Ergonomics* (Editor: D.J. Osborne), London: Taylor and Francis. pp. 227-232.

LILIAN, L. L. R. 2018. **Quantificação da Vibração em Motoristas e Passageiros em Veículos Automotivos de Passeio.**

- LINDH, M. (1989) **Biomechanics of the lumbar spine**. In: Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System (Editors: M. Nordin and V. H. Frankel), Philadelphia: Lea and Febiger. pp. 183-208.
- LIS, A. M.; BLACK, K. M.; KORN, H.; M. NORDIN. 2007. **Association between Sitting and Occupational LBP**. European Spine Journal 16(2): 283-98. doi:10.1007/s00586-006-0143-7.
- LIPP, M. E. N.; KEILA, R. S. N. C.; VANESKA, O. N. 2017. **Estresse, Qualidade de Vida e Estressores Ocupacionais de Policiais: Sintomas Mais Frequentes**. Revista Psicologia, Organizações e Trabalho 17 (1): 46–53. <https://doi.org/10.17652/rpot/2017.1.12490>.
- LOPES, J. L. **Análise de vibração ocupacional de corpo inteiro em máquinas colhedoras de cana-de-açúcar**. Revista ABHO, 2012.
http://repositorio.roca.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/11345/1/LD_CEEST_VII_2019_03.pdf.
- MAGNUSSON, M. et al. **Measurement of height loss during whole body vibrations**. Journal of spinal disorders, v. 5, n. 2, p. 198-203, 1992. doi:10.1097/00002517-199206000-00009.
- MAHER, C. G. 2004. **Effective Physical Treatment for Chronic Low Back Pain**. Orthopedic Clinics of North America 35 (1): 57–64. [https://doi.org/10.1016/S0030-5898\(03\)00088-9](https://doi.org/10.1016/S0030-5898(03)00088-9).
- MANEK, N. J.; MACGREGOR, A. J. 2005. **Epidemiology of Back Disorders: Prevalence, Risk Factors, and Prognosis**. Current Opinion in Rheumatology 17 (2): 134–40. <https://doi.org/10.1097/01.bor.0000154215.08986.06>.
- MARKOLF, K. L. MORRIS, J. M. (1974) **The structural components of the intervertebral disc**. The Journal of Bone and Joint Surgery 56, 675-687.
<https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.820.5749&rep=rep1&type=pdf>.
- MAROTTI, J. et al. **Amostragem em pesquisa clínica: tamanho da amostra**. Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo, v. 20, n. 2, p. 186-194, 2008.
https://www.researchgate.net/publication/285800533_Amostragem_em_pesquisa_clinica_Tamanho_da_amostra.
- MARRAS, W. S. et al. **Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders**. Ergonomics, v. 38, 1995. doi:10.1016/s0022-4375(97)81191-7.
- MATOS, O. **Avaliação Postural e prescrição de exercícios corretivos**. Phorte Editora, 2ª Edição, 2014, p. 26.
- MATSUDAIRA, K. et al. **Potential risk factors for new onset of back pain disability in Japanese workers: findings from the Japan epidemiological research of occupation-related back pain study**. Spine (Phila Pa 1976), v. 37, n. 15, p. 1324-1333, 2012. doi:10.1097/brs.0b013e3182498382
- MCGILL, S. M. **The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic**. Journal of Biomechanics, v.20,1997. doi:10.1016/s0021-9290(96)00172-8.
- MCGILL, S. M.; SYLVAIN, G.; NATASA, K.; JACEK, C. 2003. **Coordination of Muscle Activity to Assure Stability of the Lumbar Spine**. Journal of Electromyography and Kinesiology 13 (4):353–59. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00043-9](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00043-9).
- MCGILL, S. et al. **Previous history of LBP with work loss is related to lingering deficits in biomechanical, physiological, personal, psychosocial and motor control characteristics**. Ergonomics, v. 46, n. 7, p. 731-746, 2003. doi:10.1080/0014013031000090134.

