(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2015 年 10 月 8 日 (08.10.2015)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2015/149197 A1

(51) 国际专利分类号:
A61F 2/72 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2014/000477

(22) 国际申请日: 2014 年 5 月 9 日 (09.05.2014)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201410125782.1 2014 年 3 月 31 日 (31.03.2014) CN

(71) 申请人: 北京大学 (PEKING UNIVERSITY) [CN/CN]; 中国北京市海淀区颐和园路 5 号北京大学工学院, Beijing 100871 (CN)。

(72) 发明人: 郑恩昊 (ZHENG, Enhao); 中国北京市海淀区颐和园路 5 号北京大学工学院, Beijing 100871 (CN)。 王启宁 (WANG, Qining); 中国北京市海淀区颐和园路 5 号北京大学工学院, Beijing 100871 (CN)。 魏坤琳 (WEI, Kunlin); 中国北京市海淀区颐和园路 5 号北京大学工学院, Beijing 100871 (CN)。 王龙 (WANG, Long); 中国北京市海淀区颐和园路 5 号北京大学工学院, Beijing 100871 (CN)。

(74) 代理人: 北京纪凯知识产权代理有限公司 (JEEKAI&PARTNERS); 中国北京市西城区宣武门西大街甲 129 号金隅大厦 602 室, Beijing 100031 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明，要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明，要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH,

[见续页]

(54) Title: NON-CONTACT CAPACITANCE SENSOR SYSTEM FOR INTELLIGENT PROSTHESIS

(54) 发明名称 : 一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统

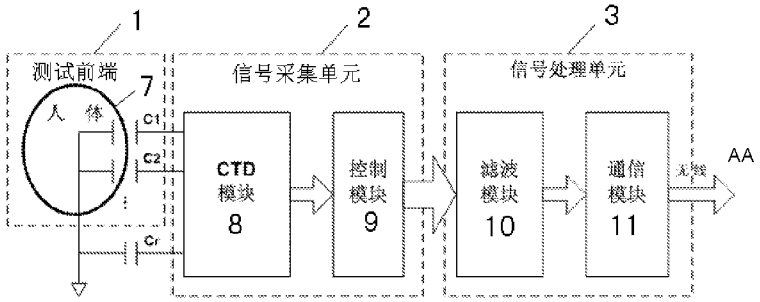


图 1 / FIG. 1

1 FRONT MEASURING END
2 SIGNAL ACQUISITION UNIT
3 SIGNAL PROCESSING UNIT
7 HUMAN BODY
8 CTD MODULE
9 CONTROL MODULE
10 FILTERING MODULE
11 COMMUNICATION MODULE
AA WIRELESS

(57) Abstract: A non-contact capacitance sensor system for an intelligent prosthesis includes a front measuring end (1), a signal acquisition unit (2) and a signal processing unit (3). The front measuring end (1) is composed of capacitance electrode plates (4) arranged in a prosthesis receiving cavity. The capacitance electrode plates (4) are located between the prosthesis receiving cavity (5) and a lining (6) and are not in contact with the skin. Each capacitance electrode plate (4) is coupled to a human body (7) to form a capacitor. The signal acquisition unit (2) comprises a CTD module (8) and a control module (9). The CTD module (8) measures an electric capacity by measuring the ratio between the discharge time of the capacitor to be measured and the discharge time of a reference capacitor. The signal processing unit (3) is composed of a filtering module (10) and a communication module (11). The non-contact capacitance sensor system is good in signal repeatability, unaffected by sweat on the skin, high in wearing stability, and low in cost. The non-contact capacitance sensor system can adapt to various types of disabled and amputated lower limbs and various lengths of disabled limbs and can be widely applied to the intelligent prosthesis control field.

(57) 摘要:

[见续页]

WO 2015/149197 A1

CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，它包括测量前端（1）、信号采集单元（2）和信号处理单元（3）。测量前端（1）由置于假肢接受腔内部电容电极片（4）组成，电容电极片（4）位于假肢接受腔（5）和内衬套（6）之间，与皮肤非接触，每一个电容电极片（4）与人体（7）耦合形成电容。信号采集单元（2）包括 CTD 模块（8）和控制模块（9），CTD 模块（8）采用测量待测电容和参考电容放电时间比值的方法来测量电容量。信号处理单元（3）由滤波模块（10）和通信模块（11）组成。本系统信号重复性好、不受皮肤汗液影响、穿戴稳定性强、成本低，能适应各种下肢残肢截肢类型和各种残肢长度，可以广泛在智能假肢控制领域中应用。

一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统

技术领域

本发明涉及一种下肢智能假肢控制领域中的电容传感系统，特别是关于一种在人体运动模态识别中的用于智能假肢的非接触式电容传感系统。

背景技术

下肢智能假肢是在20世纪末到21世纪初发展起来的新兴技术。其具有独立的控制系统和特殊的机械结构，能够模拟人在行走过程中各个关节的角度曲线和力矩特性，能极大扩展残疾人的运动能力。下肢智能假肢控制系统采用分层控制策略，这也是该领域的核心技术和研究难点。在分层控制策略中，上层控制器自动判断人的运动意图，区分不同的运动模态；中层控制器根据相应的运动模态计算角度曲线和力矩曲线；底层控制器控制驱动装置（电机、液压装置或气压装置）实现相应动力学特性。

