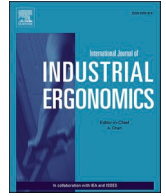


内容列表可在[ScienceDirect](https://www.sciencedirect.com)上找到

## 国际工业工效学杂志

杂志主页: <http://www.elsevier.com/locate/ergon>

## 肌肉疲劳建模。使用较少的最大努力评估来解决疲劳和恢复参数值的问题

Laura A. Frey-Law<sup>a,\*</sup>, Mitchell Schaffer<sup>a</sup>, Frank K. Urban III<sup>b</sup><sup>a</sup> 爱荷华大学, 物理治疗和康复科学系, Rm 1-252 Medical Education Bldg, 500 Newton Rd, Iowa City, IA, 52242-1190, USA<sup>b</sup> 迈阿密的佛罗里达国际大学, 大学公园校区, 电气和计算机工程系, 迈阿密, 佛罗里达州, 33199, 美国

我的朋友们, 你们好吗?

## 关键词:

数学模型 数值方法 肌肉

疲劳 参数识别

最大自愿收缩 (MVC)

## ABSTRACT

一个三室控制器模型 (3CC) 预测了肌肉的疲劳发展。疲劳 (F) 和恢复 (R) 模型参数的确定对模型的准确性至关重要。数值方法可用于确定使用最大自愿收缩 (MVCs) 作为输入的参数值。我们使用20个已发表的间歇性等长收缩的数据集, 测试了使用减少的MVC数据对参数解决方案的影响。这里的工作研究了使用大约一半的MVCs的三种采样变化。平均分配的MVC测量值 (dMVC), 在初始和最终时间之间分割 (sMVC), 以及仅在前一半时间 (fMVC)。此外, 解决的F和R参数被用来为三种假设的任务场景建立疲劳发展模型。在统计上, 模型参数和预测都对使用dMVC的测量数据减少不敏感, 其次是sMVC。然而, 使用fMVC减少经常导致高估的参数值, 并产生明显更大的预测误差。我们的结论是, 在使用较少的MVC时, 只要以捕捉后期疲劳行为的方式进行采样, 参数解决方案是稳健的。

## 1. 简介

肌肉疲劳是许多人群 (从运动员到病人) 发生肌肉骨骼损伤的一个风险因素, 但重新建立模型却具有挑战性。Xia和Frey-Law (2008) 提出了一个简单的基于三区的肌肉疲劳建模方法, 这是由Liu等人 (2002) 开发的先前模型的一个修改版本。该修改包括增加一个反馈控制器, 以允许对亚最大努力进行建模, 以及各区间的单向流率。此后, 它被称为三室控制器 (3CC) 模型 (Frey-Law和Urban, 2019; Looft等人, 2018)。

3CC模型将其三个肌肉区划为活动区 ( $M_A$ )、疲劳区 ( $M_F$ ) 和静止区 ( $M_R$ ), 用微分方程来计算疲劳和恢复率, 分别由两个参数定义。F和R, 分别定义 (Xia和Frey-Law, 2008)。以前的最佳模型参数是根据报告的持续静态收缩的最大耐力时间, 使用全局网格搜索优化策略对各个关节区域进行评估的 (Frey Law和Avin, 2010; Frey-Law等, 2012)。这种使用单一的时间点作为确定模型参数的唯一指标, 只对完全执行的任务有用。

失败。亚最大限度的任务, 特别是那些有间歇性休息的任务, 可以保持相对较长的时间, 使评估失败往往不切实际。对于许多这样的人机工程学和生理学疲劳研究, 间歇性的最大自愿牵引力 (MVCs) 被用来通过产力能力的衰减来跟踪疲劳情况。疲劳模型的参数是通过蒙特卡洛模拟和网格搜索策略来估计的, 以最小化预测和观察肌肉疲劳之间的差异 (Frey-Law等人, 2012)。最近, Frey-Law和Urban (2019年) 重新使用数值分析技术来确定更复杂的疲劳数据集的最佳参数值, 例如那些涉及休息间隔的数据集, 通过峰值扭矩的脱线来评估疲劳发展。这种方法使用基于梯度的迭代优化方法, 根据整个任务中偶尔执行的MVC, 使预测的疲劳和观察到的疲劳之间的差异最小。因此, 使用数值优化来估计疲劳模型参数是一种相对较新的应用, 是一种备受尊敬的数值技术 (Gill等人, 1982; Levenberg, 1944; Marquardt, 1963)。

在评估MVC的过程中, 多长时间或什么时候评估一次的问题?

对疲劳性任务的研究并不充分。虽然最大努力的任务

\* 通讯作者。

电子邮件地址: [laura-freylaw@uiowa.edu](mailto:laura-freylaw@uiowa.edu) (L.A. Frey-Law)。

2020年8月收到；2020年12月28日以修订版形式收到；12月29日接受 2021

242021年2月可在线阅读

0169-8141/© 2021年作者。

由Elsevier B.V.出版。 这是一篇在CC BY-NC-ND许可下的开放存取文章

(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

为了评估亚最大任务期间的疲劳，需要增加MVCs。例如，涉及10-50%最大努力任务的疲劳研究报告，MVC的频率从每30秒到每5分钟不等，总持续时间从5到45分钟不等（Bigland-Ritchie等人，1986；Egana和Green, 2007；Kent-Braun等人2002；Lloyd等人1991；Vollestad等人，1988a, 1997）。虽然任务持续时间可能因耐力时间而变化和/或因可行性原因而受限，但对MVC评估频率的选择提供了最小的理由。

相对于不需要量化疲劳发展的相同任务而言，每次MVC评估都偏离了亚最大目标强度，因此可能会影响疲劳发展。此外，在过去的十年中，有越来越多的证据表明，即使是短暂的持续时间，高力收缩对疲劳发展和组织损伤的潜在风险也有不利影响，因此有必要允许更大的恢复时间（Gallagher和Schalleng, 2017；Gallagher等人，2018；Potvin, 2012）。因此，使用较少的MVCs来监测肌肉力量产生的衰减，将是确定最佳疲劳模型参数的首选。然而，目前还不知道数值得出的模型参数解决方案在多大程度上是稳定的，还是取决于MVC评估的频率或时间。

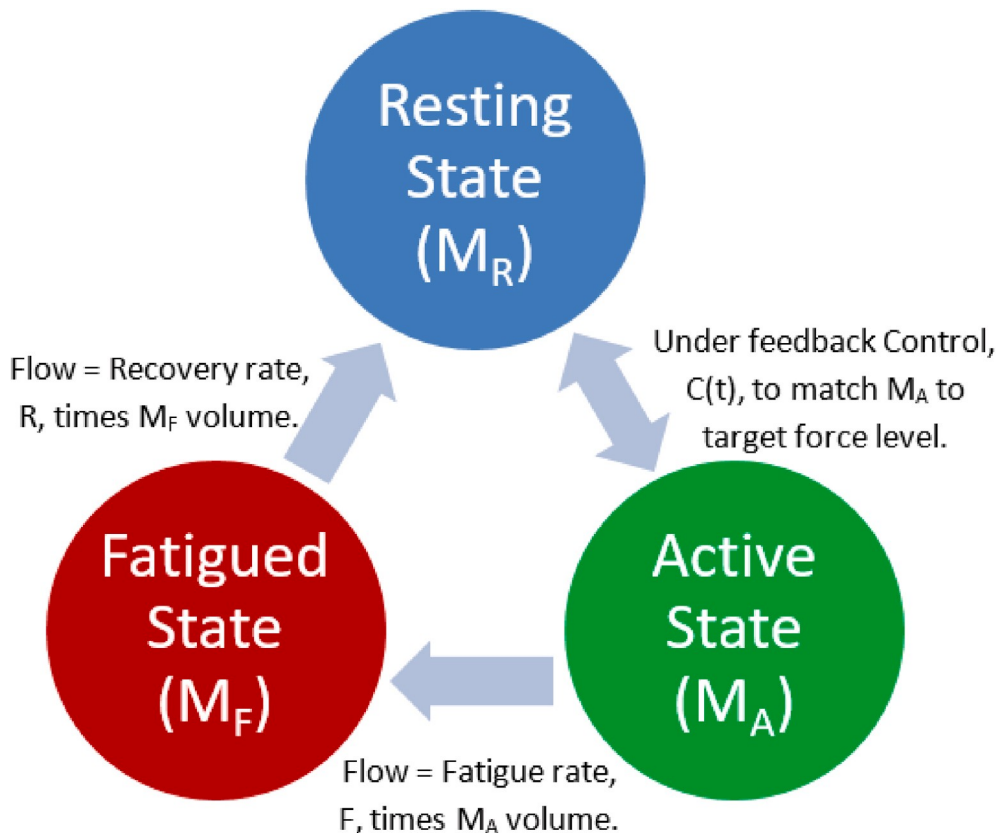
为了解决这个问题，本研究的目的是评估利用以前发表的数据对优化的参数值（F和R）采用多种采样策略，将分析中使用的MVC数据点数量减少一半的效果。这是通过对每个数据集创建三个变体来实现的。每个变体的最佳F和R参数值被识别出来，并与它的非还原的父版本进行比较。我们假设参数值解决方案对选择性地去除MVC很敏感，这取决于采样方法。