- MICHEL, J. D. M. D.; JESSICA M. K.; THOMAS S. M. D. **What Is the Source of Chronic Low Back Pain and Does Age Play a Role?**, Pain Medicine, Volume 12, Issue 2, February 2011, Pages 224–233, <https://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2010.01045.x>.
- MIOT, H. A. **Tamanho da amostra em estudos clínicos e experimentais**. J. vasc. bras., Porto Alegre, v. 10, n. 4, p. 275-278, Dec. 2011. Available from <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-54492011000400001&lng=en&nrm=iso>. access on 03 Nov. 2020. <http://dx.doi.org/10.1590/S1677-54492011000400001>.
- MOSKOVITCH, R. **Biomechanics of the cervical spine**. In: Basis Biomechanics of the Musculoskeletal System. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001.
- MORAES, G. F. S.; ROSANA F. S.; LUIZ F. S.; MARIANA A. P. S. 2016. **Whole-Body Vibration and Musculoskeletal Diseases in Professional Truck Drivers**. Fisioterapia Em Movimento 29 (1): 159–72. <https://doi.org/10.1590/0103-5150.029.001.ar01>.
- NACHEMSON, A. L. (1959) **Measurement of intradiscal pressure**. Acta Orthopaedica Scandinavica 28, 269-289. <https://doi.org/10.3109/17453675908988632>.
- NACHEMSON, A. L. (1981) **Disc pressure measurements**. Spine 6, 93-97. DOI: 10.1097/00007632-198101000-00020 .
- NACHEMSON, A. L. (1992) **Newest knowledge of low back pain: A critical look**. Clinical Orthopaedics 279, 8-20. doi:10.1097/00003086-199206000-00003.
- NETO, A. T. et al. **Lombalgia na atividade policial militar: análise da prevalência, repercussões laborativas e custo indireto**. Revista Baiana de Saúde Pública, v. 37, n. 2, p. 365, 2014. DOI:10.22278/2318-2660.2013.v37.n2.a336.
- NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. DOI:10.2106/00004623-200109000-00046.
- NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. **Articulações, estrutura e função** — uma abordagem prática e abrangente. Trad. Fernando Gomes do Nascimento e Maria de Fátima Palmieri Meirelles. Riode Janeiro: Revinter, 2001, p. 128.
- OKUNRIBIDO, O. O.; MAGNUSSON, M.; POPE, H.. 2008. **The Role of Whole Body Vibration, Posture and Manual Materials Handling as Risk Factors for Low Back Pain in Occupational Drivers**. Ergonomics 51 (3): 308–29. <https://doi.org/10.1080/00140130701637262>.
- OLIVEIRA, P. L. M.; BARDAGI, M. P. **Estresse e comprometimento com a carreira em policiais militares**. Bol. psicol, São Paulo, v. 59, n. 131, p. 153-166, dez. 2009. <http://pepsic.bvsalud.org/pdf/bolpsi/v59n131/v59n131a03.pdf>.
- OWENS, S.C., BRISMEE, J.-M., PENNELL, P.N., DEDRICK, G.S., SIZER, P.S., JAMES, C.R., 2009. **Changes in spinal height following sustained lumbar flexion and extension postures: a clinical measure of intervertebral disc hydration using stadiometry**. J. Manip. Physiol. Ther. 32 (3), 358e363. doi:10.1016/j.jmpt.2009.04.006.
- PAPE, J. L.; JEAN, M. B.; PHILLIP, S. S.; OMER C.; MATTHIJS, K. L. B.; BIRENDRA M. D.; STÉPHANE, S. 2018. **Increased Spinal Height Using Propped Slouched Sitting Postures: Innovative Ways to Rehydrate Intervertebral Discs**. Applied Ergonomics 66: 9. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.07.016>.

PARANÁ 2017. “Polícia Militar do Paraná. **Estado-Maior 3ª Seção**. Diretriz N° 002 / 2017 “Rondas Ostensivas Com Aplicação de Motocicletas”.” 2017.

PARANÁ 2000. Lei, Decreto, e Polícia Militar. 2000. “Polícia Militar do Paraná. **Estado Maior 3ª Seção**. PMPR 004 / 2000 – PM/3. Diretriz N° Diretriz Geral de Planejamento e Emprego da PMPR”.

PONCE M.; MARIA, C.; ENRIQUE, V.; EMMA, R. V.; LIDIA M. G.; LILIANA, G. R. 2013. **Costo Institucional Del Paciente Con Incapacidad Temporal Para El Trabajo Por Lumbalgia Mecánica**. Revista de La Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología 78 (3): 113. <https://doi.org/10.15417/229>.

POPE, M. H., WILDER, D. G.; MAGNUSSON, M. **Possible mechanisms of low back pain due to whole-body vibration**. Journal of Sound and Vibration. 1998;215(4):687-97. doi:10.1006/jsvi.1998.1698.

REILLY, T.; TYRRELL, A.; TROUP, J. D. G. (1984) **Circadian variation in human stature**. Chronobiology International 1, 121-126. doi: 10.3109/07420528409059129.

RIEGGER-KRUGH, C.; KEYSON, J. L. (1996) **Skeletal malalignments of the lower quarter: correlated and compensatory motion and postures**. Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy 23, 164-170. doi: 10.2519/jospt.1996.23.2.164.

ROBB, M. J.; MANSFIELD, N. J. **Self-reported musculoskeletal problems amongst professional truck drivers**. Ergonomics 2007;50(6):814-27. 20. doi: 10.1080/00140130701220341.

RODACKI, C.; FOWLER, N.; RODACKI, A.; BIRCH, K. **Stature loss and recovery in pregnant women with and without low back pain**. Arch Phys Med Rehabil. v. 84, p.507-5512, 2003. doi:10.1053/apmr.2003.50119.

RODACKI, A. L. F.; FOWLER, N.; POVENSI C. G.; RODACKI, C. 2005. **Body mass as a factor in stature change**. Clinical Biomechanics. v. 20, n.8,p 799-805, 2005. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.04.005.

RODACKI, C. L.; RODACKI, A. L. F.; CARLOS, U.; DIEGO Z.; RAFAEL, B. C. 2008. **Spinal Unloading after Abdominal Exercises**. Clinical Biomechanics 23 (1): 8–14. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.022>.

RODACKI, C. L.; FOWLER, N. E.; RODACKI, A. L.; BIRCH, K. **Technical note: repeatability of measurement in determining stature in sitting and standing postures**. Ergonomics. 2001;44(12):1076-1085. doi:10.1080/00140130110099407.

ROFFEY, D. M.; EUGENE, K. W.; PAUL, B.; BRIAN, K. K.; SIMON, D. 2010. **Causal Assessment of Awkward Occupational Postures and Low Back Pain: Results of a Systematic Review**. Spine Journal 10 (1): 89–99. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2009.09.003>.

