

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載
 【部門区分】第 1 部門第 2 区分
 【発行日】令和 3 年 8 月 19 日 (2021.8.19)

【公表番号】特表 2020-526314 (P2020-526314A)
 【公表日】令和 2 年 8 月 31 日 (2020.8.31)
 【年通号数】公開・登録公報 2020-035
 【出願番号】特願 2020-500806 (P2020-500806)
 【国際特許分類】

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

【F I】

A 6 1 N 5/10 S

A 6 1 N 5/10 H

【手続補正書】

【提出日】令和 3 年 7 月 9 日 (2021.7.9)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線療法システムであって、

着目 P E T 集中領域に向かって 1 つまたは複数の放射線パルスを指向するように構成される放射線源と、

複数の P E T 検出器であって、陽電子消滅光子を検出するように構成される複数の P E T 検出器と、

前記複数の P E T 検出器のバイアス電流を測定するように構成される電流検出器と、

前記複数の P E T 検出器から光子データ出力を受信するように構成されるコントローラであって、治療セッション中に前記測定されたバイアス電流に基づいて計算される利得係数を使用して前記光子データ出力を調節することによって、一対の一致陽電子消滅光子を検出するように構成されるコントローラと

を備える、システム。

【請求項 2】

前記コントローラは、前記バイアス電流が閾値バイアス電流値を超えるとときに前記利得係数を調節するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記利得係数は、前記測定されたバイアス電流と前記光子データ出力中の前記陽電子消滅光子の検出の光電ピークシフトの規模との間の比である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記光子データ出力を調節することは、前記光子データ出力を前記利得係数で乗算すること、または前記利得係数によって前記光子データ出力を直線的にシフトさせることを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記コントローラは、閾値数の放射線パルスが前記着目 P E T 集中領域に向かって指向された後に前記利得係数を調節するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記閾値数の放射線パルスは、約 1 , 0 0 0 回の放射線パルスである、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記利得係数は、第 1 の利得係数であり、前記閾値数の放射線パルスは、第 1 の閾値数の放射線パルスであり、前記コントローラは、第 2 の閾値数の放射線パルスが前記着目領域に向かって指向された後に、前記第 1 の利得係数を第 2 の利得係数に調節するように構成される、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記第 2 の利得係数は、前記第 1 の利得係数を上回り、前記第 2 の閾値数の放射線パルスは、前記第 1 の閾値数の放射線パルスよりも多い、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記コントローラは、前記複数の P E T 検出器からの前記光子データ出力に基づいて、消滅光子の光電ピーク場所を計算するように、かつ基準レベルからの前記光電ピーク場所のシフトに基づいて、前記利得係数を調節するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記コントローラは、前記複数の P E T 検出器のうちの 1 つまたは複数の P E T 検出器の暗カウント率が閾値暗カウント率を超えるとときに、前記利得係数を調節するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記閾値暗カウント率は、約 3 M c p s ~ 約 10 M c p s である、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記閾値バイアス電流値は、約 0 . 1 m A ~ 約 1 m A である、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記コントローラは、前記放射線源から放出される放射線の量が閾値放射線レベルを超えるとときに前記利得係数を調節するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記閾値放射線レベルは、約 0 . 1 c G y / m i n ~ 約 1 c G y / m i n である、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記コントローラはさらに、信号プロセッサと、P E T 検出器出力信号を前記信号プロセッサに選択的に通信するように構成されるスイッチとを備え、前記スイッチは、各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成され、前記所定の期間对各放射線パルスの持続時間の比は、約 25 : 1 ~ 約 100 : 1 である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記コントローラは、各放射線パルスの持続時間および各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成される、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記コントローラは、ゲート信号に基づいて、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成される、請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記ゲート信号は、前記コントローラに、各放射線パルス後に 100 μ s 以上の間、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断させる、請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記ゲート信号は、前記コントローラに、各放射線パルス後に 200 μ s 以上の間、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断させる、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記コントローラは、前記放射線パルスのタイミングスケジュールに少なくとも部分的に基づいて、前記利得係数を調節するように構成される、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 21】