## 2. 方法

### 2.1. 模型概述

Xia和Frey-Law（2008）首次提出的3CC模型是基于三室疲劳模型理论（图1）。该理论将所有的肌肉运动单元归入三个区间之一：活动（ $M_A$ ）、疲劳（ $M_F$ ）或休息（ $M_R$ ）。因此，每个区间的运动单元的百分比之和等于100%。虽然该模型在其他地方有更详细的解释（Xia and Frey-Law, 2008; Frey-Law et al., 2012），但这里提供一个简短的总结。

在活动期间，运动单元从静止区被移入激活区，其速度由反馈控制器 $C(t)$ 控制，以配合目标负荷 $TL$ 。如果激活的单元超过某一目标负荷的需要，该控制器也允许运动单元的反向移动（从 $M_A$ 区到 $M_R$ 区）。 $C(t)$ 是根据激活量（最大%）和设定的目标负荷（%MVC）之间的比较来确定的（公式（1a）-1c）。控制器的变化率由两个控制器参数（ $L_D$ 和 $L_R$ ）定义，以确保良好的反馈行为（没有系统不稳定性）。 $L_D$ 定义了力量发展的反馈率（即限制肌肉激活率）， $L_R$ 定义了肌肉放松的反馈率。Xia和Frey-Law（2008）确定，模型预测对 $L_D$ 和 $L_R$ 参数的变化不敏感（例如，数值在10和100之间），因此这些因素的数值在确定参数F和R时基本上是不重要的。这可以理解为是由于它们在模型中的作用，即描述反馈控制器对 $M_A$ 和 $TL$ 之间不匹配的反应速度（几分之一秒），这比疲劳发展的时间过程（几秒到几分钟）要快很多。因此，只要 $L_D$ 和 $L_R$ 在试验之间保持不变，它们对预测疲劳指标的影响就很小。在这些分析中， $L_D$ 和 $L_R$ 都被设定为10。



图：三室控制器（3CC）数学疲劳模型的示意图1.，由公式（1）-（4）定义[修改自Xia和Frey-Law（2008）]。

$$C(t) = LD * (TL MA) \text{ If } MA < TL \text{ and } MR > (TL MA) \quad (1a) \quad C(t) = LD * MR$$
$$\text{If } MA < TL \text{ and } MR < (TL MA) \quad (1b)$$

$$C(t) = LR * (TL MA) \text{ If } MA > TL \quad (1c)$$

疲劳参数F控制运动单位在激活区间和疲劳区间（M<sub>A</sub>到M<sub>F</sub>）之间转移的速度，相对于M<sub>A</sub>的体积（见公式（3）和（4））。相对于疲劳肌肉的体积，单位在疲劳区间向静止区间（M<sub>F</sub>到M<sub>R</sub>）转移的速度由恢复参数R（见公式（2）和（4））控制。因此，使用线性参数的结果是各区间的非线性“流速”。此外，F和R参数之间的比率越大，疲劳积累的速度就越快（Xia和Frey-Law，2008）。

$$dM_R/dt = -C(t) + R * M_F \quad (2)$$

$$dM_A/dt = C(t) - F * M_A \quad (3)$$

$$dM_F/dt = F * M_A - R * M_F \quad (4)$$

2.2. 参数识别

F和R参数的确定是针对一组数据，使用数值分析，利用迭代来最适合模型和测量数据，使用自定义的Matlab可执行文件（Mathworks, Natick, MA）。这种方法试图使衰减的MVCs（MVC试验期间的M）的模型估计值与观察到的MVCs之间的残差最小。这是用Levenberg-Marquardt算法完成的，该算法通常用于寻找非线性模型的最佳拟合方案，如这里看到的疲劳过程的非线性衰减。

2.3. 疲劳研究的纳入和排除

从先前描述的较大的间歇性等长疲劳任务数据库中选择了17项研究，并用于评估修改后的3CC-r模型（Looft等人，2018）。关于用于获得原始63个数据集的搜索策略和标准的更多细节，请参考（Looft等人，2018）。简而言之，研究需要涉及到围绕着“3CC-r”模型的肌肉的等长收缩。

表 1  
最初纳入分析的间歇性疲劳数据集，按联合区域划分。

数据		集	JointAuthor,Date	[Ref#]SubjectpoolaTask	ProtocolExtracteddata			
					强度（%MVC）	占空比(%)	# MVCs	最大ET（分钟）
1	踝关节	Bigland-Ritchie et al, 1986	Bigland-Ritchie等人 (1986)	10淘宝网	50	60	8	40
2		Birtleset al, 2002	Birtleset al. (2002)	22淘宝网	100	50	20	20
3		Birtles等人. 2003	Birtles等人 (2003)	10淘宝网	100	50	17	20
4		Chung等人. 2007	Chung等人(2007)	12M	100	50	12	5.6
5		Egana和Green. 2007	Egana和Green (2007)	7M	30	33	20	20
6		Egana和Green. 2007	Egana和Green (2007)	7M	40	33	20	20
7		Egana和Green. 2007	Egana和Green (2007)	7M	50	33	8	8
8		Kent-Braun等人. 2002	Kent-Braun等人 (2002)	20淘宝网	10	40	8	16
9	肘部	Jubeau et al, 2012	Jubeau等人(2012)	12M	100	21	11	15.6
10		Lloyd等人. 1991	Lloyd等人 (1991)	13M	30	60	9	45
11		Muthalib等人. 2010	Muthalib等人(2010)	10M	100	21	11	15.6
12	膝关节	Armatas et al, 2010	Armatas等人(2010)	13M	100	50	8	6
13		Bigland-Ritchie et al, 1986	Bigland-Ritchie等人 (1986)	6这是对。	50	60	11	5
14		伯恩利. 2009	伯恩利 (2009)	8M	100	60	11	5
15		卡拉汉和肯特-布劳恩. 2011	Callahan和Kent-Braun (2011)	11淘宝网	100	50	8	3.6
16	握紧	Vollestad等人, 1988a, b	Vollestad等人 (1988b) 。	13淘宝网	30	60	8	40
17		Vollestad等人. 1997	Vollestad等人 (1997)	7淘宝网	30	60	9	40
18		Benwell等人, 2006a, b.	Benwell等人 (2006a) 。	15淘宝网	100	70	11	10
19		Benwell等人, 2006b	Benwell等人 (2006b) 。	15淘宝网	100	70	11	10
20		纽汉姆和卡迪. 1990	Newham和Cady (1990)	6淘宝网	100	50	11	10

单个关节区域，强度相对于最大强度（%MVC）进行评估，并与规定的休息间隔交替进行（即工作：休息的工作周期）。在目前的研究中，采用了一个额外的纳入标准：至少需要七个MVC数据点。因此，在目前的调查中，总共有来自17个出版物的20个数据集被纳入（见表1）。

从每项研究中提取具体的数据，以便对其内容进行最佳的总结。如表1“# MVCs”栏所示，提取了多个时间点的平均MVCs；数字和图形数据被用于提取。每个数据集的MVCs是报告的受试者群体的平均数。其他提取的数据包括：受试者的最大、最小和平均年龄；性别；测试的关节；运动方向；旋转角度；工作周期（DC）；目标强度（%MVC）；和耐力时间（ET）。任务强度从10%到100%MVC不等，DC从21%到70%不等，总任务时间从4到45分钟。数据集涉及踝关节（n 8）、肘关节（n 3）、手/握力（n 3）或膝关节（n 6）周围的肌肉群。数据被输入一个标准化的Excel模板，专门用于Matlab可执行文件。每个Excel文件都包含一系列的标题行，其中包含上述提取的研究条件。间歇性任务数据以三列形式输入，包含：1）每个间歇性任务条件的开始时间（如收缩和休息周期的开始时间），2）相应的任务强度（如疲劳性对抗周期的目标%MVC，休息周期的0%MVC，以及测试对抗的100%MVC），以及3）峰值扭矩的下降（%MVC）数据点，对应选择100%MVC测试收缩，用于数值优化。并非所有的100%MVC收缩都包含一个第三列中的峰值扭矩值（见下面的数据变化）。从而限制了哪些测试收缩被用于新的合并分析。