SACCO, I. C. N. et al. **Implicações da antropometria para posturas sentadas em automóvel**—estudos de caso. RevFisioterUniv São Paulo, v. 10, n. 1, p. 34-42, 2003.

SALVE, M. G. C.; & BANKOFF, A. D. P. **Postura corporal – Um problema que aflige os trabalhadores**. Revista Brasileira de Saúde Ocupacional, São Paulo, 28 (105/106): 91 — 103,2003. <https://doi.org/10.1590/S0303-76572003000100010>.

SANTOS, M. M. A.; ERIVALDO, L. S.; BABARA, I. L. B. 2017. **Análise Sobre a Percepção de Policiais Militares Sobre o Conforto Do Colete Balístico**. Fisioterapia e Pesquisa 24 (2): 157–62. <https://doi.org/10.1590/1809-2950/16629324022017>.

- SCHIO, R. A. 2016. **Análise de exposição a vibrações em motocicletas: um estudo de caso para VCI e VMB**” Journal of Chemical Information and Modeling 53 (9): 1689–99. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>.
- SEZGIN, A.; ARSLAN, Y. Z. 782. **Analysis of the vertical vibration effects on ride comfort of vehicle driver.** Journal of Vibroengineering, v. 14, n. 2, 2012. https://www.researchgate.net/publication/230854924_Analysis_of_the_vertical_vibration_effects_on_ride_comfort_of_vehicle_driver.
- SHIN, G.; GARY, A. M. 2007. **“An in Vivo Assessment of the Low Back Response to Prolonged Flexion: Interplay between Active and Passive Tissues.”** Clinical Biomechanics 22 (9): 965–71. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.06.003>.
- SHIVAKUMARA, B. S.; SRIDHAR, V. **Study of vibration and its effect on health of the motorcycle rider.** Online J Health Allied Scs. 2010, V.9, No. 2(9). https://www.researchgate.net/publication/46146396_Study_of_vibration_and_its_effect_on_health_of_the_motorcycle_rider.
- SILVEIRA, A. P. B.; ZANFORLIN, L. N.; DIAS, D.P.; KAZUE, A. M.; HEBLING, D. S.; TAVELLA, M. N.; RIBEIRO, N. M. 2018. **Efeito Imediato de Uma Sessão de Treinamento Do Método Pilates Sobre o Padrão de Cocontração Dos Músculos Estabilizadores Do Tronco Em Indivíduos Com e Sem Dor Lombar Crônica Inespecífica.** Fisioterapia e Pesquisa 25 (2): 173–81. <https://doi.org/10.1590/1809-2950/17594425022018>.
- SLOTA, G. P.; GRANATA, K. P.; MADIGAN, M. L. **Effects of seated whole-body vibration on postural control of the trunk during unstable seated balance.** ClinicalBiomechanics, v. 23, n. 4, p. 381-386, 2008. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.11.006.
- SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**, volume 1 / editado por R. Putz e R. Pabst, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2008.
- SPENCE, A. P. **Anatomia humana básica.** In: Anatomia humana básica. 1991. p. 713-713.
- STEELE, J.; BRUCE-LOW, S.; SMITH, D. **A reappraisal of the deconditioning hypothesis in low back pain: review of evidence from a triumvirate of research methods on specific lumbar extensor deconditioning.** Current medical research and opinion, v. 30, n. 5, p. 865-911, 2014. doi:10.1185/03007995.2013.875465.
- STEELE, J.; BRUCE-LOW, S.; SMITH, D.; JESSOP D.; OSBORNE, N. 2016. **Determining the Reliability of a Custom Built Seated Stadiometry Set-up for Measuring Spinal Height in Participants with Chronic Low Back Pain.** Applied Ergonomics 53: 203–8. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.10.001>.
- SULLIVAN, A.; MCGILL, S. M. **Changes in spine length during and after seated whole-body vibration.** Spine, v. 15, n. 12, p. 1257-1260, 1990. doi:10.1097/00007632-199012000-00005.
- GEORGE, S. Z.; CHILDS, J. D.; TEYHEN, D. S.; WU, S. S.; WRIGHT, A. C.; DUGAN, J. L.; ROBINSON, M. E (2011). **Brief Psychosocial Education, Not Core Stabilization, Reduced Incidence of Low Back Pain: Results from the Prevention of Low Back Pain in the Military (POLM) Cluster Randomized Trial.** BMC Medicine 9 (November): 128. doi: 10.1186/1741-7015-9-128.
- THOMAS, M.; POHL, M. B.; SHAPIRO, R.; KEELER, J.; ABEL, M. G. (2018). **Effect of load carriage on tactical performance in special weapons and tactics operators.** Journal of Strength and Conditioning Research, 32(2), 554–564. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002323>