一致陽電子消滅光子を検出するために P E T 検出器利得係数を自動的に調節するための方法であって、

放射線源がアクティブ化されている間、治療セッション中に 2 つ以上の P E T 検出器のバイアス電流を測定することと、

前記測定されたバイアス電流に基づいて利得係数を計算することと、

前記計算された利得係数によって前記 2 つ以上の P E T 検出器からの光子データ出力を調節することによって、一对の一致陽電子消滅光子を検出することと

を含む、方法。

【請求項 22】

前記測定されたバイアス電流が閾値バイアス電流値を満たすか、または前記閾値バイアス電流値を超えるかどうかを決定することと、前記測定されたバイアス電流が前記閾値バイアス電流値を満たすか、または前記閾値バイアス電流値を超える場合、前記利得係数を計算することとをさらに含む、請求項 21 に記載の方法。

【請求項 23】

前記利得係数を計算することは、前記測定されたバイアス電流と前記光子データ出力中の前記一致陽電子消滅光子の検出の光電ピークシフトの規模との間の比を計算することを含む、請求項 21 に記載の方法。

【請求項 24】

前記光子データ出力を調節することは、前記光子データ出力を前記利得係数で乗算すること、または前記利得係数によって前記光子データ出力を直線的にシフトさせることを含む、請求項 21 に記載の方法。

【請求項 25】

前記アクティブ化された放射線源が閾値数の放射線パルスを着目領域に向かって印加したかどうかを決定することと、放射線パルス数が前記閾値数を満たすか、または前記閾値数を超える場合、前記利得係数を計算することとをさらに含む、請求項 21 に記載の方法。

【請求項 26】

前記閾値数の放射線パルスは、約 1 , 0 0 0 回の放射線パルスである、請求項 25 に記載の方法。

【請求項 27】

前記利得係数は、第 1 の利得係数であり、前記測定されたバイアス電流は、第 1 のバイアス電流値であり、前記閾値バイアス電流値は、第 1 の閾値バイアス電流値であり、前記方法は、第 2 のバイアス電流値を測定することと、前記第 2 のバイアス電流値が第 2 の閾値バイアス電流値を満たすか、または前記第 2 の閾値バイアス電流値を超えるかどうかを決定することと、前記第 2 のバイアス電流値が前記第 2 の閾値バイアス電流値を満たすか、または前記第 2 の閾値バイアス電流値を超える場合、前記第 2 のバイアス電流値に基づいて第 2 の利得係数を計算することとをさらに含む、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 28】

前記第 2 の利得係数は、前記第 1 の利得係数を上回り、前記第 2 の閾値バイアス電流値は、前記第 1 の閾値バイアス電流値よりも高い、請求項 27 に記載の方法。

【請求項 29】

前記 2 つ以上の P E T 検出器からの前記光子データ出力に基づいて、陽電子消滅光子の光電ピーク場所を計算することとをさらに含み、前記利得係数は、基準レベルからの前記光電ピーク場所のシフトに基づいて計算される、請求項 21 に記載の方法。

【請求項 30】

前記 2 つ以上の P E T 検出器の前記暗カウント率が閾値暗カウント率を満たすか、また

は前記閾値暗カウント率を超えるかどうかを決定することと、前記暗カウント率が前記閾値暗カウント率を満たすか、または前記閾値暗カウント率を超える場合、前記利得係数を計算することとをさらに含む、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 3 1】

前記閾値暗カウント率は、約 3 M c p s ~ 約 1 0 M c p s である、請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 2】