2.4. 数据变化

为了研究在估计疲劳模型参数时使用减少的MVC数量的效果，我们任意选择了50%的减少，以努力评估合理的大幅减少，同时保留大量的MVC评估。每个原始的Excel数据集被复制和编辑了三次，以系统地只包括大约一半的原始MVC测试收缩（和相应的扭矩下降）数据。这些方法被确定为：1）分布式MVCs（dMVC），其中大约每一个



2) 分割的MVCs (sMVC)，只使用开始和结束的MVCs，以及3) 第一MVCs (fMVC)，只使用前一半的数据 (详见下文，图2A是一个例子)。因此，Excel文件包含相同数量的行，代表基本的疲劳任务 (即，每一行代表一个 "开" 或 "关" 的任务间隔)。这包括所有偶尔发生的100%的MVC努力，这样，每个条件下的模型任务保持不变。然而，一个单独的列包含了优化过程中使用的观察到的扭矩下降值。这些被编辑以反映上述3个条件，其中观察到的值只保留了大约一半的MVC努力。总的来说，有原始20的 "所有MVC" 数据集，加上另外创建的60个减少的数据变化 (每个数据集有3种减少方法)，总共有80个版本用于参数识别。

方法1--分布式MVC (dMVC)：交替进行MVC观察在整个数据集中被删除，以评估MVC评估的频率如何影响参数识别。在方法中，初始和最终的MVC数据点是不变的，如果1.交替的模式

会导致最后一个数据点的省略，那么就省略了倒数第二个数据点。

方法2--分割MVC (sMVC)：从每个数据集中删除中间的MVC观测值。原始数据点的一半被保留下来，并在数据集的开头和结尾处分割。如果MVC观测值不能从数据集的开头和结尾均匀地保留下来 (例如，剩余MVC的奇数)，那么额外的数据点就被保留在数据的开头一半。例如，如果一组数据最初有十个MVC，那么前三个和最后两个MVC将被保留，而中间的五個将被省略。这样做是为了评估只使用最初和最后的数据点的参数识别。

方法3--第一次MVC (fMVC)：只保留MVC的前半部分；MVC的后半部分观察到的数据点被删除，以评估最后的疲劳行为对参数识别有多重要。在这种方法中，相当于可用数据一半的数据点被保留在开始时，其余的数据点被从数据集中编辑出来。例如，如果在某项任务中报告了10个MVC数据点

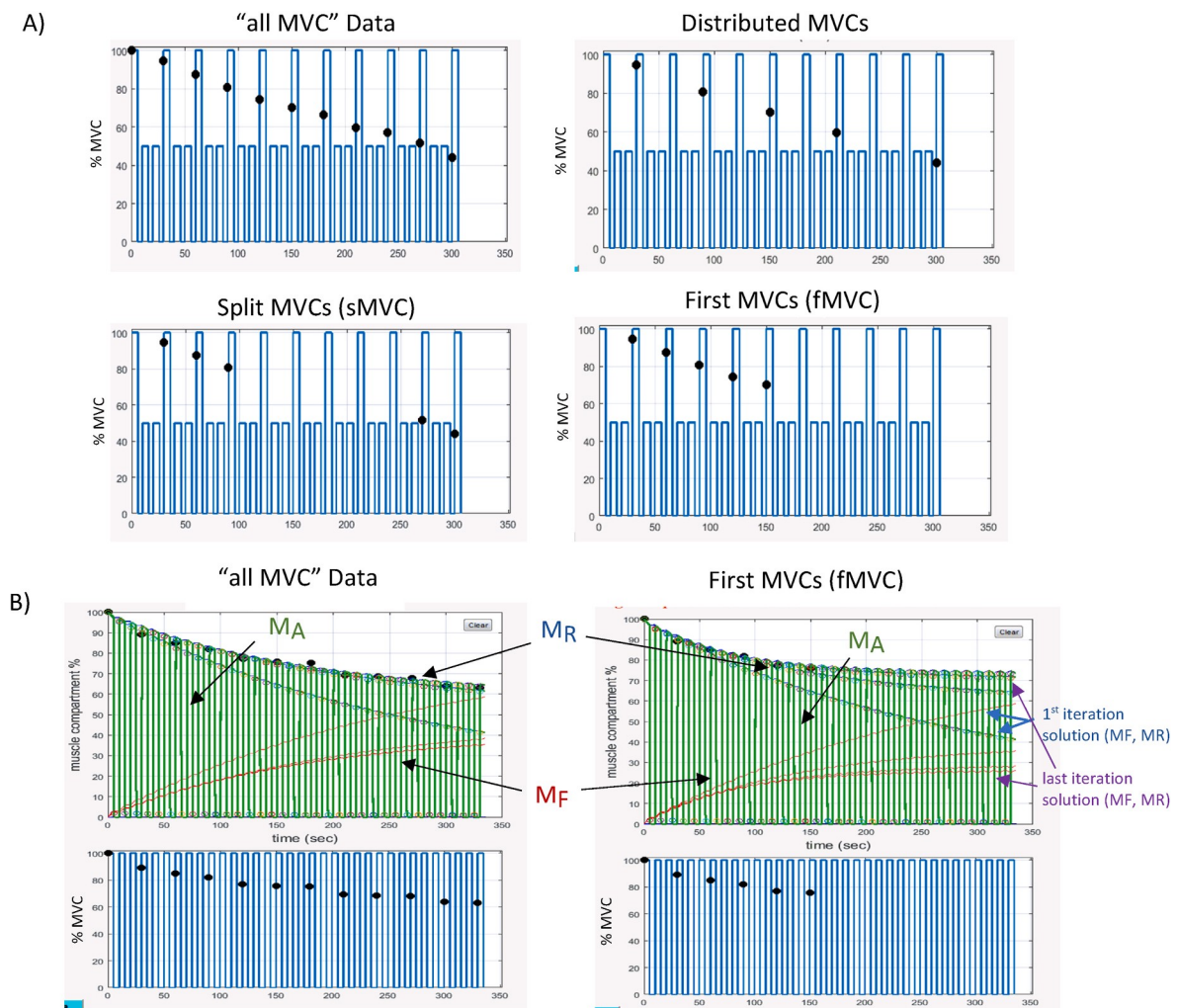


图2.A) 亚最大限度 (50%的MVC : 60%的占空比, DC) 疲劳方案的一个例子，来自 (Bigland-Ritchie等人, 1986)。蓝线代表疲劳任务；黑点表示用于数字分析以估计F和R值的MVC值。请注意，即使黑点 "缺失"，模型仍将原始的MVCs作为疲劳任务的一部分。B) 使用原始的 "所有MVC" 和 "第一个MVC" 减少变化的 (Chung等人, 2007) 数据集的输出优化解决方案迭代的两个例子。每个例子的上半部分显示了每次迭代后使用优化的F和R值时每个肌肉区块的相对比例 (%)。每个例子的下半部分显示了预定的任务强度和DC，黑点再次表明哪些数据点被用于数值优化 (这里显示的是100%的努力任务)。在上图中，绿线代表活跃的肌肉 ( $M_A$ )，试图与下图中的疲劳任务相匹配；蓝色的衰减线代表休息的肌肉 ( $M_R$ )；而红色代表疲劳的肌肉 ( $M_F$ )。注意显示的多条红蓝线代表经过多次迭代后收敛的解决方案。还要注意的，只使用第一个MVCs时，建模的疲劳停滞在一个较高的水平，而在整个任务中使用两倍的MVCs时，"所有MVCs"。(关于本图例中对颜色的引用的解释，请读者参考本文的网络版本)。



那么最后五个观测值将从这个版本的数据集中删除，以便进行参数识别。

2.5. 优化协议

每个数据集都通过优化程序运行，以确定其代表的最佳F和R值。原始的 "所有MVC "数据集作为基线值，从中可以比较减少的数据样本的F和R值。使用先前描述的Levenberg-Marquardt数值技术为每个原始 "所有MVC "数据集确定最佳F和R值 (Frey-Law和Urban, 2019)。然后以同样的方式处理三个减少的变化，以确定dMVC、sMVC和fMVC的最佳F和R值。包括完整数据集的解决方案，这导致每个数据集有四组F和R值，然后进行统计比较（见下文2.7分析）。还计算了每种方法的F：R比值。