- THOMAS, J.R; NELSON, K. J; SILVERMAN, S. J (2012). **Métodos de Pesquisa em Atividade Física**. Ed. Armed 6ª edição.
- TRINDADE, A. P. N. T.; LUIS CARLOS, N. O, BRANCA, M. O. S.; FABRICIO, B. O.; PAULO, R. V. Q. 2015. **Symptoms of Musculoskeletal Disorders Among Police Officers**. Revista Arquivos de Ciências Da Saúde22 (2): 42. <https://doi.org/10.17696/2318-3691.22.2.2015.141>.
- TROUP, J. D. G.; REILLY, T.; EKLUND, J. A. E.; LEATT, P. **Changes in stature with spinal loading and their relation to the perception of exertion or discomfort**. Stress Medicine, v.1, p.303-307, 1985. doi:10.1002/smi.2460010411.
- TYRRELL, A. R.; REILLY, T.; TROUP, J. D. G. (1985) **Circadian variation in stature and the effect of spinal loading**. Spine 10, 161-164. doi: 10.1097/00007632-198503000-00011.
- VAN DIEEN, J. H.; CREEMERS, M.; DRAISMA, I.; TOUSSANT, H. M.; KINGMA, I. (1994). **Repetitive lifting and spinal shrinkage, effects of age and lifting technique**. Clinical Biomechanics 9, 367-374. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90067-1](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90067-1).
- VAN DIEEN, J. H.; TOUSSANT, H. M. (1993) **Spinal shrinkage as a parameter of functional load**. Spine 18, 1504-1514. doi:10.1097/00007632-199318110-00016.
- VAN DIEEN, J.H.; CHOLEWICKI, J.; RADEBOLD, A. **Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back enhance the stability of lumbar spine**. Spine. 2003;28(8):834-41.
- VERBEEK, J.H.; VAN DER WEIDE WE, VAN DIJK F. J. **Early occupational health management of patients with back pain: a randomized controlled trial**. Spine. 2002; 27(17):1844-5. doi:10.1097/00007632-200209010-00006.
- VIOLANTE, F.S.; MATTIOLI, S.; BONFIGLIOLI, R. **Low-back pain**. Handb Clin Neurol. 2015;131:397410. doi:10.1016/B978-0-444-62627-1.00020-2
- WAI, E.K.; ROFFEY, D. M.; BISHOP, P. et al. **Causal assessment of occupational bending or twisting and low back pain: results of a systematic review**. Spine J 2010;10:79–91. doi:10.1016/j.spinee.2009.06.005.
- WALKER, B. 2000. **“The Prevalence of Low Back Pain: A Systematic Review of the Literature from 1966 to 1998.”** Journal of Spinal Disorders 13 (3): 205–17. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10872758>.
- WALSH, K.; CRUDDAS, M.; COGGON, D. 1992. **Low Back Pain in Eight Areas of Britain**. Journal of Epidemiology and Community Health 46 (3): 227–30. <https://doi.org/10.1136/jech.46.3.227>.
- WATKINS, J. **Structure and Function of the Musculoskeletal System**. United States of America: Human Kinectics, 1999.
- WILBY, J.; LINGE, K.; REILLY, T.; TROUP, J. D. G. (1987) **Spinal shrinkage in females, circadian variation and the effects of circuit weight-training**. doi:10.1080/00140138708969676

APÊNDICE A- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Título da pesquisa: Comportamento mecânico da coluna vertebral e a dor lombar durante a jornada de trabalho de policiais militares motociclistas.

Pesquisadora Responsável: Milton Isack Fadel Neto

Cargo/função: 1º Tenente da Polícia Militar do Paraná / Bacharel em Educação Física / Aluno de Mestrado da Universidade Tecnológica Federal do Paraná; O pesquisador responsável Mestrando Milton Isack Fadel Neto poderá ser encontrado na Av. Pedro Gusso, no 2635, sede Neville da UTFPR, telefone (41) 3327- 5649. E pode ser contatado também pelo celular (41) 99949-0022 ou e-mail: 1000taum@gmail.com ou fadeledfisica@gmail.com a qualquer momento.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. *Cintia de Lourdes NahhasRodacki*.

Cargo/função: Coordenadora do PPGEF e Professora / Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR); A Orientadora Prof^a. Dr^a. *Cintia de Lourdes NahhasRodacki* poderá ser encontrada na Av. Pedro Gusso, nº 2635, sede Neville da UTFPR, telefone (41) 3327- 5649 / (41)99192-0308.

Avaliação do risco da pesquisa: Risco baixo.

Duração da pesquisa: 03 semanas.

Local de realização da pesquisa: Academia Policial Militar do Guatupê ou Unidade policial em que o militar estadual voluntário presta serviço.

Endereço e telefone do local: BR-277, Km 72 - Afonso Pena, São José dos Pinhais – PR — 3299-7900

A) INFORMAÇÕES AO PARTICIPANTE

1. Apresentação da pesquisa

O Senhor (Sr.) está sendo convidado a participar de um estudo científico. Essa pesquisa quantificará o efeito do processo de policiamento ostensivo montado e motorizado (motocicleta) sobre o comportamento mecânico da coluna vertebral. Acredita-se que a postura adotada nessa modalidade de policiamento impõe altas sobrecargas (força de compressão e cisalhamento) na coluna vertebral do policial militar, ocasionando mudanças na estatura de forma aguda.

A pesquisa será composta por um grupo com 16 policiais do sexo masculino que atuem no serviço policial com motocicletas (n=16).

2. Objetivos da pesquisa

Quantificar a sobrecarga imposta na coluna vertebral, a força dos músculos flexores e extensores do tronco e a dor lombar durante a jornada de trabalho de policiais militares em motocicletas, verificando a recuperação da estatura após a intervenção de 30 minutos na posição de *Fowler*.