前記閾値バイアス電流値は、約 0 . 1 m A ~ 約 1 m A である、請求項 2 2 に記載の方法。

【請求項 3 3】

前記アクティブ化された放射線源から放出される放射線の量が閾値放射線レベルを満たすか、または前記閾値放射線レベルを超えるかどうかを決定することと、前記放出される放射線の量が前記閾値放射線レベルを満たすか、または前記閾値放射線レベルを超える場合、前記利得係数を計算することとをさらに含む、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 3 4】

前記閾値放射線レベルは、約 0 . 1 c G y / m i n ~ 約 1 c G y / m i n である、請求項 3 3 に記載の方法。

【請求項 3 5】

前記利得係数を計算することは、前記アクティブ化された放射線源によって放出される前記放射線パルスのタイミングスケジュールに少なくとも部分的に基づいている、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 3 6】

前記一致の一致光子消滅対は、前記放射線源が放射線パルスを放出した 1 0 0 μ s 以上後に発生する、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 3 7】

放射線療法システムであって、
着目 P E T 集中領域に向かって 1 つまたは複数の放射線パルスを指向するように構成される放射線源であって、各放射線パルスは、所定のパルス持続時間を有する、放射線源と、
一致時間窓内に検出器の一部に入射し、一致トリガ閾値を超える検出器信号を生成する一致の陽電子消滅光子を検出することによって、陽電子放出経路を検出するように構成される複数の P E T 検出器と、
前記複数の P E T 検出器と通信するコントローラであって、治療セッション中に前記一致トリガ閾値を調節するように構成されるコントローラと
を備える、システム。

【請求項 3 8】

前記コントローラは、閾値数の放射線パルスが前記着目領域に向かって指向された後に前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、請求項 3 7 に記載のシステム。

【請求項 3 9】

前記閾値数の放射線パルスは、約 1 , 0 0 0 回の放射線パルスである、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 0】

前記一致トリガ閾値は、約 2 つの光子トリガ ~ 約 5 つの光子トリガである、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 1】

前記一致トリガ閾値は、第 1 の一致トリガ閾値であり、前記閾値数の放射線パルスは、第 1 の閾値数の放射線パルスであり、前記コントローラは、第 2 の閾値数の放射線パルスが前記着目領域に向かって指向された後に、前記第 1 の一致トリガ閾値を第 2 の一致トリガ閾値に調節するように構成される、請求項 4 0 に記載のシステム。

【請求項 4 2】

前記第 2 の一致トリガ閾値は、前記第 1 の一致トリガ閾値を上回り、前記第 2 の閾値数の放射線パルスは、前記第 1 の閾値数の放射線パルスよりも多い、請求項 4 1 に記載のシステム。

【請求項 4 3】

前記第 2 の一致トリガ閾値は、約 4 つの光子トリガ～約 6 つの光子トリガであり、前記第 2 の閾値数の放射線パルスは、約 2 , 0 0 0 である、請求項 4 2 に記載のシステム。

【請求項 4 4】

前記第 2 の一致トリガ閾値は、前記第 1 の一致トリガ閾値未満であり、前記第 2 の閾値数の放射線パルスは、前記第 1 の閾値数の放射線パルスよりも多い、請求項 4 3 に記載のシステム。

【請求項 4 5】

前記コントローラは、基準から 1 0 % よりも大きいタイミングの変化に基づいて、前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、請求項 3 7 に記載のシステム。

【請求項 4 6】

前記コントローラは、前記複数の P E T 検出器のうちの 1 つまたは複数の P E T 検出器の暗カウント率が閾値暗カウント率を超えるとときに、前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、請求項 3 7 に記載のシステム。

【請求項 4 7】

前記閾値暗カウント率は、約 3 M c p s ～約 1 0 M c p s である、請求項 4 6 に記載のシステム。

【請求項 4 8】

前記コントローラはさらに、前記複数の P E T 検出器のうちの 1 つまたは複数の P E T 検出器のバイアス電流を測定するように構成される電流検出器を備え、前記コントローラは、前記バイアス電流が閾値バイアス電流値を超えるとときに前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、請求項 3 7 に記載のシステム。