2.6. 模型预测的比较

除了直接比较F和R值外，我们还评估了这些不同的参数值对模型预测的影响。为此，我们使用为每个数据集确定的四个计算的F和R对，为三种不同的假设情况（表2）建立了疲劳发展模型。在大约25分钟内，以30秒的间隔提取预测的峰值扭矩值。模型误差被计算为使用从减少的变化中确定的F和R参数预测的%MVC相对于使用原始 "所有MVC "数据的F和R参数解决方案预测的%MVC的差异。由于疲劳通常是因人而异的，模型的误差往往随时间的推移而增加，而且对于休息间隔较少的高强度任务来说，疲劳程度更高，因此我们通过估计的疲劳方差对这些误差进行标准化，如下面公式（5）和（6）所述。为了做到这一点，我们使用平均变异系数（CV标准差/平均值）来估计正常的疲劳变异，这些变异系数是由原始数据集中报告的%MVC平均值和标准差（SD）计算出来的（20个数据集中只有15个报告了SD）。我们对所有可用的数据集的CV进行了平均，以获得对疲劳CV的单一估计。然后用它来估计模型预测的SD（见公式（5））。通过将预测的MVCs（减少的减去原来的）之间的差异除以这些估计的SDs，计算出每个减少变化（第一、分布、分裂）的标准化误差Z-cores（见公式（6））。SD。每种情况下的min25间隔内的平均误差z-score对每一种还原方法（dMVC、sMVC和fMVC）提取的数据进行了统计分析。

SDPRED = 平均CV \* MVC(ORIGt) (5)

误差z分数 (t, m, c) = (MVCm (t) -MVCORIG (t) ) 。 / SDPRED (6)

其中：t = 以s为单位30的时间间隔

- m = 方法（dMVC、sMVC或fMVC）。
- c = 条件（MVC:DC：25:75；50:50，或75:25）
- MVC = 预测MVC（=100%努力A时的M）
- ORIG = 使用F和R对 "所有MVC "数据集进行的模型估计

表 2  
用来模拟疲劳发展的三种假设情况。

情景任务强度MVC	(%)占空比(%)	125
	75	
		25050
		37525

注：MVC=最大自愿收缩。

2.7. 分析报告

我们使用单向重复方差分析 (RM ANOVA) 测试四组F和R参数值及其比率 (F/R) 之间的显著差异。使用Kolmogorov-Smirnov检验对正态分布假设进行检验, 当有意义时, 在统计分析之前使用平方根转换对数据进行转换。然而, 为了便于解释, 在图和表中显示了原始的、未转化的数值。数据变化 (原始 "所有MVC"、dMVC、sMVC和fMVC) 被认为是重复的, 因为不同的F和R模型参数都来自同一基础数据集。我们根据需要应用Huynh-Feldt校正非球形, 并酌情评估了事后配对比较 (SPSS v25, IBM)。缩小的数据集和完整的数据集之间参数值差异的标准化效应大小被计算为Cohen's d平均差异/平均差异的标准偏差。此外, 还为每个缩小的数据集与完整的数据集绘制了布兰德-奥特曼图, 以提供参数偏差和协议极限的直观估计 (Martin Bland and Altman,1986)。

为了比较三种减少的方法对后续的影响在考虑到任务条件 (3种情况) 和减少变化 (dMVC、sMVC和fMVC) 的情况下, 我们使用双向RM方差分析来测试标准化的%MVC误差 (平均z-cores) 的差异。如上所述, 进行了后续测试, 以评估不同方法之间的成对差异。所有分析的统计学意义被预先设定为p 0.05, 如果考虑到其他α水平, 则在文本中报告p值。

3. 结果

图2提供了一个使用优化的F和R参数对全部数据集和减少的fMVC数据集进行疲劳任务建模的迭代解决方案的例子。虽然计算操作收敛, 以确定所有20个数据集的原始 "所有MVC "和减少的MVC变化的F和R值, 但有一个数据集始终导致所有四个变化的不现实的负恢复, R值, 尽管有合理的疲劳估计 (图2B)。因为这在生理上是不现实的 (即负的F/R比率; 疲劳的肌肉永远不会恢复; 肌肉会直接从静止状态 "流 "到疲劳状态而不被激活), 我们在其余的统计分析中排除了这一涉及膝盖的数据集 (Biglan- d-Ritchie等人, 1986)。因此, 只有来自出版物17的数据19集被用来获得以下结果。

3.1. 计算的参数值的比较

疲劳度, F, 参数值在四种取样变化中不同, 一种是原始的, 三种是减少的, (P=0.031)。事后检验显示, 只有两种减少方法, fMVC (Cohen's d = 0.60) 和sMVC (Cohen's d = 0.58), 导致F值明显大于原始的 "所有MVC "数据集 (p和0.027分别0.029。

图3A)。而dMVC减少的变异产生的F值与原始的 "所有MVC "数据集没有明显差异 (Cohen's d 0.41 ; p 0.059)。恢复, R, 参数值在数据变化之间也有明显差异 (p 0.044)。然而, 只有fMVC的减少方法导致了明显更高的R

与原始 "所有MVC "数据相比, R值 (Cohen's d = 0.63) (图3B, p = 0.031)。dMVC和sMVC的变化导致的R值与原始的 "所有MVC "数据集没有显著差异

(Cohen's d 0.44, p 0.053 and Cohen's d 0.32, p 0.18, respectively); 然而, dMVC减少的数据集几乎导致F和R参数的意义。因此, 与使用完整的、原始的 "所有MVC "数据相比, 只使用可用的%MVC数据的前一半 (fMVC变化) 产生了F和R参数值的最大偏差 (图3)。这一点被

以下数据所证实



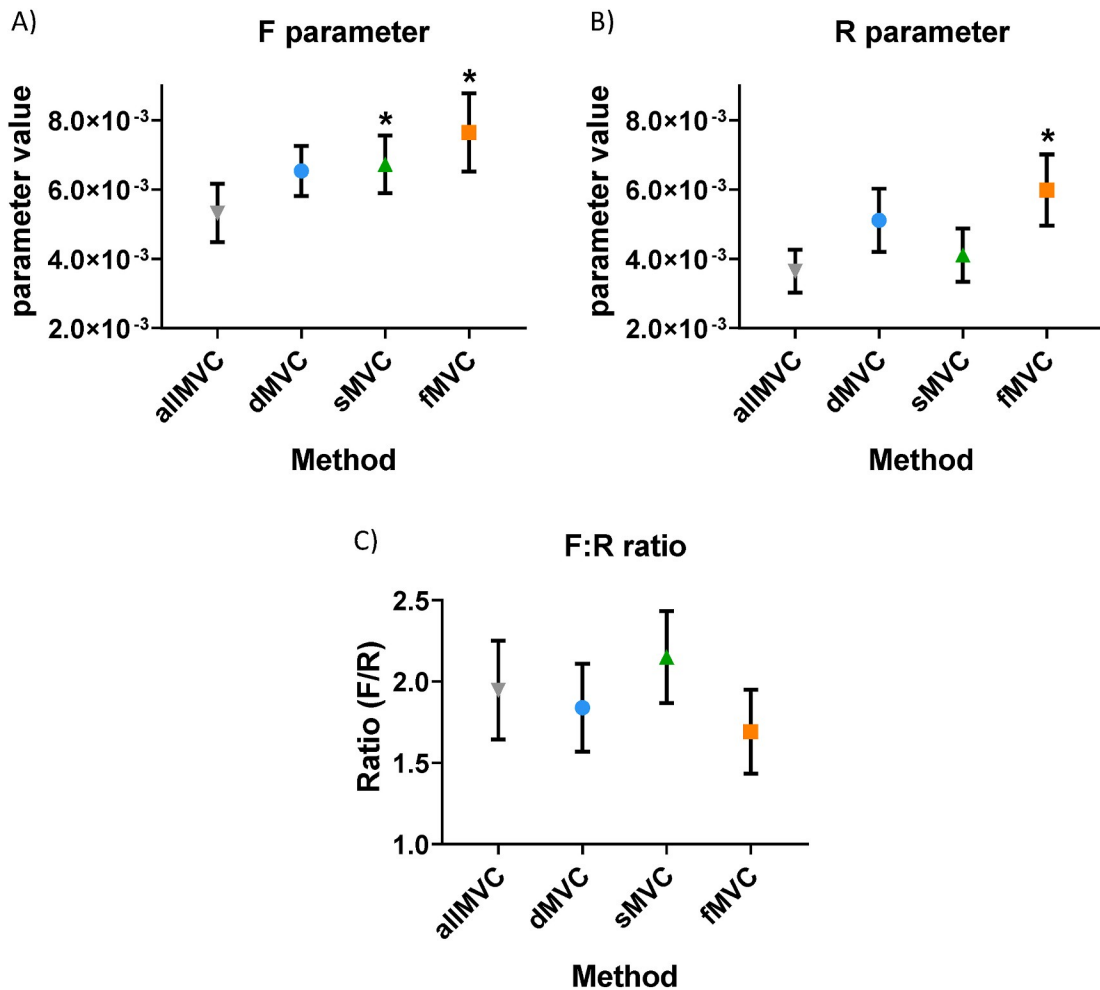


图3.A) F参数；B) R参数；和C) F与R比率的方法之间的平均 (SEM) 比较。显著性用星号表示 (\*,  $P < 0.05$ )，表示与 "所有MVC "数据结果明显不同的减少变化。请注意，分布式dMVC数据与原始的 "所有MVC "数据结果最为一致，而fMVC方法在F和R值方面产生的差异最大。F:R比值都没有显著差异 ( $P > 0.05$ )。