3. Participação na pesquisa

Caso aceite participar do estudo, o Senhor:

Deverá comparecer ao local de coletas duas vezes, as quais acontecerão na Academia

Policia Militar do Guatupê ou local de trabalho dos policiais militares voluntários;

1. A primeira visita terá duração de 30 minutos, com o objetivo de se familiarizar com os procedimentos da pesquisa e terá suas medidas antropométricas avaliadas (peso e altura);

2. A segunda visita será a avaliação propriamente dita, você deverá chegar ao local da pesquisa 40 minutos antes do início da sua jornada de trabalho, como de costume nas atividades de grupo de policiamento especializado. O peso do policial com os equipamentos serão aferidos. Durante esse período você responderá um questionário de Escala Visual de Dor (EVA), que mensura a dor, caso as tenha;

1. Nesta segunda ocorrerá a primeira avaliação no estadiômetro, o qual consiste em um equipamento que medirá as variações na sua estatura, com o tempo estimado de 15 minutos. Em seguida realizará o teste de Pico de torque para medir a força dos músculos flexores e extensores do tronco, com duração total de 10 minutos, e responderá a EVA, sendo pesado com o fardamento completo, com tempo aproximado de 15 minutos;

2. A partir de então, após duas horas de trabalho (PÓS 2h) e após quatro horas de trabalho (PÓS 4h), retornará para reavaliação somente no estadiômetro e na EVA, cada uma com tempo aproximado de 20 minutos;

3. Na última avaliação na hora seis (PÓS 6h) realizará, além da avaliação no estadiômetro e na EVA, o teste de Pico de torque novamente para medir a força dos músculos flexores e extensores do tronco, totalizando 30 minutos de medidas. Para a realização do teste, uma cinta acolchoada e ajustável será posicionada de forma que envolva, confortavelmente, seu tronco, na região do peitoral, um cabo estará conectando a cinta com uma célula de carga calibrada (EMG System), equipamento que fará a medida da força. O Sr. permanecerá na posição sentado, com joelhos estendidos, pernas fixadas na maca com cintas de velcro, tronco inclinado e apoiado em uma almofada em forma de cunha e braços cruzados à frente do tronco. Para os músculos extensores do tronco, na posição decúbito ventral (barriga para baixo), pernas estendidas e fixadas na maca com cintas de velcro e cotovelos flexionados com mãos sobrepostas na testa. Para cada posição o Sr. será requisitado a realizar três esforços máximos de seis segundos com intervalos de descanso de um minuto, ou seja, flexionar/estender o mais forte e rápido possível;

4. Após, permanecerá na posição de *Fowler* por 30 minutos, com o objetivo de retirar a carga compressiva da coluna vertebral, e coletará as últimas medidas no estadiômetro;

Durante todo o patrulhamento, um GPS será utilizado para aferir distância percorrida e velocidade média do período.

Portanto, na primeira coleta o Sr. será avaliado por aproximadamente 40 minutos; sendo que a segunda e terceira medidas (PÓS 2h e PÓS 4h) terão duração aproximada de 20 minutos cada; a quarta medida (PÓS 6h) terá duração aproximada de 35 minutos; e por fim, após permanecer na posição de *Fowler* por 30 minutos,

realizará última coleta no estadiômetro, com duração aproximada de 15 minutos.

4. Confidencialidade

As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros participantes do estudo, não sendo divulgado seu nome ou seus dados pessoais durante o estudo e futura publicação dos resultados. O Sr. terá apenas acesso exclusivamente ao seu desempenho e aos resultados do estudo.

5. Riscos e Benefícios

5a) Riscos: Os testes para quantificar as variáveis do estudo, quando aplicados em pessoas saudáveis e fisicamente ativas são seguros, considerando que o Sr. realiza anualmente uma bateria de exames clínicos obrigatórios na PMPR e como o seu trabalho diário exige eventualmente alguma forma de esforço, os riscos para o Sr. durante os testes são considerados baixos, mas, ainda que mínimos, existem riscos de lesões ou desconforto musculares tais como: fadiga muscular ou dor tardia, sintomas que são comuns a qualquer atividade física, dos quais o senhor já é conhecedor, sendo considerado, portanto de baixo risco. Contudo, toda a técnica correta para execução dos testes será ensinada para diminuir ou evitar os riscos de lesão. Na eventualidade de alguma ocorrência de acidentes, durante as coletas o voluntário possui pronto atendimento na Unidade Policial, sem custos, e está ciente do estudo.

Ainda, atendendo as medidas referentes ao momento pandêmico causado pelo COVID-19, as medidas sanitárias de higienização dos aparelhos a cada coleta com álcool gel 70%, distância de segurança entre pessoas, não aglomerando e utilização das máscaras de proteção individual oferecidas pela Polícia Militar, serão todas rigidamente obedecidas, para assegurar a saúde tanto do pesquisador quanto dos avaliados.

Durante o preenchimento dos questionários poderá haver algum constrangimento por se tratar de perguntas pessoais, como perguntas sobre fontes de estresse de caráter laboral e pessoal. Entretanto, esses questionários são instrumentos validados no âmbito científico. Também, poderá haver constrangimento para as medidas antropométricas, pois o Sr. deverá usar roupa de Educação Física Militar (calção e camiseta). Entretanto, essas medidas acontecerão em local fechado, na presença de avaliador treinado.

5b) Benefícios: O principal benefício será uma melhor compreensão da sobrecarga postural entre policiais militares e utilizar ferramentas para avaliá-la e posteriormente desenvolver condições de promover a prevenção em todo ambiente militar. Intervenções como levantamento de dados antropométricos entre a tropa para a adequação dos equipamentos de proteção individual poderão ser implantadas.

