

心内膜三维标测系统的信号处理☆

陈中中¹, 朱蛟英¹, 苏智剑¹, 夏振宏²

Signal processing in endocardial mapping system

Chen Zhong-zhong¹, Zhu Jiao-ying¹, Su Zhi-jian¹, Xia Zhen-hong²

¹School of Mechanical Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, Henan Province, China; ²Henan Huanan Medical Science and Technology Co., Ltd., Zhengzhou 450001, Henan Province, China

Chen Zhong-zhong☆, Doctor, Associate professor, Master's supervisor, School of Mechanical Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, Henan Province, China
zzchen@zzu.edu.cn

Received:2011-01-19
Accepted:2011-02-18

Abstract

BACKGROUND: Signal processing is one of the key technologies in endocardial mapping by using ordinary catheter, it must be designed base on its characteristics, but, excessive noise can not be eliminated through traditional methods.

OBJECTIVE: To stimulate *in vitro* experiment and signal processing of endocardial mapping system.

METHODS: Noise was reduced partly by using a developed voltage controlled constant current source device, and then experiment data were processed with digital signal processing tool of MATLAB. The signal processing including bandpass, extract envelope, wavelet denoising and median filtering; finally, distances were calculated and compared with actual values.

RESULTS AND CONCLUSION: It shows that this process effectually reduces external noise and the interference of breath and heartbeat, and the relative error of mapping vectors is less than 7%. It proved that this process can be used in endocardial mapping system.

Chen ZZ, Zhu JY, Su ZJ, Xia ZH. Signal processing in endocardial mapping system. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(26): 4850-4853. [http://www.crter.cn http://en.zgckf.com]

摘要

背景: 信号处理是普通导管心内膜三维标测中一项关键技术, 需根据其设计处理流程, 传统处理方法无法消除信号中的大量噪声。

目的: 进行心内膜三维标测原理的体外模拟实验及信号处理。

方法: 设计专用压控恒流源做电场激励源以降低噪声, 并利用 MATLAB 信号处理功能对数据进行处理, 分别采用带通滤波、包络提取、小波降噪、求均值等方法计算出标测距离, 并与实际距离进行对比。

结果与结论: 该方法有效地降低噪声、直流分量等干扰因素, 得到了正确的标测向量, 解决了普通导管心内膜三维标测中的信号处理问题, 并减小了由呼吸及心跳所引起的定位误差, 由此计算所得标测向量误差 $\leq 7\%$ 。提示此方法可应用于普通导管心内膜三维标测系统的信号处理。

关键词: 心内膜; 标测; 信号处理; 包络检波; 小波降噪

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.26.025

陈中中, 朱蛟英, 苏智剑, 夏振宏. 心内膜三维标测系统的信号处理[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(26):4850-4853. [http://www.crter.org http://cn.zgckf.com]

0 引言

心内膜三维标测原理为在体表放置三对正交电极, 每对电极分别加载不同频率的激励信号, 通过采集放置于心腔内部的标测导管的电压信号, 来进行空间位置的标定^[1-5]。国外 St Jude(圣犹达)公司研究出了 Ensite 系列三维标测系统, 国内已有引进, 但其所用专用标测导管价格昂贵^[6-11]。国内关于使用普通导管进行标测的研究也处在探索时期。在整个标测技术中, 进行正确的信号处理是提高建模精度和治疗准确度的关键技术之一。目前对标测信号的处理为直接滤波, 并不做降噪处理, 导致计算不精确。本文进行了测量原理的体外模拟实验及信号处理, 初步验证它们的可行性后进行了动物实验; 所测数据通过带通滤波、包络提取、小波降噪、中值滤波等算法进行处理; 调整算法中不同工作参数, 对比所得结果以优化各参

数, 最终得到准确结果。此外, 针对数据结果进行了快速傅里叶(fast fourier transformation, FFT)变换, 得到其幅频谱, 将该结果与本实验所用方法进行对比, 结果表明本实验方法更适用于标测信号的处理。

1 心内膜三维标测及定位原理

三维标测系统的定位原理见图1所示:

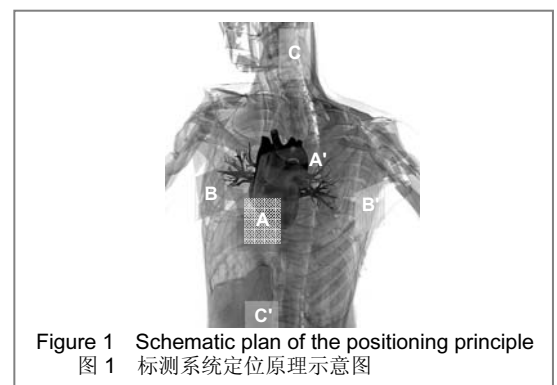


Figure 1 Schematic plan of the positioning principle
图1 标测系统定位原理示意图

¹ 郑州大学机械工程学院, 河南省郑州市 450001;
² 河南华南医电科技有限公司, 河南省郑州市 450001

陈中中☆, 男, 1973年生, 河南省洛阳市人, 汉族, 2005年西安交通大学毕业, 博士, 副教授, 硕士生导师, 主要从事反求测量, 生物制造技术研究。
zzchen@zzu.edu.cn

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:1673-8225
(2011)26-04850-04

收稿日期: 2011-01-19
修回日期: 2011-02-18
(20110119018/GW-Z)

在人体心脏的三维方向上依次贴附3对体表电极, 每对电极通以不同频率(30 kHz左右)和电压, 形成一空间三维正交的安全电场, 电极间电流< 1 mA。以穿入心腔中的标测导管某点作为位置参考原点, 据此测量出电场内心腔内壁任意位置以及穿入心腔的消融导管顶端位置和弯曲程度, 同时通过计算处理后进行介入手术中导管运动的同步显示。基于电场的定位系统可感知任何电极, 包括消融导管、普通电生理导管、冷冻消融导管, 甚至起搏器电极、房间隔穿刺针等可感知电场材质的器械。因电场相对封闭, 受体外干扰较小, 定位精度可达0.6 mm。当电流从外部流经胸腔时, 在经过的内部脏器上会产生一个电压降, 然后根据标测导管电极记录到的电压来计算电极位置。因3对体表电极产生的电流频率不同(分别为28, 30, 32 kHz), 故可用滤波法从电极检测到的定位信号中区分出3个方向上的电压, 以确定导管电极相对于参考位置电极的空间位置。获得足够多的定位点数据后便可通过相应算法构建出心内膜三维表面模型, 并可根据导管电极的定位数据, 实时显示出导管在心腔内的具体位置。实际测量中所采集的信号存在大量干扰, 仅依靠带通滤波无法全部消除。同时由于单导管一次测量点数很少, 且单点的测量时长必须超过一个呼吸周期才能通过后期信号处理得到正确的电压值, 因此测量时间较长, 采集数据过大, 且包含大量噪声, 不能直接用于标测向量的计算, 所以必须对其进行降噪处理。

2 模拟实验平台及数据处理

2.1 实验装置及测试仪器 首先设计1个模拟体内心脏标测的实验平台来进行实验验证, 采用1个350 mm×220 mm×120 mm的立方体水槽容器模拟人体胸腔, 在X、Y、Z 3个方向的水槽内壁均铺设一对铜电极板(极板大小100 mm×70 mm)。由于电场叠加所形成的空间场较为复杂, 为简化分析和计算, 仅采用一个方向的电场做实验。为模拟实际标测中的呼吸和心跳引起的导管的运动, 将导管固定于一个运动部件上, 此运动部件可带动导管做规律性的直线往复运动。

所用仪器包括: 标测专用压控恒流源、信号采集卡及PC机, 四通道数字示波器。

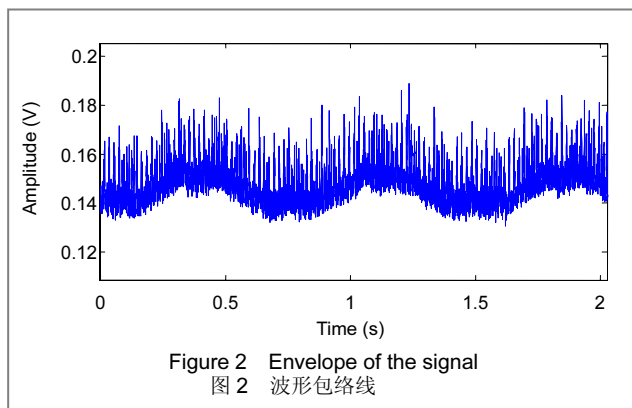
2.2 实验方法 在水槽X轴方向上加载30 kHz、大小为1 mA的电流源, 运动部件带动导管在X方向做直线往复运动, 运动幅度约2 cm, 频率约为2 Hz。信号采集卡设置采集时长为10 s, 采样频率500 kHz。相同实验条件下在水槽的不同位置采集5次。