Bland-Altman图 (图4) 显示，与其他两个简化数据集相比，fMVC简化数据集的F和R参数差异的最大偏差和95%置信区间。

然而，F:R比率在四种变化之间没有明显差异 ( $P = 0.36$ )。平均F:R比值范围为 (1.69fMVC) 至 2.15(sMVC)，与原始数据集的参数比值平均化 (1.95见图3c)。

### 3.2. 对疲劳预测的影响

图中显示了三种疲劳情况下疲劳发展预测的三个不同例子。5每个面板显示了使用针对每个数据变化计算的四个参数解决方案预测的峰值扭矩产生的衰减情况 (MVC百分比与时间)。该图显示了不同情况下预测误差的变化。

疲劳预测的标准化误差在减少变化之间有明显差异 ( $P = 0.034$ )。相对于使用从dMVC或sMVC变化中获得的参数，从fMVC方法中获得的参数值产生了最大的疲劳发展模型误差 (见图6A)。然而，误差的大小在三种情况下也是不同的 ( $P = 0.001$ )。平均 (SD) 误差最低 (Z-score 00.68.82) 是在休息间隔最短的最高强度任务 (75%MVC, 25%DC) 中观察到的，而最高误差是在50%MVC, 50%DC中观察到的。任务 (z-score =  $\pm 1.280 .139$ )。请注意，图中所示的数据是6

不同情况下的平均数。除了图6A中的汇总统计外，图6B中还提供了每个数据集的结果，以显示可能发生的变化。每个彩色的矩形代表了三种情况下预测扭矩下降的平均差异。每一行对应于一个不同的数据集，三列对应于三种不同的MVC数据还原方法。在大多数情况下在在某些情况下，使用从原始 "所有MVC "数据和dMVC或sMVC获得的参数值有很好的 consistency ( $< 1SD$  误差)。变化。然而，使用从fMVC变异中获得的参数值的预测结果经常比其他两个减少的变异要差，即标准化误差较大。对于两个数据集，Armatas等人，和Kent-Braun2010等人，2002使用fMVC的F和R值的结果相对于原始的 "所有MVC "参数值，一致性特别差 (误差 $> 5SD$ ) (图6B)。

## 4. 讨论

### 4.1. 主要结论

本研究的主要发现是，疲劳模型参数值解决方案可以在减少50%的MVC数据的情况下实现，而且对准确性的影响最小，即在三个减少的数据集中，有两个数据集评估的z分数小于1，超过了70%。然而，MVC评估的时间比绝对数量更关键。这一结果是通过使用代表四种肌肉的数据