传感方法和传感系统对人体运动信息实时准确的提取至关重要。该领域中最常见的现有技术是基于表面肌电信号的传感系统和基于肌电信号的识别方法。肌电信号具有延时小、信息准确（直接反映肌肉收缩）的优点。但是在智能假肢控制方面，肌电信号采集手段存在着诸多局限：1、肌电信号电极需要贴在被测肌肉位置才能测得有效信号，残疾人由于截肢原因造成部分肌肉缺失和残余肌肉萎缩，很难得到足够数量的有效肌电信号。2、肌电信号电极与皮肤直接接触，如果用于智能假肢控制需要放置在接收腔内部，因此测量点对残端的压力对造成皮肤溃疡和损伤；皮肤汗液也会影响肌电信号质量，严重降低识别结果。3、肌电信号幅值微弱（uV级别），而且频率相对较高（1kHz），处理系统复杂，需要多级放大器。多个通道同时使用会大大增加系统成本和计算复杂度。

目前，基于电容传感系统识别人体运动模态的方法是根据电容环来识别腿部肌肉形变，具有替代肌电信号进行人体运动识别的潜力，可以广泛应用于外骨骼等智能肢体领域内的控制和健康人的人体运动识别。但是针对智能假肢应用，其存在一些局限：1、电容环的电极片与皮肤直接接触，会受到汗液的潜在影响；反复穿戴需要标定位置，增加了实际使用的难度。2、对于下肢截肢的残疾人来说，电容环不能加装在接受腔内部。因此对

于小腿截肢残疾人来说只能固定大腿环，对于大腿截肢残疾人则受到残肢长短的限制无法使用。

发明内容

针对上述问题，本发明提供一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其目一是提供一种信号重复性好、不受皮肤汗液影响、穿戴稳定性强和成本低的非接触式电容传感系统。目的二是提供一种适应各种下肢残肢截肢类型和各种残肢长度的非接触式电容传感系统。

为实现上述目的，本发明采取以下技术方案：一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：它包括测试前端、信号采集单元和信号处理单元；所述测试前端用于与人体形成耦合电容；所述信号采集单元用于采集耦合电容变化得到有效信号；所述信号处理单元用于对所述信号采集单元采集到的有效信号处理后，传输至所述非接触式电容传感系统外部的控制器；所述测试前端包括多个通道的电容电极片，每个通道的所述电容电极片分别固定在假肢接收腔和假肢内衬套之间，与人体耦合形成待测电容；所述电容电极片位于所述假肢接收腔内部，经导电双面胶固定在所述假肢内衬套外侧，通过绝缘胶与所述假肢接收腔隔开，且每个所述电容电极片都通过屏蔽线与所述信号采集单元连接；所述信号采集单元包括CTD模块和控制模块，所述CTD模块内设置有一参考电容；所述CTD模块测量待测电容和参考电容充放电时间的差值，并传输至所述控制模块内；所述控制模块根据所述CTD模块传输至的时间差值来计算待测电容和参考电容的比值，根据参考电容值计算出实际待测电容值，并将实际待测电容值传输至所述信号处理单元；所述信号处理单元包括数字滤波模块和通信模块；所述数字滤波模块用于滤除接收到的实际待测电容信号中的噪音，并将滤波后的信号通过所述通信模块传输至外部的控制器。

每个通道的所述电容电极片均采用铜网制成。

所述电容电极片优选为六个，各个所述电容电极片的设置位置分别为：胫骨前端，髌韧带下侧；残肢末端前侧；残肢末端后侧；腓肠肌上侧对应位置；股骨内侧；股骨外侧。

所述CTD模块包括选通单元、施密特触发单元和运算器；所述选通单元分时选通多个通道的待测电容和参考电容，将选通采集到的待测电容和

参考电容信号传输至所述施密特触发单元内，将电容放电波形转换为占空比变化的方波并传输至所述运算器内，经所述运算器测量方波高电平时间，得到数字量的电容变化信号。

所述 CTD 模块与所述控制模块之间通信采用 SPI 总线。

所述数字滤波模块采用意法半导体公司的 STM32 控制芯片；所述数字滤波模块采用三级数字滤波器：第一级滤波器为中位值滤波，第二级滤波器为一阶直流陷波器，第三级滤波器为二阶巴特沃斯低通滤波器。

所述中位值滤波的具体方法是在长度为 N 的滑动窗中取中位值，作为该点的信号值。

所述一阶直流陷波器的传递函数为：$H(z)=\beta\frac{1-z^{-1}}{1+\alpha z^{-1}}$，其中系数$\alpha$确定了陷波器的频率特性，系数$\beta$确定整体的增益。

所述通信模块采用 Nordic 公司生产的 nRF24L01 通信芯片，该芯片最大空中数据率 2MHz，其通过 SPI 总线与所述滤波模块通信。

本发明由于采取以上技术方案，其具有以下优点：1、本发明采用的测试前端将接受腔内的电容电极片与人体耦合形成电容。残肢韧带和肌肉的收缩引起的形变，以及在运动过程中对接受腔的挤压造成了电容发生变化。非接触式穿戴克服了皮肤汗液的影响，同时电容电极片采用柔软的铜网也保证了系统穿戴不会出现局部压力点而影响正常运动。2、本发明在信号采集单元内设置有 CTD 模块，通过 CTD 模块计算电容放电时间差来计算实际电容值，测量电容的精度可以达到 fF 级别。由于采用数字采样的方式，因此避免了多级放大带来的噪声。3、本发明在信号处理单元内的滤波模块中采用三级数字滤波器，其中第二阶滤波器为一阶直流陷波器，采用一阶直流陷波器可以有效去除由温度变化引起的电容信号基线漂移。一阶直流陷波器带来的信号失真远小于高通滤波器和带通滤波器。因此滤除噪音的信号重复性好、失真度小。4、本发明采用的测量点分别位于径向面和膝盖两侧，充分提取人体下肢运动的有效信息。本发明可以广泛在智能假肢控制领域中应用。