Os resultados dessa pesquisa poderão despertar o interesse de outras áreas de pesquisa e assim uma nova tecnologia para a confecção de equipamentos de proteção individual poderá ser desenvolvida, com um material mais leve, mais flexível, que uma proteção e conforto aos seus usuários. Os resultados também poderão contribuir para a criação de Normas Regulamentadoras, pois no que se refere aos profissionais de

segurança pública em nosso país, não há normas específicas para suas atividades profissionais.

6. Critérios de inclusão e exclusão

6a) Inclusão: Para ser incluído no presente estudo, o voluntário deve estar dentro das seguintes condições:

- a) Ser do sexo masculino e desempenhar atividade operacional em motocicletas no Batalhão por, pelo menos, dois anos;
- b) Não ter lesão ou doença que impeça a realização dos testes físicos ou qualquer exercício proposto e descrito no presente documento;
- c) Não estar envolvido em práticas esportivas de alto rendimento;
- d) Não ter limitações articulares que afetem a mecânica da execução dos testes;
- e) Não utilizar medicamentos que afetem as respostas ao exercício, como relaxantes, analgésicos, antidepressivos ou estimulantes.

6b) Exclusão: Os critérios de exclusão do presente estudo incluem:

- a) Por alguma razão, no dia do experimento, o voluntário não estiver apto a realização dos testes ou protocolo experimental;
- b) Por alguma razão, o voluntário, não realizar o protocolo experimental até o final;
- c) No transcorrer do serviço o policial se envolver em uma ocorrência e não cumprir os requisitos temporais para a coleta.

7. Direito de sair da pesquisa e a esclarecimentos durante o processo

A qualquer momento, independente do motivo e sem necessidade de fornecer maiores explicações a estes pesquisadores, o Sr. poderá se recusar a continuar participando do estudo, sem que isto lhe cause qualquer tipo de prejuízo. Ainda, o Sr. pode assinalar o campo a seguir, para receber o resultado desta pesquisa, caso seja de seu interesse.

() quero receber os resultados da pesquisa (e-mail para envio):

() não quero receber os resultados da pesquisa.

8. Ressarcimento e indenização

Neste projeto de pesquisa não haverá qualquer tipo de ressarcimento ou ajuda financeira para atuar na pesquisa, pois não haverá custos aos participantes. As coletas serão realizadas durante a jornada de serviço, ou seja, quando o mesmo estiver escalado para o trabalho. Tanto no dia da familiarização quanto no dia da coleta as datas coincidirão com os turnos de serviço. Os equipamentos de coleta são da UTFPR, e os experimentos não danificam nem comprometem os equipamentos dos policiais. O GPS utilizado será do pesquisador, e havendo qualquer dano no aparelho, as custas para manutenção ou aquisição de outro fica a cargo do próprio pesquisador. Contudo, caso ocorra algum tipo de acidente, ou lesão durante qualquer atividade proposta pela pesquisa, o Sr. estará amparado pelo Serviço de Atendimento a Saúde (SAS) da PMPR, haja vista, a sua condição de policial militar e o fato de todas as atividades serem realizadas dentro de uma Organização Policial Militar (OPM).

Em relação às medidas de higiene para combater o COVID-19, o pesquisador será o responsável por fornecer e custear todo o material para higienização (álcool gel 70% e panos limpos e descartáveis), cabendo ao avaliado somente portar sua máscara que utiliza para o trabalho, custeada esta pela Polícia Militar.

Caso o Senhor se sinta lesado de alguma forma, por qualquer procedimento ou postura adotada por algum participante deste projeto, o Sr. terá o direito a recorrer as vias legais, nas esferas competentes, para requerer a devida reparação.

ESCLARECIMENTOS SOBRE O COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA:

O Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos (CEP) é constituído por uma equipe de profissionais com formação multidisciplinar que está trabalhando para assegurar o respeito aos seus direitos como participante de pesquisa. Ele tem por objetivo avaliar se a pesquisa foi planejada e se será executada de forma ética. Caso o Sr. considere que a pesquisa não está sendo realizada da forma como lhe foi informado ou que você está sendo prejudicado de alguma forma, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (CEP/UTFPR). Endereço: Av. Sete de Setembro, 3165, Bloco N, Térreo, Bairro Rebouças, CEP 80230-901, Curitiba-PR, Telefone: (41) 3310-4494, e-mail: coep@utfpr.edu.br.

B) CONSENTIMENTO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo: “Comportamento mecânico da coluna vertebral e a dor lombar durante a jornada de trabalho de policiais militares motociclistas”. Eu discuti com os pesquisadores sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que o transporte/deslocamento até o meu local de trabalho nesses dias é minha única despesa para participação, que já existiria de qualquer forma por estar devidamente dentro do meu horário de serviço, e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar caso haja algum problema de saúde durante os exercícios. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo no Batalhão.

Nome completo: _____

RG: _____ Data de Nascimento: __/__/_____

Telefone: (____) _____

Endereço: _____

CEP: _____ Cidade: _____ UF: _____

Assinatura: _____ Data: __/__/_____

Eu declaro ter apresentado o estudo, explicado seus objetivos, natureza, riscos e benefícios e ter respondido da melhor forma possível às questões formuladas.

Nome completo: _____

Assinatura pesquisador (a): _____ Data: __/__/_____

Para todas as questões relativas ao estudo ou para se retirar do mesmo, poderão se comunicar com Milton Isack Fadel Neto, via e-mail: 1000taum@gmail.com ou fadeledfisica@gmail.com, ou telefone: (41) 99949-0022.