2.3 数据处理 ①直接使用快速傅里叶变换得到幅频谱。②带通滤波后做相关处理得到各频率信号幅值。

对于方法①^[12], 采用MATLAB快速傅里叶变换得到测量电压值0.058 01 V, 相比该处实际电压值0.151 387 V

而言, 快速傅里叶变换所得的信号幅值明显偏小, 由于幅频谱中并无低频(运动频率)分量, 考虑到导管运动并非严格规律, 而快速傅里叶变换无法将其分离出来, 因此说明该方法不适用于处理此类信号。

本实验采用的方法②是先经带通滤波后得到模拟实验信号中标测信号, 再进行包络线提取和小波降噪^[13-15], 以得到信号中正确的包络线, 见图2。



小波变换。小波变换因其具有可变换基而在降噪上具有独特优势, 其应用研究成为近年来热点。小波变换是把某一基本小波的函数 $\psi(t)$ 作位移 τ 后, 再在不同尺度 a 下与需分析信号 $f(t)$ 作内积。若函数 $\psi(t)$ 满足条件:

$$C_{\psi} = \int_{\mathbb{R}} \frac{|\psi(w)|^2}{w} dw < \infty$$

$$\text{令 } \psi_{a\tau}(a, t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right)$$

则信号 $f(t)$ 的小波变换为:

$$WT_f(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int f(t) \Psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt = \langle f(t), \Psi_{a\tau}(t) \rangle$$

($a > 0$)

等效时频表示为:

$$WT_f(a, \tau) = \frac{\sqrt{a}}{2\pi} \int f(\omega) \Psi^*(a\omega) e^{j\omega\tau} d\omega \quad (a > 0)$$

式中 $f(\omega)$, $\psi(\omega)$ 分别为 $f(t)$, $\psi(t)$ 的傅里叶变换。

为方便使用计算机作分析、处理, 信号要化为离散序列, a 和 τ 也必须离散化, 称为离散小波变换。为了减少冗余和方便计算机实现, 一般对尺度因子和位移离散化, 令 $a=2^{j/2}$, $b=2^{j/2}$, 离散小波变换为:

$$W_f(j, k) = 2^{j/2} \int f(t) \Psi^*(2^{j/2}t - k) dt$$

上式称为二进小波变换。二进小波变换是连续小波变换与离散小波变换的折中, 因其具有平移不变性, 故

在信号降噪等方面有着重要应用。

小波分析降噪。主要有利用小波变换模极大值降噪、基于各尺度下小波系数相关性进行降噪和非线性小波变换阈值法降噪。本文中采用阈值法降噪对包络线进行处理。

由于运动频率(< 2 Hz)远低于绝大多数噪声频率, 且远小于激励源信号频率(30 kHz), 因此降噪时无须考虑保存信号中高频成分, 只须得到更加平顺的包络即可, 故阈值选取规则采用heursure(最优预测变量阈值), 并使用软阈值进行小波系数阈值量化, 具体为:

$$\bar{cd}(j) = \begin{cases} \text{sign}[cd(j)] * [|cd(j)| - \lambda(j)], & |cd(j)| \geq \lambda(j) \\ 0, & |cd(j)| < \lambda(j) \end{cases}$$

MATLAB实现。使用MATLAB小波降噪函数wden, 小波分解时使用symlets小波系的sym6小波, 分解层数为8, 使用基本模式“one”。调用语句为:

SIG2=wden(SIG1, 'heursure', 's', 'one', '8'sym6');