附图说明

图 1 是本发明的系统结构示意图；

图 2 是本发明的电容原理图；

图 3 是本发明的测量前的各电极片在假肢接受腔内位置示意图；

图 4 是本发明的 CTD 模块结构示意图；

图 5 是本发明的一阶直流陷波器原理框图；

图 6 是本发明实施例测得的信号示意图。

本发明最佳实施方式

本发明利用电容识别的原理，将电极片安装在假肢接受腔内，与人体耦合形成电容，进而利用电容的变化来反映运动信息，实现运动模态识别。该非接触电容传感系统属于上层控制器，它的功能是识别运动模态、为下层控制器提供准确的运动意图信息。下面结合附图和实施例对本发明进行详细的描述。

如图 1 所示，本发明包括测试前端 1、信号采集单元 2 和信号处理单元 3。测试前端 1 用于与人体形成耦合电容；信号采集单元 2 用于采集耦合电容变化，得到有效信号；信号处理单元 3 用于对将信号采集单元 2 采集到的有效信号处理后，传输至本发明非接触式电容传感系统外部的控制器，为控制器提供准确的运动意图信息。

如图 2 所示，本发明的测试前端 1 包括多个通道的电容电极片 4，每个通道的电容电极片分别固定在假肢接收腔 5 和假肢内衬套 6 之间，与人体 7 耦合形成待测电容C_i（i=1, 2, 3…），待测电容C_i的设置数量根据不同的截肢类型进行调整。其中，电容电极片 4 位于假肢接收腔 5 内部，经导电双面胶固定在假肢内衬套 6 外侧，通过绝缘胶与假肢接收腔 5 隔开，与皮肤非接触，且每个电容电极片 4 都通过屏蔽线与信号采集单元 2 连接。

上述实施例中，假肢内衬套 6 是耦合待测电容中间的电介质，其材质视残疾人穿戴习惯而定，一般情况下假肢内衬套 6 材质为硅胶。个别残疾人在长时间穿戴一套假肢后发生肌肉萎缩，因此会额外穿残肢袜，在本实施例中，实验被试残疾人额外穿了一只残肢袜，由尼龙制成。在残疾人运动过程中，残肢残余肌肉和韧带发生收缩引起肌肉形变，在假肢着地阶段残肢与假肢接收腔 5 之间的交互力，都会使电容电极片 4 与人体之间的距离发生变化，进而引起待测电容值发生变化。

上述实施例中，每个通道的电容电极片 4 均采用铜网制成。在实际使

用中，每个通道的电容电极片 4 的面积和具体位置根据残疾人残肢比而定（本实施例中实验被试残疾人残肢比为 32%），本实施例中，电极片均采用 0.1mm 厚铜网，大小为 3.5cm*4cm。以左小腿假肢接受腔为例（如图 3 所示），采用 A～F 六个通道的电容电极片 4，各个通道的电容电极片 4 的设置位置分别为：1、胫骨前端，髌韧带下侧；2、残肢末端前侧；3、残肢末端后侧，即腓肠肌下侧对应位置；4、腓肠肌上侧对应位置；5、股骨内侧；6、股骨外侧。其具体设置位置为：通道 A 和通道 B 的电容电极片 4 位于冠状面Ⅰ内，分别位于股骨内侧和股骨外侧，即在膝盖两侧；通道 D 和通道 E 的电容电极片 4 位于径向面Ⅱ内前侧，髌韧带下侧和靠近残肢末端胫骨前端处；通道 C 和通道 F 的电容电极片 4 位于径向面Ⅱ内后侧，分别位于腓肠肌（相对位置）上、下两侧，即残肢末端后侧。下肢运动模态大部分发生在径向面Ⅱ内，因此在该处四个位置能够记录更多的运动信息。在冠状面Ⅰ内两电容电极片 4 位于股骨两侧，膝盖韧带 G 在运动过程中收缩明显，而且对于大多数小腿截肢残疾人来说相对完整，因此能够充分采集膝关节弯曲等运动信息。

本发明的信号采集单元 2 包括 CTD（电容数字转换）模块 8 和控制模块 9，其中 CTD 模块 8 内设置有一参考电容C_r，CTD 模块 8 根据参考电容C_r的电容值确定计数时钟和放电电阻值。CTD 模块 8 测量待测电容C_i和参考电容C_r充放电时间的差值，即将电容变化信号转换成数字量信号，传输至控制模块 9 内。控制模块 9 的功能是根据 CTD 模块 8 传输至的时间差值来计算待测电容C_i和参考电容C_r的比值，进而根据参考电容值来计算实际待测电容值，并将实际待测电容值传输至信号处理单元 3。其中，控制模块 9 根据采样频率来确定向信号处理单元 3 传输的传输时序，本发明优先控制模块 9 的采样频率为 100Hz，即每 10ms 更新一次结果。

上述实施例中，如图 4 所示，CTD 模块 8 包括选通单元 81、施密特触发单元 82 和运算器 83。选通单元 81 分时选通多个通道的待测电容C_i和参考电容C_r，将选通采集到的待测电容C_i和参考电容C_r信号传输至施密特触发单元 82 内，将电容放电波形转换为占空比变化的方波并传输至运算器 83 内，经运算器 83 测量方波高电平时间，从而测量得到电容放电时间，即得到数字量的电容变化信号。运算单元 83 采用了多次采样取平均的方法来去除随机噪音，本发明优选每个通道电容采集了 10 次取平均。