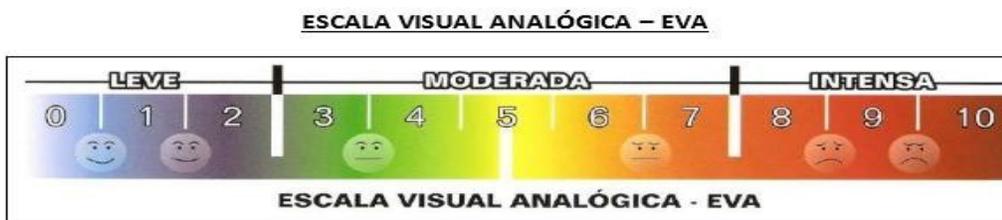
Contato do Comitê de Ética em Pesquisa que envolve seres humanos para denúncia, recurso ou reclamações do participante pesquisado: Comitê de Ética em Pesquisa que envolve Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (CEP/UTFPR)

Endereço: Av. Sete de Setembro, 3165, Bloco N, Térreo, Rebouças, CEP: 80230-901, Curitiba-PR, **Telefone:**(41) 3310-4494, **e-mail:** coep@utfpr.edu.br

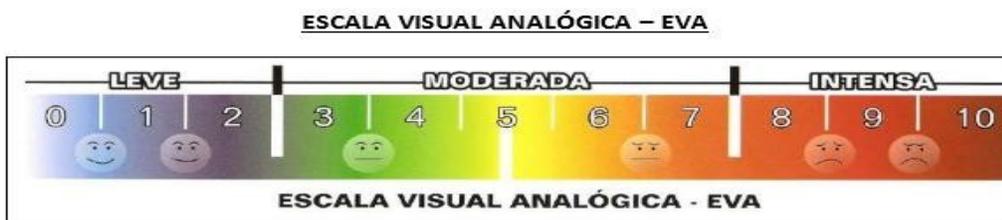
APÊNDICE B – Escala Visual de Dor (EVA)

NOME: _____ DATA: ___/___/___

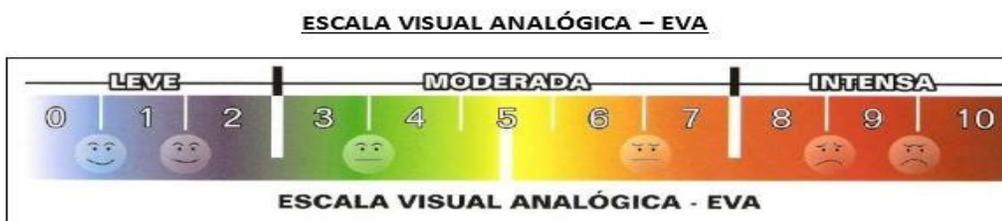
A Escala Visual Analógica — EVA consiste em auxiliar na aferição da intensidade da dor. É um instrumento importante para verificar a evolução do quadro durante a jornada de serviço, de maneira mais fidedigna. Para utilizar a EVA paciente deve responder quanto ao seu grau de dor lombar a cada momento pedido, sendo que 0 significa ausência total de dor e 10 o nível de dor máxima suportável.



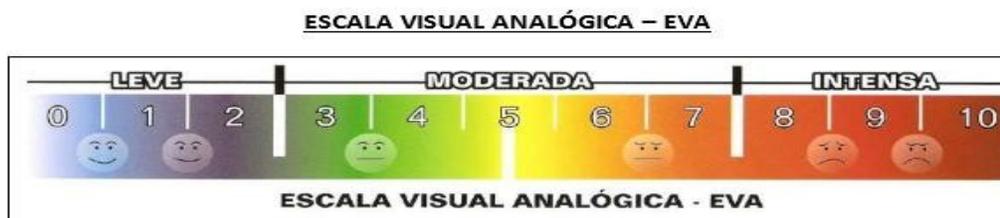
hora zero



hora dois



hora quatro



hora seis

APÊNDICE C- TERMO DE ACEITE**ESTADO DO PARANÁ
POLÍCIA MILITAR
ACADEMIA POLICIAL MILITAR DO GUATUPÊ**

Venho através deste informar que estou ciente e autorizo a pesquisa intitulada **“Comportamento mecânico da coluna vertebral e a dor lombar durante a jornada de trabalho de policiais militares motociclistas”**, a qual será coordenada pelo 1º Ten. QOPM Milton Isack Fadel Neto e Profª Drª Cintia de Lourdes Nahhas Rodacki, bem como estou ciente de que as atividades serão realizadas nas instalações da Polícia Militar do Paraná em conjunto com a Academia Policial Militar do Guatupê.

São José dos Pinhais, 17 de novembro de 2020.

Ten.-Cel. QOBM Gerson Gross,
Resp. Comando da Academia Policial Militar do Guatupê

APÊNDICE D- TERMO DE COMPROMISSO E RESPONSABILIDADE

TERMO DE COMPROMISSO, DE CONFIDENCIALIDADE DE DADOS E ENVIO DO RELATÓRIO FINAL

Nós, Milton Isack Fadel Neto e Cintia de Lourdes Nahhas Rodacki, pesquisadores responsáveis pelo projeto de pesquisa intitulado “Comportamento mecânico da coluna vertebral e a dor lombar durante a jornada de trabalho de policiais militares motociclistas.” comprometemo-nos a dar início a este estudo somente após apreciação e aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná e registro de aprovado na Plataforma Brasil.