小波降噪后得到图3, 由图可见, 拐点处幅值出现波动, 这是因为柔性导管运动启停时端部发生振动的结果。该结论可通过包络线顶底端的形貌得以验证, 并与实验中导管运动轨迹相吻合。此图说明本方法所得波形包络真实地反映了导管的运动轨迹。

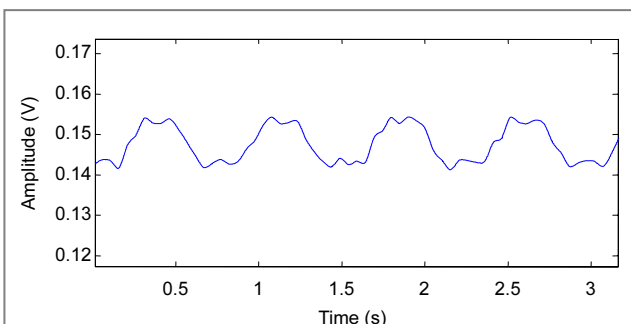


Figure 3 Wavelet denoise of envelope
图3 包络线小波降噪

求均值。对降噪结果求均值, 并与相应运动轨迹中点处所测得电压值进行对比, 见表1。

表1 模拟实验的计算值与实际值对比
Table 1 Comparison between actual value and calculated value

Number	Calculated value (V)	Actual value (V)	Relative error (%)
1	0.076 412	0.079 517	3.9
2	0.096 438	0.098 403	2.0
3	0.118 675	0.122 037	2.8
4	0.133 759	0.152 961	9.1
5	0.147 782	0.151 387	2.4

2.4 结果分析 由表1可见, 第4组数据出现了较大误差, 考虑到运动部件的误差, 可将其舍去。其余4组计算值均小于实际值, 这是由于降噪时小波分解层数较高, 导致部分有用信号丢失。数据的均匀递增说明水槽

内电场分布近似均匀。

3 动物实验及数据处理

3.1 实验动物准备 动物实验对象为一头成年长白猪, 体质量约70 kg, 实验前禁食12 h。术前0.5 h建立耳缘静脉通道, 并注射50 mg戊巴比妥麻醉, 实验期间不断注射氯胺酮(20 mg/kg)维持麻醉。为降低误差, 将猪捆绑固定于平台上。之后做左股静脉穿刺, 放置7F鞘管。实验过程中, 进行持续肢端多导心电监护。

3.2 导航定位系统的建立及数据采集 在猪颈部及后腿间(X轴)、左右腋中线第4肋间水平(Z轴)及垂直位置(Y轴)分别粘贴1对体表激励电极(图4), 并加载频率分别为28, 30, 32 kHz的激励电场; 电极尺寸分别为6 cm×9 cm, 6 cm×9 cm, 9 cm×16 cm, 能将心脏区域完全覆盖从而消除电场的不均匀性。经鞘管插入普通导管, 由导管末端接口将腔内电极连入数字导联或信号采集卡。



Figure 4 Operation of animal experiment
图4 动物实验操作现场

通过数字导联观察心电信号确定导管端部已到达心室, 将导管连入信号采集卡对其端部4个电极分别采集数据。为降低误差, 导管端部不做弯曲。完成测量后, 改变导管位置, 同样分别采集4个电极数据。重复此过程5次, 每次间隔2 min, 共采集得到5组共20个数据。