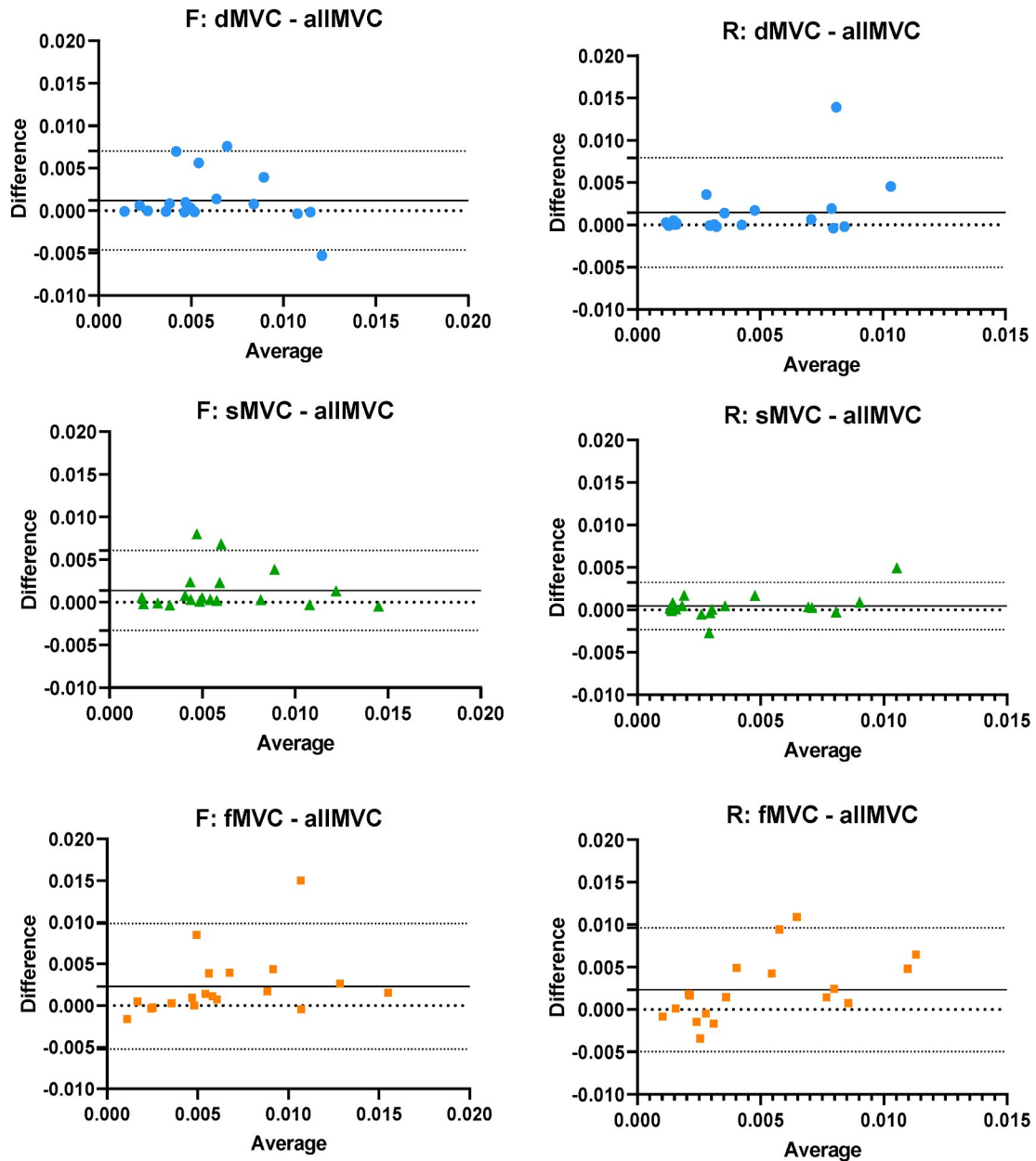


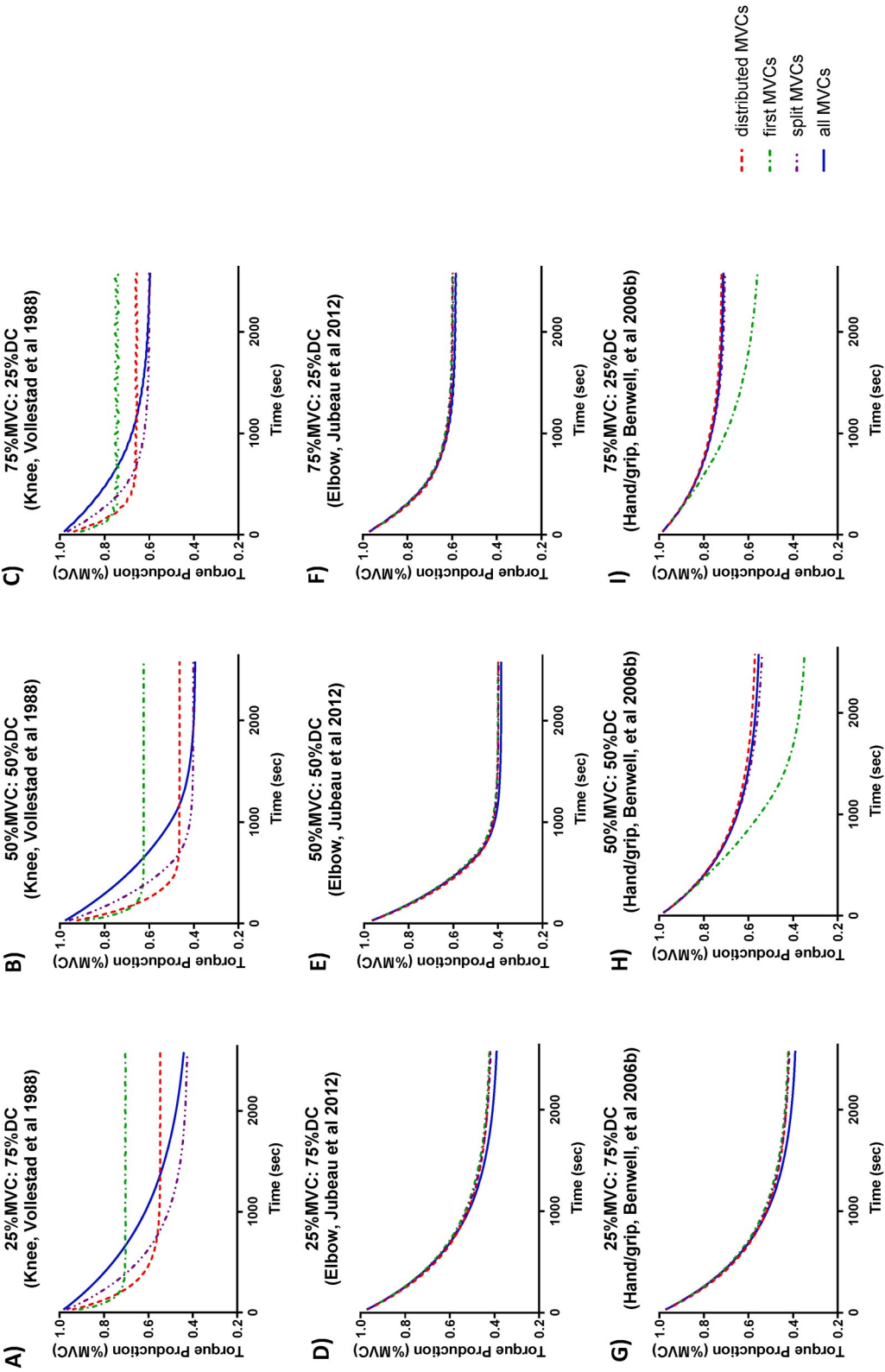
图4.缩小的数据集和完整的数据集之间观察到的F（左栏）和R（右栏）参数的差异的Bland-Altman图。水平实线表示平均偏差；浅色虚线表示差异的95%置信区间。零线（无差异）用黑色虚线表示。

在解剖学关节区域，使用了多种不同的实验方案。这种广泛的一致表明，对其他肌肉群和协议有潜在的良好概括能力。

#### 4.2. 准确度取决于方法

虽然本研究没有预先定义准确性，部分原因是缺乏先前的研究来形成一个初步的基础，但对疲劳发展误差的估计有助于提供一种手段来解释观察到的F和R值的差异。根据统计和图形分析，最好的减少抽样方法是分布式方法，简单地选择每一个其他的MVC评估（dMVC），紧随其后的是分割式方法，其中MVC集中在早期和后期的时间点（sMVC）。虽然在较短的时间内评估疲劳需要较少的经验-心理负担，但只使用每个协议的前半部分的MVC（fMVC）相对较少。

准确。使用fMVC方法的F和R参数值都有被高估的趋势，导致在估计假设任务的疲劳度时出现更大的后续预测误差。然而，我们的研究结果表明，对于监测疲劳时间较长的研究（如20-40分钟（Vollestad等人，1997；Birtles等人，2002；Birtles等人，2003；Vollestad等人，1988b）），这种方法问题较少。总的来说，这些发现表明，只捕捉早期的、更快速的扭矩衰减阶段，不足以准确确定疲劳模型参数；需要一些来自后期的、较慢的力的衰减的数据。在考虑实验设计和分析时，这些发现很重要，因为它表明太短的实验可能导致参数估计不足，从而导致不准确的建模。虽然对于100%努力的疲劳任务来说，MVC评估的频率可能不会减少，但减少亚最大任务的MVC可能是重要的，原因有二。首先，通过MVCs监测疲劳的行为本身就可能影响到



为了5.说明问题，我们展示了在使用3CC模型时对疲劳发展的预测（即MVC扭矩下降%）。图中显示了使用3CC模型时的疲劳发展预测（即MVC扭矩下降的百分比），该模型采用了从最初的全套MVC（“所有MVC”蓝色实线）中选择四对F和R值，以及数据减少的方法3：dMVC--数据的分布式损失（红色虚线）；fMVC--只保留MVC数据的前一半（绿色虚线）；以及sMVC，保留的MVC分为最初和最后的MVC（紫色虚线）。面板9代表从数据3集（每行一个）和假设3的任务场景（每行一个）中获得的参数解决方案。请注意，虽然失去了疲劳数据的后半部分（fMVC）往往导致对扭矩下降的预测不足（如面板A-C），在某些情况下（如面板H，I），出现了对疲劳的过度预测。在某些情况下，所有的方法都与原始的“所有MVC”数据产生了很好的匹配（面板D-E）。（关于本图例中对颜色的解释，请读者参阅本文的网络版）。

疲劳的发展，因此更少的评估将是首选。其次，根据Gallagher和Schall（2017）提出的疲劳失败模型，较少的最大努力可能会减少受伤的风险，并且与基于人体工程学应用的最大可接受努力（MAE）方程式的建议

累积恢复量一致（Gibson等人，2017）。

#### 4.3. 与以往工作的比较

我们不知道有任何先前的研究调查了确定疲劳模型参数的最佳条件，这些结果可以直接与之比较。然而，考虑到先前研究的结果，我们的结果可以进一步解释。疲劳 (F) 和恢复 (R)