上述实施例中，CTD 模块 8 与控制模块 9 之间通信采用 SPI 总线。

上述实施例中，本发明中，测量前端 1 的所有电容共用同一个放电电阻。在 CTD 模块 8 中，参考电容地与人体 7 相连实现共地，且参考电容C_r的容值根据试验确定，一般情况下受到电容电极片 4 面积、假肢内衬套 6 的影响。本实施例中，参考电容地采用导电纤维，固定到残疾人残肢袜内侧，因此残疾人直接穿戴就可以实现 CTD 模块 8 与测量前端 1 的电容共地。参考电容C_r的容值为 100pF，则放电电阻的阻值根据如下公式确定：

$$V_t = V_0 e^{-t/RC},$$

其中，V_0是参考电容初始电压，V_t是 t 时刻参考电容电压。CTD 模块 8 确定了V_t和V_0的大小来测量放电时间 t，因此需要根据最终采样频率和计数频率来确定放电电阻。在本实施例中，控制模块 9 计数频率是 48MHz，最终采样频率是 100Hz，采样电阻值设置为 180KΩ 。

本发明的信号处理单元 3 包括数字滤波模块 10 和通信模块 11。数字滤波模块 10 用于滤除接收到的实际待测电容信号中的噪音，并将滤波后的信号通过通信模块 11 传输至外部的控制器。

其中，数字滤波模块 10 采用意法半导体公司的 STM32 控制芯片。数字滤波模块 10 采用三级数字滤波器：第一级滤波器为中位值滤波，第二级滤波器为一阶直流陷波器，第三级滤波器为二阶巴特沃斯低通滤波器。通信模块将滤波后电容信号传输至外部控制器。

中位值滤波的具体方法是在长度为 N 的滑动窗中取中位值，作为该点的信号值，本发明优选 N=4，通过中位值滤波可以去除在原始信号中存在的随机跳变。

一阶直流陷波器的传递函数为（如图 5 所示）：

$$H(z) = \beta \frac{1 - z^{-1}}{1 + \alpha z^{-1}},$$

其中系数α确定了陷波器的频率特性，系数β确定整体的增益。本发明优选系数α为 0.95，系数β为 2.5。在采集过程中，温度变化会引起电容发生改变，在测量得到的信号中反映为基线漂移，如果使用高通滤波器或带通滤波器，截肢频率附近的幅频特性会受到滤波器阶数的影响，而且有效信号本身频率很低（10Hz 以内），高通滤波器会使有用信号发生严重的失真，影响识别精度。本发明采用一阶直流陷波器仅仅去除了直流以及直流附近频率的信号，不对有用信号造成较大失真。

二阶巴特沃斯低通滤波器用于去除信号中的高频干扰，在本发明中优选其截止频率为 10Hz。

上述实施例中，通信模块 11 采用由 Nordic 公司生产的 nRF24L01 通信芯片，该芯片最大空中数据率 2MHz，其通过 SPI 总线与滤波模块 6 通信。为保证传输数据稳定可靠，本发明采用了 CRC 校验和自动重发策略，即在完成一帧数据发送后，接收端传回 CRC 校验码，如果与发送端不匹配则重新发送一次。本发明优选最大重发次数设置为 5。

实施例：

为进一步说明本发明的有效性，通过以下实施例对不同运动模态下的电容信号进行了实际测试：残疾人被试身高 170cm，体重 71kg，单侧左腿截肢，截肢后 8 年，被试在实验中穿戴自己的假肢。为了记录步态阶段，在假肢侧加装了压力鞋垫，根据压力和来记录脚触地和离地的时刻。实验中，要求被试完成 5 种生活中常见的运动模态，包括：正常行走，上下楼梯和上下斜坡，实验分为 10 组，每组对所有的运动模态测量 2 次，要求残疾人在每一种步态模式下至少走两步。为了使实验更接近真实环境，要求残疾人随机交替进行不同的运动模态。

如图 6 所示，图中 x 轴表示步态周期百分比，y 轴表示电容信号，粗实线表示信号的均值，细实线表示信号标准差；每一列子图表示一个运动模态，包括平地行走、上下楼梯和上下斜坡；每一行子图表示一个电容通道的信号。实验得到了每种步态的 20 个完整步态周期的数据，把所有数据在时间上归一化到一个步态周期，计算其平均值和标准差。由图可知，信号重复性好，而且不同运动模态下信号区分度高。

通过上述实施例，证明了本发明提供的非接触式电容传感系统在克服了现有技术手段（基于肌电信号的传感系统和已有的用于人体运动识别电容系统）局限性的同时，准确、稳定地记录了残疾人在不同运动模态下的电容信号变化。能够满足人体运动模态识别的需要。

上述各实施例仅用于说明本发明，其中各部件的结构、连接方式和制作工艺等都是可以有所变化的，凡是在本发明技术方案的基础上进行的等同变换和改进，均不应排除在本发明的保护范围之外。

权利要求

1、一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：它包括测试前端、信号采集单元和信号处理单元；所述测试前端用于与人体形成耦合电容；所述信号采集单元用于采集耦合电容变化得到有效信号；所述信号处理单元用于对所述信号采集单元采集到的有效信号处理后，传输至所述非接触式电容传感系统外部的控制器；