3.3 数据处理 将数据导入MATLAB进行批量处理, 图5为一原始波形。

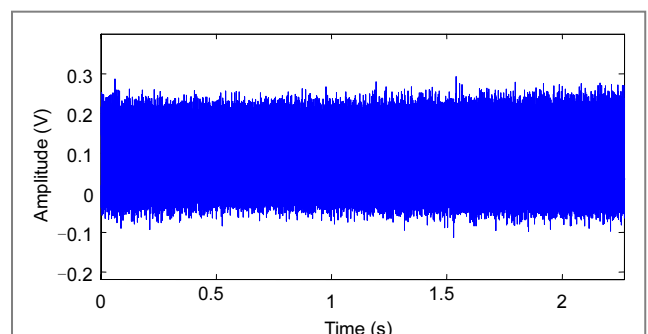
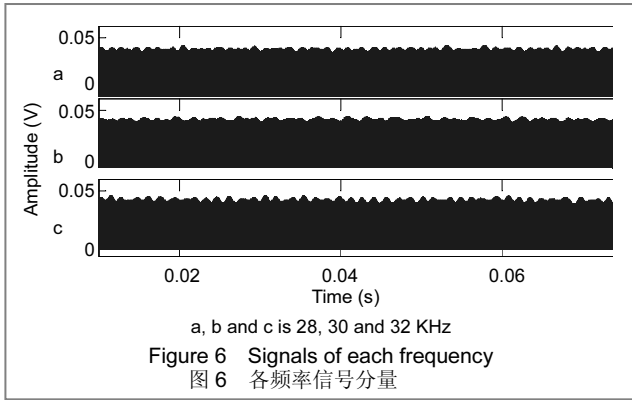
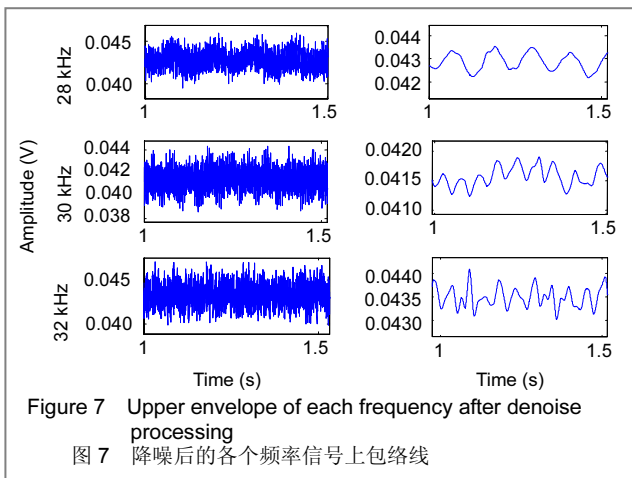


Figure 5 Signal of animal experiment
图5 动物实验原始信号

由于3个标测信号频率相差不大, 为避免失真, 选用契比雪夫II型IIR带通滤波器, 通带频率分别为27~29 kHz、29~31 kHz和31~33 kHz, 滤波后结果见图6。



再对数据结果进行包络提取、小波降噪。由于信号噪声水平较低, 故小波分解层数选用6即可, 结果见图7所示, 左侧为包络线, 右侧为小波降噪所得包络线。



由图7可以看出: X轴(28 kHz)振动频率较快, 约为9 Hz; Z轴(30 kHz)振荡频率约为3 Hz, 接近心电图测得心跳频率(约190次/min); Y轴(32 kHz)波形频率无明显规律。考虑到心室内导管运动受呼吸、心跳、血液流动及导管自身微荡等综合作用, 其运动轨迹较复杂, 仅由波形较难确定所得结果的正确性。

最终对所得信号进行中值滤波, 得到20个电压数值, 由心室内电场分布规律, 计算出每次实验两个电极间的坐标增量 Δx 、 Δy 、 Δz , 再由公式:

$$\Delta d = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

计算两电极间距离, 与实际距离进行对比, 见表2。

表2 动物实验计算距离与实际距离对比			
Table 2 Comparison between actual value and calculated value in the animal experiment			
Number	d ₁₂ (mm)	d ₂₃ (mm)	d ₃₄ (mm)
1	4.70	11.52	5.35
2	5.04	11.91	4.64
3	4.83	12.37	4.97
4	4.69	11.64	4.68
5	5.17	12.43	4.79
Actual value	5	12	5
Maximum of relative error	6.2%	4.0%	6.8%
Average value of relative error	3.96%	2.88%	5.24%

由表2可得相对误差 $\varepsilon < 7\%$, 说明本文采用的算法合理稳定, 可以应用于心内膜三维标测系统的信号处理。

4 结论

本文通过对心内膜标测信号处理方法的研究, 确定了其处理流程及各步骤的参数。实验结果表明, 本实验所用方法有效地消除了外界干扰及呼吸、心跳干扰, 得到了正确的标测向量, 解决了普通导管心内膜标测中的信号处理问题, 并为该技术的进一步完善奠定了技术基础。但同时考虑到体内电场分布复杂, 还应对标测向量进行更多的误差补偿, 才能进一步提高标测精度。