Com relação à coleta de dados da pesquisa, nós pesquisadores, abaixo firmados, asseguramos que o caráter anônimo dos dados coletados nesta será mantido e que suas identidades serão protegidas. Bem como as fichas clínicas, questionários, fichas de avaliação sensorial, e outros documentos não serão identificados pelo nome, mas por um código.

Nós pesquisadores manteremos um registro de inclusão dos participantes de maneira sigilosa, contendo códigos, nomes e endereços para uso próprio. O formulário: **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido** assinado pelos participantes será mantido pelo pesquisador em confiança estrita, junto em um único arquivo.

Asseguramos que os participantes desta pesquisa receberão uma cópia do **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que poderá ser solicitado de volta no caso deste não mais desejar participar da pesquisa.**

Eu, como professora orientadora, declaro que este projeto de pesquisa, sob minha responsabilidade, será desenvolvido pelo(s) aluno Milton Isack Fadel Neto, do curso Pós-Graduação em Educação Física.

Declaro, também, que li e entendi a Resolução 466/2012 (CNS) responsabilizando-me pelo andamento, realização e conclusão deste projeto e comprometendo-me a enviar ao CEP/UTFPR, relatório do projeto em tela quando da sua conclusão, ou a qualquer momento, se o estudo for interrompido.

Curitiba, 19 de outubro de 2020.

Milton Isack Fadel Neto
Mestrando

Cintia de Lourdes Nahhas Rodacki
Orientadora

APÊNDICE E- PARECER DO CEP

UNIVERSIDADE
TECNOLÓGICA FEDERAL DO



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL E A DOR LOMBAR DURANTE A JORNADA DE TRABALHO DE POLICIAIS MILITARES

Pesquisador: MILTON ISACK FADEL NETO

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 33312020.9.0000.5547

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.446.722

Apresentação do Projeto:

De acordo com os pesquisadores:

- **INTRODUÇÃO:** A dor lombar (DL), ou lombalgia, acomete a maior parte da população (CARDOSO et al., 2018), onde a prevalência ao longo da vida varia entre 44,1 e 84,0% (GEORGE et al., 2011). Pesquisas revelam que de 5% a 23% dos pacientes que sofreram inicialmente de dor lombar (DL) aguda ou subaguda desenvolverão sintomas crônicos (dor e desconforto com duração mais de 3-6 meses) (MANEK e MACGREGOR, 2005; AIRAKSINEN et al., 2006; BALAGUE et al., 2012). A lombalgia apresenta custo elevado associados às incapacidades laborais, à perda de produtividade do trabalho e ao tratamento (COVARRUBIASGOMÉS, 2010) onde 85% dos custos associados a ela são direcionados para a dor lombar crônica (DLC) (MAHER, 2004) tais com encargos médicos, sociais e trabalhistas (ANDERSSON, 1999). Nos EUA o valor total relacionado a lombalgia custa em média U\$ 1744,08, sendo que U\$ 1083,71 são referentes a sua incapacidade laboral (PONCE MARTINEZ et al., 2013). Nos EUA, consultas médicas, Raios-X e remédios custam em média U\$ 253,00 por paciente (CROW and WILLIS, 2009), e na França U\$ 101,66 (LAFUMA, FAGNANI and VAUTRAVERSO, 1998). Os custos associados a lombalgia são altos, desta forma, identificar e reduzir os fatores de risco relacionados a DLC, que envolvem encargos médicos, sociais, trabalhistas e invalidez prematura, parece ser uma forma interessante de reduzir gastos na área da saúde (ANDERSSON, 1999; DAGENAIS, CARO E HALDEMAN, 2008; CROW e

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165

Bairro: CENTRO

UF: PR

Telefone: (41)3310-4494

Município: CURITIBA

CEP: 80.230-901

E-mail: coep@utfpr.edu.br

Continuação do Parecer: 4.446.722

o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-UTFPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_1538224.pdf	22/11/2020 11:05:42		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	dissertacao.odt	22/11/2020 11:05:01	MILTON ISACK FADEL NETO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	22/11/2020 11:04:34	MILTON ISACK FADEL NETO	Aceito
Declaração de concordância	termo_de_aceite.pdf	22/11/2020 11:04:09	MILTON ISACK FADEL NETO	Aceito
Declaração de Pesquisadores	termo_de_compromisso_e_confidencialidade.pdf	19/10/2020 17:13:29	MILTON ISACK FADEL NETO	Aceito
Folha de Rosto	Folha_Rosto.pdf	19/10/2020 16:46:50	MILTON ISACK FADEL NETO	Aceito
Outros	EVA.odt	19/10/2020 16:00:50	MILTON ISACK FADEL NETO	Aceito
Outros	instrumento_coleta_de_dados.odt	19/10/2020 15:53:40	MILTON ISACK FADEL NETO	Aceito
Cronograma	cronograma.odt	19/10/2020 15:42:53	MILTON ISACK FADEL NETO	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165
 Bairro: CENTRO CEP: 80.230-901
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3310-4494 E-mail: coep@utfpr.edu.br

UNIVERSIDADE
TECNOLÓGICA FEDERAL DO



Continuação do Parecer: 4.446.722

CURITIBA, 08 de Dezembro de 2020

Assinado por:
Frieda Saicla Barros
(Coordenador(a))

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165
Bairro: CENTRO CEP: 80.230-901
UF: PR Município: CURITIBA
Telefone: (41)3310-4494 E-mail: coep@utfpr.edu.br