所述测试前端包括多个通道的电容电极片，每个通道的所述电容电极片分别固定在假肢接收腔和假肢内衬套之间，与人体耦合形成待测电容；所述电容电极片位于所述假肢接收腔内部，经导电双面胶固定在所述假肢内衬套外侧，通过绝缘胶与所述假肢接收腔隔开，且每个所述电容电极片都通过屏蔽线与所述信号采集单元连接；

所述信号采集单元包括 CTD 模块和控制模块，所述 CTD 模块内设置有一参考电容；所述 CTD 模块测量待测电容和参考电容充放电时间的差值，并传输至所述控制模块内；所述控制模块根据所述 CTD 模块传输至的时间差值来计算待测电容和参考电容的比值，根据参考电容值计算出实际待测电容值，并将实际待测电容值传输至所述信号处理单元；

所述信号处理单元包括数字滤波模块和通信模块；所述数字滤波模块用于滤除接收到的实际待测电容信号中的噪音，并将滤波后的信号通过所述通信模块传输至外部的控制器。

2、如权利要求 1 所述的一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：每个通道的所述电容电极片均采用铜网制成。

3、如权利要求 1 所述的一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：所述电容电极片优选为六个，各个所述电容电极片的设置位置分别为：胫骨前端，髌韧带下侧；残肢末端前侧；残肢末端后侧；腓肠肌上侧对应位置；股骨内侧；股骨外侧。

4、如权利要求 2 所述的一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：所述电容电极片优选为六个，各个所述电容电极片的设置位置分别为：胫骨前端，髌韧带下侧；残肢末端前侧；残肢末端后侧；腓肠肌上侧对应位置；股骨内侧；股骨外侧。

5、如权利要求 1 或 2 或 3 或 4 所述的一种用于智能假肢的非接触式

电容传感系统，其特征在于：所述 CTD 模块包括选通单元、施密特触发单元和运算器；所述选通单元分时选通多个通道的待测电容和参考电容，将选通采集到的待测电容和参考电容信号传输至所述施密特触发单元内，将电容放电波形转换为占空比变化的方波并传输至所述运算器内，经所述运算器测量方波高电平时间，得到数字量的电容变化信号。

6、如权利要求 1 或 2 或 3 或 4 所述的一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：所述 CTD 模块与所述控制模块之间通信采用 SPI 总线。

7、如权利要求 1～6 任意一项所述的一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：所述数字滤波模块采用意法半导体公司的 STM32 控制芯片；所述数字滤波模块采用三级数字滤波器：第一级滤波器为中位值滤波，第二级滤波器为一阶直流陷波器，第三级滤波器为二阶巴特沃斯低通滤波器。

8、如权利要求 7 所述的一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：所述中位值滤波的具体方法是在长度为 N 的滑动窗中取中位值，作为该点的信号值。

9、如权利要求 7 所述的一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：所述一阶直流陷波器的传递函数为：

$$H(z)=\beta\frac{1-z^{-1}}{1+\alpha z^{-1}},$$

其中系数α确定了陷波器的频率特性，系数β确定整体的增益。

10、如权利要求 1 所述的一种用于智能假肢的非接触式电容传感系统，其特征在于：所述通信模块采用 Nordic 公司生产的 nRF24L01 通信芯片，该芯片最大空中数据率 2MHz，其通过 SPI 总线与所述滤波模块通信。