5 参考文献

- [1] Wang XQ. Suzhou: Suzhou Daxue. 2007.
王小青. 基于低频电场方式实现心腔内三维定位导航及心内膜重构的基础研究[D]. 苏州: 苏州大学, 2007.
- [2] Guo JH. Beijing: Beijing Daxue Yixue Chubanshe. 2004.
郭继红. 心律失常的射频消融术治疗(基本概念及临床应用第二版)[M]. 北京: 北京大学医学出版社, 2004.
- [3] Zhang Y, Xu DH, Shen HD. Shanghai Shengwu Yixue Gongcheng. 2007;28(1):19-23.
张勇, 徐丹红, 沈海东. 心内膜三维电生理标准设备关键技术[J]. 上海生物医学工程, 2007, 28(1): 19-23.
- [4] Cao KJ, Zhu L. Zhongguo Xinzang Qibo yu Xinli Shengli Zazhi. 2001;15(4):217.
曹克将, 朱莉. EnSite3000标测系统及其临床应用[J]. 中国心脏起搏与心电生理杂志, 2001, 15(4): 217.
- [5] Wittkamp FH, Wever EF, Derksen R, et al. Localisa: new technique for real-time 3-dimensional localization of regular intracardiac electrodes. Circulation. 1999;99:7-12.
- [6] Chen X. Zhongguo Xinzang Qibo yu Xinli Shengli Zazhi. 2000;14(1):1-4.
陈旭. 三维电磁导管定位系统—CARTO[J]. 中国心脏起搏与心电生理杂志, 2000, 14(1): 1-4.
- [7] Chen HW, Yang B, Chen ML. Zhongguo Xinzang Qibo yu Xinli Shengli Zazhi. 2008;22(4):301-304.
陈红武, 杨兵, 陈明龙. EnSite-NavX三维标测系统及临床应用[J]. 中国心脏起搏与心电生理杂志, 2008, 22(4): 301-304.
- [8] Liu X, Wang XH, Gu Jia N, et al. Electroanatomical systems to guided circumferential pulmonary veins ablation for atrial fibrillation: initial experience from comparison between the Ensite/Navx and CARTO system. Zhonghua Yixue Zazhi. 2005;118(14):1156-1160.
- [9] Wei XB. Suzhou: Suzhou Daxue. 2009.
卫小兵. 心内膜多腔三维重建及定位精度的基础研究[D]. 苏州: 苏州大学, 2009.
- [10] Zhang GD, Guo BH, Qib W, et al. Yiliao Shebei Xinx. 2007;7(22):46-47.
张国栋, 郭宝祥, 秦伟, 等. 三维心内膜电生理标测导航技术的临床应用[J]. 医疗设备信息, 2007, 7(22): 46-47.
- [11] Lu CY, Zhang J, Wang SW, et al. Zhongguo Xinzang Qibo yu Xinli Shengli Zazhi. 2005;19(1):19-22.
卢才义, 张健, 王士雯, 等. 非接触心内膜激动标测系统指导消融右室流出道室性心动过速[J]. 中国心脏起搏与心电生理杂志, 2005, 19(1): 19-22.
- [12] Zhu L, Cao KJ, Shan QJ, et al. Zhonghua Xinxueguan Bing Zazhi. 2003;31(1):33-37.
朱莉, 曹克将, 单其俊, 等. 非接触心内膜囊标测系统指导瘢痕相关性室性心动过速标测和消融[J]. 中华心血管病杂志, 2003, 31(1): 33-37.
- [13] Zhang XD. Beijing: Qinghua Daxue Chubanshe. 1995.
张贤达. 现代信号处理[M]. 北京: 清华大学出版社, 1995.
- [14] Hu CH. Xian: Dianzi Keji Daxue Chubanshe. 2008.
胡昌华. 基于MATLAB7.X的系统分析与设计—小波分析[M]. 西安: 电子科技大学出版社, 2008.
- [15] Wang ZJ, Su XY, Cheng X. Shanxi Dianzi Jishu. 2010;28(3):89-90.
王振江, 苏新彦, 程雪. 超声波检测中的小波降噪方法研究[J]. 山西电子技术, 2010, 28(3): 89-90.