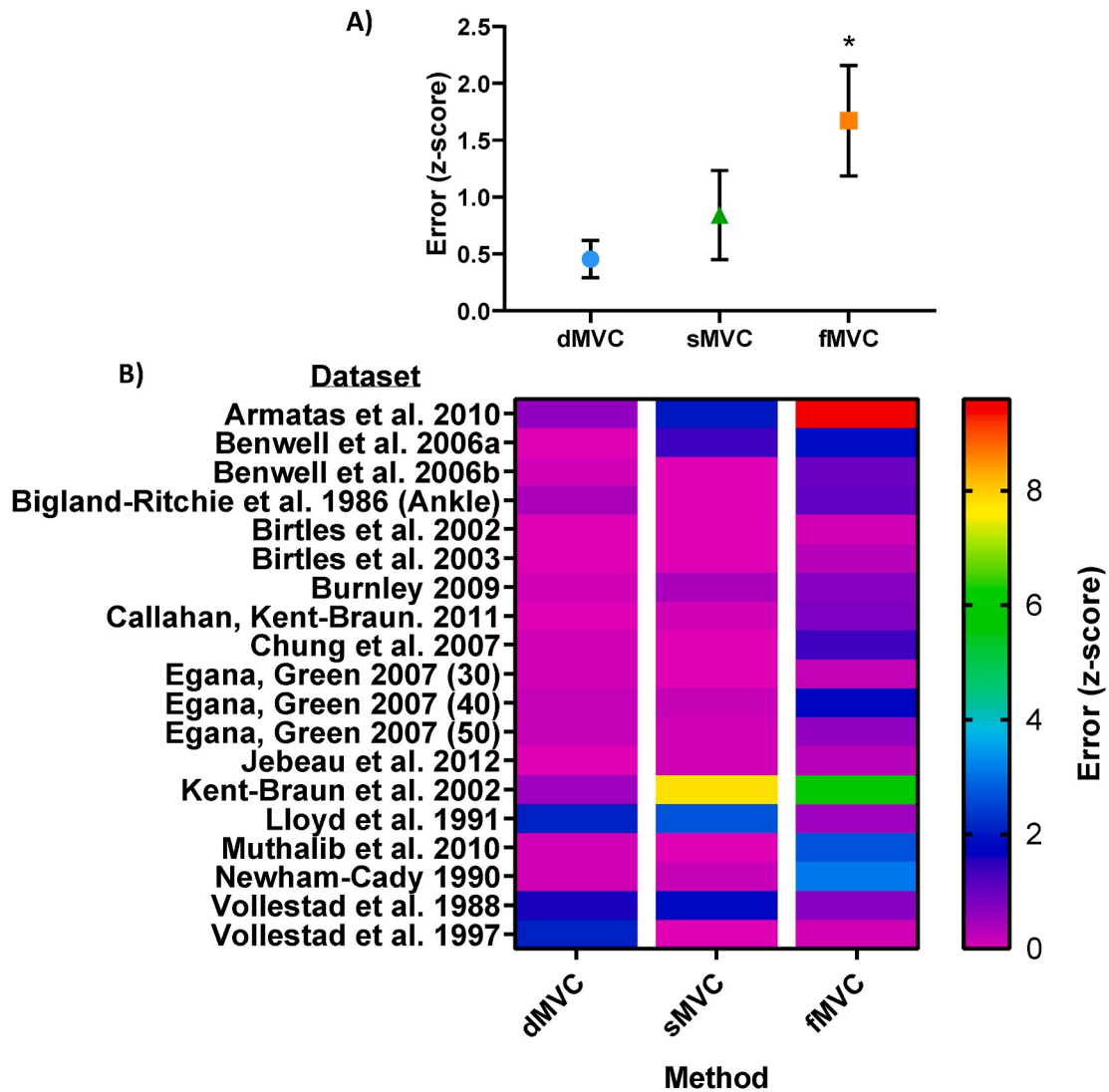


图6.相对于使用 "所有MVC" 数据点拟合的F和R值的预测, 使用三个版本的减少MVC数据分布得到的模型F和R参数值的标准化平均差异 (z-cores)。面板A) 显示了跨数据集和假设任务条件的平均 (SEM) z-cores; B) 每个数据集跨假设条件的平均z-cores以显示观察到的变化。注: dMVC=分布式MVCs; sMVC=分割的MVCs, 去掉中间的数据; fMVC=只有第一个MVCs。假设3的任务条件是。25%mvc:75%dc; 50%mvc:50%。DC; 以及75%MVC, 25%DC。z<1的误差在正常观察的疲劳变化范围内 (即1SD)。总的来说, 在19个数据集中, dMVC和sMVC表现出最低的z-core误差。使用fMVC方法的z-scores>1的数量最多, 误差幅度也最大, 但在不同的数据集上有一定的差异。

参数值落在以前研究报告的持续和间歇性肌肉疲劳的范围内。在目前的研究中, 我们使用了原始的3CC模型, 其中恢复参数R在 "开" 和 "关" 肌肉激活间隔中都是常数。在目前的研究中, 恢复率比以前使用持续等长收缩重新移植的要高 (Frey-Law等人, 2012)。鉴于疲劳的肌肉在休息时比在持续收缩时能更快地恢复, 这并不意外。在一个修订的模型中, 3CC-r, 恢复率在休息间隔期间乘以一个常数 (Looft等人, 2018; Looft和Frey-Law, 2020)。这可能与生理上观察到的肌肉收缩后发生的肌肉血流增强相对应 (Humphreys和Lind, 1963; Wigmore等人, 2004)。为此, 3CC-r模型中的F:R比值从主动收缩时的10到休息间歇时的小于1不等 (Looft等人, 2018)。目前研究中观察到的疲劳到恢复的比率在这些数值之内 (Looft等人, 2018), 表明目前的工作是在这两个F:R比率之间取平均值。这证实了先前的工作和本文之间的一般一致性。

#### 4.4. 疲劳研究的设计

在设计未来的疲劳研究时, 应该考虑这个建模研究的结果。例如, 亚最大强度的疲劳研究可能会受益于保持较低的低MVC采集频率, 以尽量减少MVC评估的混杂影响, 但又能对疲劳进行长期的监测。也就是说, 增加MVC会对亚最大强度的任务产生固有的影响, 但这是评估力随时间下降的最直接手段。我们的结果表明, 当旨在收集MVC数据以优化模型参数时, MVC应该在整個或至少在疲劳任务的开始和结束期间偶尔评估。此外, 这些研究结果表明, 在可能的情况下, 评估疲劳的时间越长越好, 即使频率较低也是如此。



#### 4.5. 应用

这些信息将应用于娱乐或工作场所的疲劳建模和伤害预防。越来越多的人认识到疲劳是肌肉骨骼疾病的潜在风险因素 (Tam 等人, 2017)。疲劳可能涉及多种潜在机制, 可能导致病理, 包括组织衰竭 (Gallagher 和 Schalleng, 2017)。这可能包括它与其他已知的过度使用伤害的人机工程学风险因素有关: 重复性动作、用力劳作和静态负载, 这些都可能造成疲劳。这些再研究结果在在实验性疲劳研究中减少一半的 MVC 提供了支持, 如果时间安排得当, 最终可能会减少高力收缩对实验本身的后续影响和参与者受伤的风险 (Gallagher 和 Schalleng, 2017; Gallagher 等人, 2018; Gibson 等人, 2017)。疲劳建模的价值在于, 在功能、娱乐或工作活动中收集客观的力的下降数据是具有挑战性的。因此, 数学疲劳模型的发展, 以及参数识别的最佳方法, 对于推动这一领域的发展, 准确预测未来应用的疲劳发展是必要的。

#### 4.6. 研究的局限性

这项建模研究的设计范围有限。我们没有实际测试减少 MVCs 对实验疲劳发展的影响, 而是评估了较少的对比数据点对参数解决方案的数值影响。由于在目前的分析中使用了以前报道的数据集, 我们无法控制最初测试的 MVC 的时间或数量。测试时间从 3.6 到 40 分钟不等, 取决于任务强度, 从原始数据集中提取了 8-20 个 MVCs。尽管有这些限制, 使用多个不同的数据集的好处是, 它们包含了使用肌肉群和关节区域的更广泛的实验条件, 以及来自不同实验室的协议, 而不是由任何一个调查者来实现。这提供了较少的偏见风险, 因为在使用单一的实验方案时会发生, 并可能提供更大的通用性。然而, 这里的结果可能不会扩展到所有的疲劳测定方案, 如那些在单独一天或仅在疲劳任务结束时评估基线 MVC 的方案。

#### 4.7. 未来的工作

利用现有的数据集, 我们可以探索在不损失精度的情况下, 从解决过程中进一步减少 MVC 的数量的可能性。例如, 目前还不清楚是否需要一个绝对的最小 MVCs 数量。虽然我们表明减少 50% 的 MVCs 对于疲劳模型的参数估计可能是可以接受的, 但这些涉及到 4 到 10 个数据点。因此, 未来的工作可以研究单一数量的 MVC 是否足以满足所有的数据集。

在研究了从参数求解过程中去除 MVC 的效果后, 我们还可以研究从实验方案中去除 MVC 的效果。事实上, 从疲劳方案中去除 MVCs 有潜在的后果, 可能会进一步改变疲劳模型参数估计。虽然已发表的研究数量可能是一个限制因素, 但未来可能需要进行荟萃分析, 通过比较利用不同疲劳 (即 MVC) 评估率的研究中的疲劳发展, 来探索 MVC 的影响。当然, 这些信息将有助于未来肌肉疲劳方案的设计和测试。

### 5. 总结

我们研究了三种不同的采样变化。平均分配的 MVC (dMVC), 在疲劳协议的最初和最后部分之间分割的 MVC (sMVC), 以及仅在协议的前半部分 MVC (fMVC)。模型参数, F 和 R, 被统计为

对平均分配时的 MVC 减少 50% 不敏感 (dMVC), 紧随其后的是分割取样变化 (sMVC)。然而, 只使用前一半的 MVCs (fMVC) 则高估了参数值。作为进一步的测试, 我们使用这些 F 和 R 值对三个假设的任务场景产生的疲劳进行建模。同样, fMVC 方法产生的预测误差明显大于 dMVC 或 sMVC 方法。

#### 与行业的关联性

从这个建模研究中收集的信息可以应用于娱乐或工作场所的疲劳建模。由重复性动作、用力运动和静态负荷产生的肌肉疲劳可以增加工作场所受伤的机会。准确的疲劳模型的开发可用于预测并最终防止这些疲劳导致的伤害。

#### CRedit 作者声明

**Laura A Frey-Law**: 概念化; 方法论; 正式分析; 资源; 写作--原稿和审查及编辑; 可视化; 监督。**Mitchell Schaffer**: 软件; 验证; 分析; 写作-审查和编辑。**Frank K. Urban, III**: 方法学; 软件; 验证; 正式分析; 写作-原稿和审查及编辑。