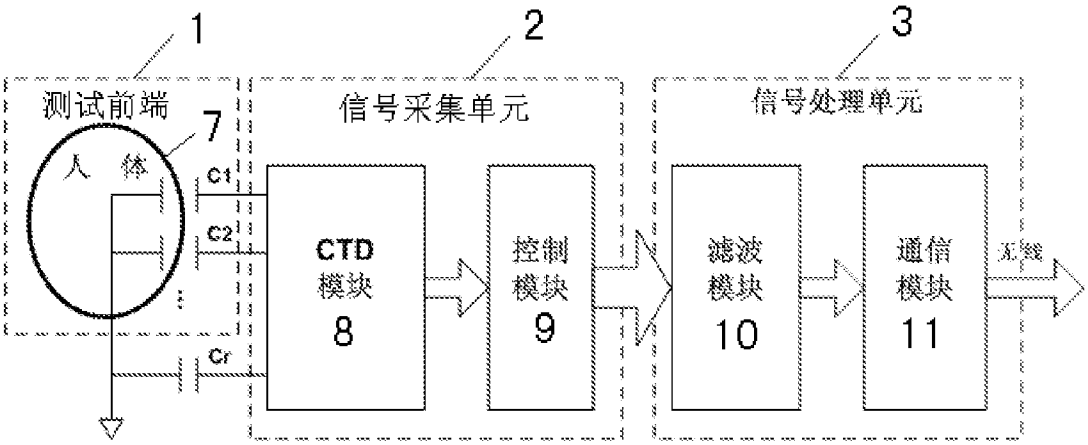

1
2
3
测试前端
7
人 体
C1
C2
Cr
信号采集单元
CTD
模块
8
控制
模块
9
信号处理单元
滤波
模块
10
通信
模块
11

图 1

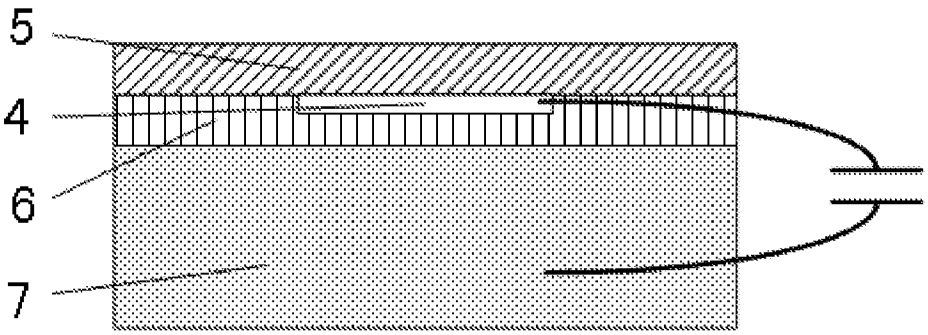

5
4
6
7

图 2

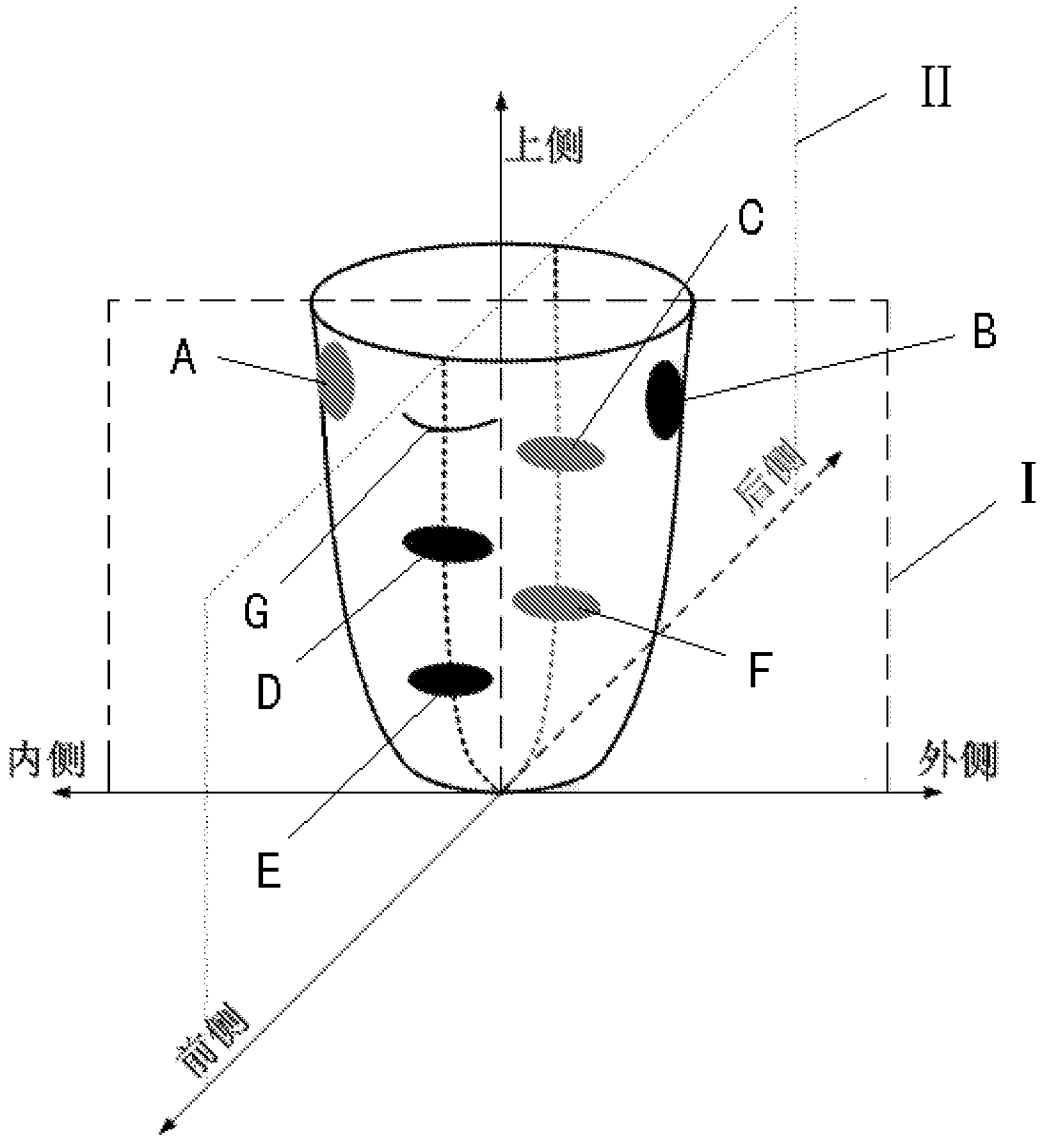


图 3

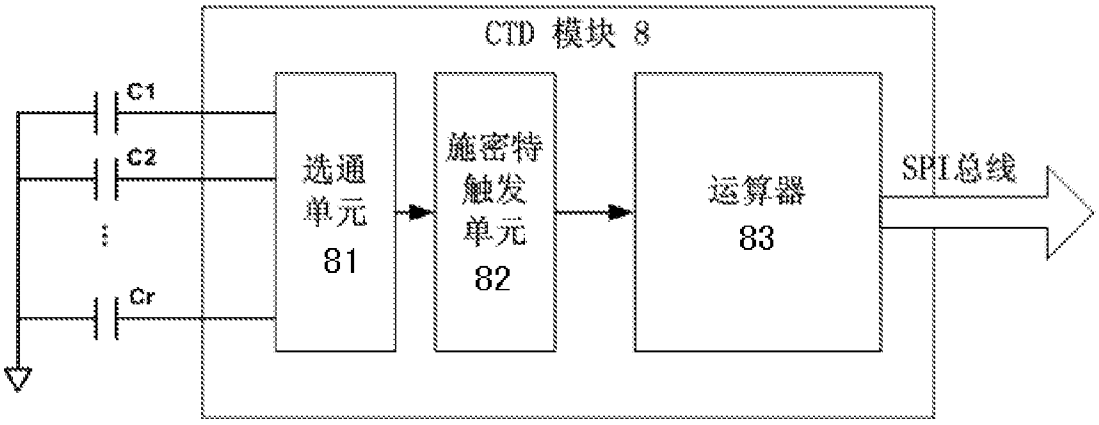


图 4

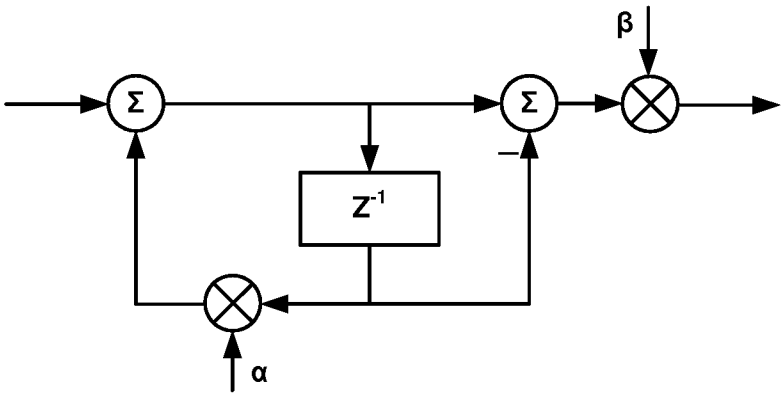


图 5

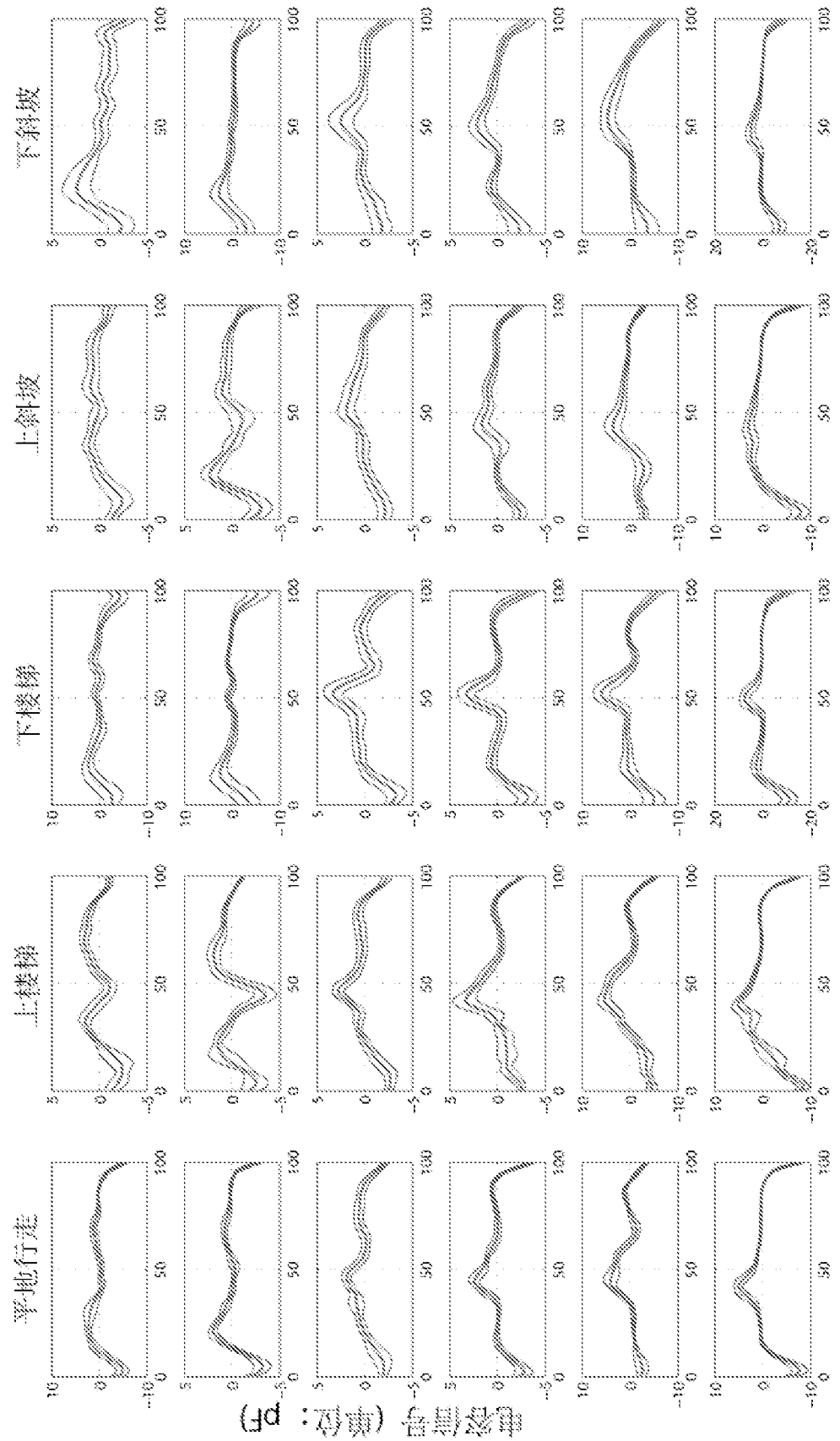


图 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2014/000477

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F 2/72 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CJFD; CNABS; VEN: limb, capacitor, capacitance, CTD, intelligent prosthesis, non-contact, sense, sensor, wang long, zheng enhao, wang qiyu, wei kunlin