【請求項 4 9】

前記閾値バイアス電流値は、約 0 . 1 m A ～約 1 m A である、請求項 4 8 に記載のシステム。

【請求項 5 0】

前記コントローラは、前記放射線源から放出される放射線の量が閾値放射線レベルを超えるとときに前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、請求項 3 7 に記載のシステム。

【請求項 5 1】

前記閾値放射線レベルは、約 0 . 1 c G y / m i n ～約 1 c G y / m i n である、請求項 5 0 に記載のシステム。

【請求項 5 2】

前記コントローラはさらに、信号プロセッサと、P E T 検出器出力信号を前記信号プロセッサに選択的に通信するように構成されるスイッチとを備え、前記スイッチは、各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成され、前記所定の期間对各放射線パルスの持続時間の比は、約 2 5 : 1 ～約 1 0 0 : 1 である、請求項 3 7 に記載のシステム。

【請求項 5 3】

前記コントローラは、各放射線パルスの持続時間および各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成される、請求項 5 2 に記載のシステム。

【請求項 5 4】

前記コントローラは、ゲート信号に基づいて、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成される、請求項 5 3 に記載のシステム。

【請求項 5 5】

前記ゲート信号は、前記コントローラに、各放射線パルス後に少なくとも 1 0 0 μ s の

間、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断させる、請求項 5 4 に記載のシステム。

【請求項 5 6】

前記ゲート信号は、前記コントローラに、各放射線パルス後に少なくとも $200\ \mu\text{s}$ の間、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断させる、請求項 5 5 に記載のシステム。

【請求項 5 7】

前記コントローラは、前記放射線パルスのタイミングスケジュールに少なくとも部分的に基づいて、前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 5 8】

P E T 検出器の一致トリガ閾値を自動的に調節するための方法であって、
一致トリガ閾値を有する 2 つ以上の P E T 検出器を備える放射線療法システムの特性を測定することと、

前記測定された特性がその特性の所定の閾値を超えるかどうかを決定することと、

前記測定された特性がその特性の前記閾値を超えるかどうかの決定に基づいて、前記一致トリガ閾値を調節することと

を含む、方法。

【請求項 5 9】

前記一致トリガ閾値を調節することは、前記測定された特性がその特性の前記所定の閾値を超える場合に前記一致トリガ閾値を増加させること、または前記測定された特性がその特性の前記所定の閾値以下である場合に前記一致トリガ閾値を減少させることを含む、請求項 5 8 に記載の方法。

【請求項 6 0】

前記測定された特性は、前記 2 つ以上の P E T 検出器の暗カウント率であり、前記所定の閾値は、暗カウント率閾値である、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 1】

前記測定された特性は、前記 2 つ以上の P E T 検出器のバイアス電流であり、前記所定の閾値は、バイアス電流閾値である、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 2】

前記放射線療法システムは、温度センサを備え、前記測定された特性は、温度であり、前記所定の閾値は、温度閾値である、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 3】

前記放射線療法システムは、パルスカウンタを有する放射線源を備え、前記測定された特性は、前記パルスカウンタから測定されるパルスカウントであり、前記所定の閾値は、パルスカウント閾値である、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 4】

前記放射線療法システムは、放射線源と、コリメータとを備え、前記放射線源および前記コリメータは、所定のタイミング公差とともに動作するように構成され、前記測定された特性は、前記所定のタイミング公差からの偏差の量であり、前記所定の閾値は、タイミング偏差閾値である、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 5】

陽電子消滅放出経路を検出するためのシステムであって、

1 つまたは複数の放射線ビームパルスを標的領域に指向するように構成される放射線源であって、前記標的領域は、P E T 集中的である、放射線源と、

第 1 の一対の陽電子消滅光子によって画定される第 1 の陽電子放出経路を検出するように構成される複数の P E T 検出器であって、前記第 1 の一対の陽電子消滅光子は、時間窓内に前記複数の P E T 検出器の一部に入射し、第 1 の一致トリガ閾値を超える検出器信号を生成する、複数の P E T 検出器と、