#### 竞争性利益的声明

作者声明, 他们没有已知的竞争性经济利益或个人关系, 可能会影响本文所报告的工作。

#### 鸣谢

其中一位作者 (MS) 得到了爱荷华大学本科生研究中心 (ICRU) 奖学金项目的支持。然而, 该赞助者没有参与研究设计、实施、数据分析或本出版物的撰写。

#### 参考文献

- Armatas, V., Bassa, E., Patikas, D., Kitsas, I., Zangelidis, G., Kotzamanidis, C., May "2010.男性和青春前期男孩在等距伸膝间歇性疲劳测试峰值期间的神经肌肉差异" (英文)。Pediatr.运动。Sci. 22(2), 205-217 [在线].Available: < Go to ISI> ://000278885200005.
- Benwell, N. M., Sacco, P., Hammond, G. R., Byrnes, M. L., Mastaglia, F. L., Thickbroom, G. W., 2006a.短间隔皮质抑制和皮质运动兴奋性与疲劳性手部运动: 对疲劳的中枢适应? Exp. Brain Res. -170,191198.
- Benwell, N.M., Mastaglia, F.L., Thickbroom, G.W., 11月 跨突触间隔的2006.成对脉冲rTMS 增加皮质运动兴奋性并降低手部疲劳运动中的力量损失率。Exp. Brain Res. (1754), - 626632.https://doi.org/10.1007/s00221-006-0579-3 in eng.
- Bigland-Ritchie, B., Cafarelli, E., Vollestad, N.K., Fatigue1986. of submaximal static contractions.Acta Physiol. Scand. 128,137-148.
- Birtles, D.B., Rayson, M.P., Casey, A., Jones, D.A., Newham, D.J., Oct Venous2003. obstruction in healthy limbs: a model for chronic compartment syndrome?Med.Sci. Sports Exerc. 35 (10), 1638- 1644.https://doi.org/10.1249/01.Mss.0000089347.55980.9d的英文版本。
- Birtles, D.B., et al., Dec 2002.慢性劳累性筋膜室综合征: 等长运动的肌肉变化。Med.Sci. Sports Exerc.34 (12), 1900-1906.https://doi.org/10.1249/01.Mss.0000038896.28683.87 in English.
- Burnley, M., Mar 使用人类股四头肌的间歇性等长最大自愿收缩来估计2009.临界扭矩。J. Appl. Physiol. 106(3), 975-983.https://doi.org/10.1152/jappphysiol.91474.2008 in English.
- Callahan, D.M., Kent-Braun, J.A., Nov 2011.老年人对人体骨骼肌力-速度和疲劳特性的影响。J. Appl. Physiol. 111 (5), 1345-1352. https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00367.2011 in English.

Chung, L.H., Callahan, D.M., Kent-Braun, J.A., Nov 2007.与年龄有关的骨骼肌疲劳阻力在缺血期间得以保留。J. Appl. Physiol. 103 (5), 1628-1635.<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00320.2007> in English.

- Egana, M., Green, S., Jan 身体倾斜角度对人类小腿肌肉疲劳的强度2007.依赖效应。Eur.J. Appl. Physiol. 99 (1), 1- 9.<https://doi.org/10.1007/s00421-006-0308-4>的英文版本。
- Frey Law, L.A., Avin, K.G., 2010.Endurance time is joint specific: a modelling and meta-analysis investigation.人体工程学 (531) , 109-129。
- Frey-Law, L.A., Urban III, F.K., 2019.基于优化的肌肉疲劳数学模型的参数识别。Int.J. Hum.Factors Model Simulat.7 (1), 34-46. <https://doi.org/10.1504/ijhfm.2019.102171>.
- Frey-Law, L.A., Looft, J.M., Heitsman, J., Jun 一个262012.三室肌肉疲劳模型准确地预测了持续等长任务的特定关节最大耐力时间。J. Biomech.45 (10), 1803-1808. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.04.018> in eng.
- Gallagher, S., Schall Jr., M.C., Feb Musculoskeletal2017. disorders as a fatigue failure process: evidence, implications and research needs.In: eng (Ed.), Ergonomics (602), 255- 269.<https://doi.org/10.1080/00140139.2016.1208848>.
- Gallagher, S., Schall, M.C., Seseek, R.F., Huangfu, R., 一个2018.基于材料疲劳失效理论的上肢风险评估工具：远端上肢工具 (DUET) 。Hum.Factors (608), 1146-1162.<https://doi.org/10.1177/0018720818789319>.
- Gibson, M., Potvin, J.R., Seattle, W.A., 2017.计算一个孤立的子任务的最大可接受努力，同时仍然考虑到所有其他子任务的需求。在。Maikala, R., Subramaniam, A. (Eds.), The XXIXth Annual Occupational Ergonomics and Safety Conference.ISOES, pp.88-91。
- Gill, P.E., Murray, W., Wright, M.H., 1982.Practical Optimization.Emerald Group Publishing Limited, Bingley, UK.
- Humphreys, P.W., Lind, A.R., 1963.持续握手收缩时通过前臂主动和非主动肌肉的血流。J. Physiol. 166 (1), 120- 135.<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1963.sp00709>.
- Jubeau, M., Muthalib, M., Millet, G.Y., Maffiuletti, N.A., Nosaka, K., 肘屈肌的最大自愿收缩和电诱发等长收缩之间的肌肉损伤比较2012.。Eur.J. Appl. Physiol. - 112,429438.
- Kent-Braun, J.A., Ng, A.V., Doyle, J.W., Towse, T.F., Nov 人类2002.骨骼肌在增量等距运动导致的疲劳中的反应随年龄和性别而变化。J. Appl. Physiol. 93 (5), 1813-1823.<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00091.2002>的英文版。
- Levenberg, K., A1944. method for the solution of certain nonlinear problems in lest squares.Q. Appl. Math. 2,164 -168.
- Liu, J., Brown, R., Yue, G., 肌肉激活、疲劳和恢复的2002.动态模型。Biophys.J. (825), 2344-2359.
- Lloyd, A.R., Gandevia, S.C., Hales, J.P., Feb Muscle1991. performance, voluntary activation, twitch properties and perceived effort in normal subjects and patients with the chronic fatigue syndrome," (英文) 。大脑114, 85-98 [在线]。可用：<转到ISI> ://WOS:A1991EZ43800005。
- Looft, J.M., Frey-Law, L.A., 适应2020.肩部屈曲疲劳的疲劳模型：在间歇性休息时间内提高恢复率。J. Biomech.106 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109762>.
- Looft, J.M., Herkert, N., Frey-Law, L., Aug 22 2018.修改三室肌肉疲劳模型以预测间歇性任务中的峰值扭矩下降。J. Biomech.77, 16- 25.<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.06.005>.
- Marquardt, D.W., An1963. algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters.J. Soc. Ind.Appl.Math. 11 (2), 431-441.<https://doi.org/10.1113/0111030>in English.
- Martin Bland, J., Altman, D., 1986.用于评估两种临床测量方法之间的一致性的统计方法。Lancet (3278476), 307- 310.[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(86\)90837-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8), 1986/02/08.
- Muthalib, M., Jubeau, M., Millet, G.Y., Maffiuletti, N.A., Ferrari, M., Nosaka, K., Sep Biceps2010. brachii muscle oxygenation in electrical muscle stimulation.临床。Physiol.Funct.想象。30 (5), -360368. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2010.00953.x>的英文。
- Newham, D.J., Cady, E.B., 1990.31P研究人体骨骼肌在不同力量下自感间歇性收缩的疲劳和代谢。NMR Biomed. 3 (5), 9.
- Potvin, J.R., Apr 2012.预测重复性任务的最大可接受努力：一个基于工作周期的方程式。Hum.Factors 54 (2), 175- 188.<https://doi.org/10.1177/0018720811424269> in eng.
- Tam, N., Coetzee, D.R., Ahmed, S., Lamberts, R.P., Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Oct 急性2017.疲劳对赤脚跑步时受过训练但未受过良好训练的习惯性带鞋跑步者的受伤风险因素产生负面影响。Eur.J. Sport Sci. 17 (9), 1220-1229.<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1358767> in eng.
- Vollestad, N.K., Sejersted, O.M., Bahr, R., Woods, J.J., Bigland-Ritchie, B., Apr 人类重复亚最大收缩期间的运动1988.驱动和代谢反应。In: eng (Ed.), J. Appl. Physiol. 64 (4), 1421- 1427.<https://doi.org/10.1152/jappl.1988.64.4.1421>.Bethesda, Md. : 1985.
- Vollestad, N.K., Sejersted, O.M., Bahr, R., Woods, J.J., Bigland-Ritchie, B., Apr "1988.重复亚最大收缩期间的运动驱动和新陈代谢反应人类。" (英文) 。J. Appl. Physiol. 64 (4), 1421-1427 [在线].Available: < Go to ISI> ://WOS:A1988N072400017.
- Vollestad, N.K., Sejersted, I., Saugen, E., Nov 1997."骨骼的机械行为人类间歇性自愿等长收缩时的肌肉" (英文) 。J. Appl. Physiol. 83 (5), 1557-1565 [在线].Available: < Go to ISI> :// WOS:A1997YE86700022.
- Wigmore, D.M., Damon, B.M., Poher, D.M., Kent-Braun, J.A., 2004.MRI测量人体骨骼肌在进行性收缩时的灌注相关变化。J. Appl. Physiol. 97 (6), 2385-2394.<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01390.2003>.
- Xia, T., Frey-Law, L.A., Oct 外围肌肉疲劳和恢复建模的202008.理论方法。J. Biomech. 41 (14), 3046- 3052.<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.013>.