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 102670208 A (PEKING UNIVERSITY) 19 September 2012 (19.09.2012) description, paragraphs [0005] to [0004], and figures 1 to 3	1-10
A	CN 101926722 A (NAT UNIVERSITY CORP UNIVERSITY OF TSUKUBA) 29 December 2010 (29.12.2010) the whole document	1-10
A	CN 101836909 A (SHANGHAI KESHENG PROSTHESES CO LTD) 22 September 2010 (22.09.2010) the whole document	1-10
A	EP 2664302 A2 (POHLIG GMBH) 20 November 2013 (20.11.2013) the whole document	1-10
A	US 4982611 A (WISCONSIN ALUMNI RES FOUND) 08 January 1991 (08.01.1991) the whole document	1-10
A	US 2012152017 A1 (ORTHOSENSOR) 21 June 2012 (21.06.2012) the whole document	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
16 December 2014 (16.12.2014)	05 January 2015 (05.01.2015)
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer TIAN, Yunqing Telephone No. (86-10) 62085631

Form PCT/ISA /210 (second sheet) (July 2009)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2014/000477

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 102670208 A	19 September 2012	CN 102670208 B	29 January 2014
CN 101926722 A	29 December 2010	CA 2696131 A1	03 March 2005
		HK 1095509 A1	30 September 2011
		US 7785279 B2	31 August 2010
		US 8888722 B2	18 November 2014
		CN 101926722 B	21 November 2012
		WO 2005018525 A1	03 March 2005
		EP 1661543 A1	31 May 2006
		US 8622938 B2	07 January 2014
		US 2006211956 A1	21 September 2006
		JP 4178186 B2	12 November 2008
		US 2009319054 A1	24 December 2009
		JP 2005095561 A	14 April 2005
		EP 1661543 A4	15 July 2009
		CA 2559856 A1	03 March 2005
		US 2010280628 A1	04 November 2010
		CA 2559856 C	21 September 2010
		CA 2696131 C	05 March 2013
CN 101836909 A	22 September 2010	CN 101836909 B	23 May 2012
EP 2664302 A2	20 November 2013	DE 102012009699 A1	21 November 2013
US 4982611 A	08 January 1991	None	
US 2012152017 A1	21 June 2012	US 8701484 B2	22 April 2014
		US 2014188007 A1	03 July 2014

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2014/000477

A. 主题的分类

A61F 2/72(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61F

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用）)

CJFD;CNABS;VEN:肢，电容，用于智能假肢,非接触式,传感，王龙，capacitance?，郑恩昊，CTD，假肢，王启宁，魏坤琳

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 102670208 A (北京大学) 2012年 9月 19日 (2012-09-19) 说明书第[0005]-[0044]段，附图1-3	1-10
A	CN 101926722 A (国立大学法人筑波大学) 2010年 12月 29日 (2010-12-29) 全文	1-10
A	CN 101836909 A (上海科生假肢有限公司) 2010年 9月 22日 (2010-09-22) 全文	1-10
A	EP 2664302 A2 (POHLIG GMBH) 2013年 11月 20日 (2013-11-20) 全文	1-10
A	US 4982611 A (WISCONSIN ALUMNI RES FOUND) 1991年 1月 08日 (1991-01-08) 全文	1-10
A	US 2012152017 A1 (ORTHOSENSOR) 2012年 6月 21日 (2012-06-21) 全文	1-10

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2014年 12月 16日	2015年 1月 05日

ISA/CN的名称和邮寄地址	受权官员
中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 中国 传真号 (86-10)62019451	田蕴青 电话号码 (86-10)62085631

表 PCT/ISA/210 (第2页) (2009年7月)

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2014/000477

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	102670208	A	2012年 9月 19日	CN	102670208	B	2014年 1月 29日
CN	101926722	A	2010年 12月 29日	CA	2696131	A1	2005年 3月 03日
				HK	1095509	A1	2011年 9月 30日
				US	7785279	B2	2010年 8月 31日
				US	8888722	B2	2014年 11月 18日
				CN	101926722	B	2012年 11月 21日
				WO	2005018525	A1	2005年 3月 03日
				EP	1661543	A1	2006年 5月 31日
				US	8622938	B2	2014年 1月 07日
				US	2006211956	A1	2006年 9月 21日
				JP	4178186	B2	2008年 11月 12日
				US	2009319054	A1	2009年 12月 24日
				JP	2005095561	A	2005年 4月 14日
				EP	1661543	A4	2009年 7月 15日
				CA	2559856	A1	2005年 3月 03日
				US	2010280628	A1	2010年 11月 04日
				CA	2559856	C	2010年 9月 21日
				CA	2696131	C	2013年 3月 05日
CN	101836909	A	2010年 9月 22日	CN	101836909	B	2012年 5月 23日
EP	2664302	A2	2013年 11月 20日	DE	102012009699	A1	2013年 11月 21日
US	4982611	A	1991年 1月 08日		无		
US	2012152017	A1	2012年 6月 21日	US	8701484	B2	2014年 4月 22日
				US	2014188007	A1	2014年 7月 03日