前記第 1 の一致トリガ閾値を第 2 の一致トリガ閾値に調節するように構成されるコント

ローラとを備え、

前記複数の P E T 検出器は、第 2 の一対の陽電子消滅光子によって画定される第 2 の陽電子放出経路を検出するようにさらに構成され、前記第 2 の一対の陽電子消滅光子は、前記時間窓内に前記複数の P E T 検出器の一部に入射し、前記第 2 の一致トリガ閾値を超える検出器信号を生成する、システム。

【請求項 6 6】

前記第 1 の一致トリガ閾値は、所定数の放射線ビームパルスが前記標的領域に指向された後に第 2 の一致トリガ閾値に調節される、請求項 6 5 に記載の システム。

【請求項 6 7】

前記第 1 の一致トリガ閾値は、放射線パルスのタイミングスケジュールに少なくとも部分的に基づいて調節される、請求項 6 6 に記載の システム。

【請求項 6 8】

前記第 2 の一致トリガ閾値は、前記第 1 の一致トリガ閾値を上回る値を有する、請求項 6 6 に記載の システム。

【請求項 6 9】

前記第 2 の一致トリガ閾値は、約 4 つの光子トリガであり、前記第 1 の一致トリガ閾値は、約 2 つの光子トリガである、請求項 6 6 に記載の システム。

【請求項 7 0】

前記所定数の放射線パルスは、約 1 , 0 0 0 である、請求項 6 8 に記載の システム。

【請求項 7 1】

前記所定数の放射線パルスは、第 1 の所定数の放射線パルスであり、

前記コントローラは、第 2 の所定数の放射線パルスが前記標的領域に指向された後に、前記第 2 の一致トリガ閾値を第 3 の一致トリガ閾値に調節するように構成され、

前記複数の P E T 検出器は、第 3 の一対の陽電子消滅光子によって画定される第 3 の陽電子放出経路を検出するようにさらに構成され、第 3 の一対の陽電子消滅光子は、前記時間窓内に前記複数の P E T 検出器の一部に入射し、前記第 3 の一致トリガ閾値を超える検出器信号を生成する第 3 の一対の陽電子消滅光子によって画定される第 3 の陽電子放出経路を検出する、請求項 6 6 に記載の システム。

【請求項 7 2】

前記第 3 の一致トリガ閾値は、前記第 2 の一致トリガ閾値を上回り、前記第 2 の所定数の放射線パルスは、前記第 1 の所定数の放射線パルスよりも多い、請求項 7 1 に記載の システム。

【請求項 7 3】

前記第 3 の一致トリガ閾値は、約 4 つの光子トリガ～約 6 つの光子トリガであり、前記第 2 の所定数の放射線パルスは、約 2 , 0 0 0 である、請求項 7 2 に記載の システム。

【請求項 7 4】

前記放射線ビームパルスはそれぞれ、パルス幅を有し、前記複数の P E T 検出器は、前記コントローラと通信し、前記コントローラは、信号プロセッサと、スイッチとを備え、

前記スイッチは、各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記 P E T 検出器から前記信号プロセッサへのデータの通信を一時中断するように構成され、前記所定の期間対前記パルス幅の比は、約 2 5 : 1 ～約 1 0 0 : 1 である、請求項 6 5 に記載の システム。

【請求項 7 5】

前記データの通信を一時中断することは、ゲート信号に基づく、請求項 7 4 に記載の システム。

【請求項 7 6】

前記ゲート信号は、前記放射線パルス後に少なくとも 1 0 0 μ s の間、前記 P E T 検出器から前記信号プロセッサへのデータの通信の一時中断を引き起こす、請求項 7 5 に記載の システム。

【請求項 7 7】

前記ゲート信号は、各放射線パルス後に少なくとも200 μsの間、前記PET検出器から前記信号プロセッサへのデータの通信の一時中断を引き起こす、請求項76に記載のシステム。

【請求項78】

前記第1の一致トリガ閾値は、前記複数のPET検出器のうちの1つまたは複数のPET検出器の暗カウント率が閾値暗カウント率を超えるとときに、第2の一致トリガ閾値に調節される、請求項65に記載のシステム。

【請求項79】

前記閾値暗カウント率は、約3 Mcps～約10 Mcpsである、請求項78に記載のシステム。

【請求項80】

前記第1の一致トリガ閾値は、前記複数のPET検出器のうちの1つまたは複数のPET検出器のバイアス電流が閾値バイアス電流値を超えるとときに、第2の一致トリガ閾値に調節される、請求項65に記載のシステム。

【請求項81】

前記閾値バイアス電流値は、約0.1 mA～約1 mAである、請求項80に記載のシステム。

【請求項82】

前記第1の一致トリガ閾値は、前記放射線源から放出される放射線の量が閾値放射線レベルを超えるとときに、第2の一致トリガ閾値に調節される、請求項65に記載のシステム。

【請求項83】

前記閾値放射線レベルは、約0.1 cGy/min～約1 cGy/minである、請求項82に記載のシステム。

【請求項84】

放射線療法システムであって、

1つまたは複数の照射間隔中に着目PET集中領域に向かって1つまたは複数の放射線パルスを送達するように構成される放射線源と、

1つまたは複数の検出間隔中に前記着目PET集中領域によって放出される1つまたは複数の陽電子放出経路を検出するように構成される複数のPET検出器と、

前記複数のPET検出器の上を移動可能な放射線遮断フィルタであって、前記1つまたは複数の照射間隔中に前記複数のPET検出器の上に位置付けられ、前記1つまたは複数の検出間隔中に前記PET検出器から離れて位置付けられるように構成される放射線遮断フィルタと

を備える、システム。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

いくつかの変形例では、コントローラはさらに、信号プロセッサと、PET検出器出力信号を信号プロセッサに選択的に通信するように構成されるスイッチとを備えてもよい。スイッチは、各放射線パルス後の所定の期間にわたって信号プロセッサへのPET検出器出力信号の通信を一時中断するように構成されてもよく、所定の期間对各放射線パルスの持続時間の比は、約25:1～約100:1であってもよい。コントローラは、各放射線パルスの持続時間および各放射線パルス後の所定の期間にわたって信号プロセッサへのPET検出器出力信号の通信を一時中断するように構成されてもよい。例えば、コントローラは、ゲート信号に基づいて、信号プロセッサへのPET検出器出力信号の通信を一時中

断するように構成されてもよい。いくつかの変形例では、ゲート信号は、コントローラに、各放射線パルス後に100マイクロ秒またはそれを上回って信号プロセッサへのPET検出器出力信号の通信を一時中断させてもよく、例えば、ゲート信号は、コントローラに、各放射線パルス後に200マイクロ秒またはそれを上回って信号プロセッサへのPET検出器出力信号の通信を一時中断させてもよい。代替として、または加えて、コントローラは、放射線パルスのタイミングスケジュールに少なくとも部分的に基づいて、利得係数を調節するように構成されてもよい。

本発明は、例えば以下を提供する。

(項目1)

放射線療法システムであって、

着目PET集中領域に向かって1つまたは複数の放射線パルスを指向するように構成される放射線源と、

複数のPET検出器であって、陽電子消滅光子を検出するように構成される複数のPET検出器と、

前記複数のPET検出器のバイアス電流を測定するように構成される電流検出器と、

前記複数のPET検出器から光子データ出力を受信するように構成されるコントローラであって、治療セッション中に前記測定されたバイアス電流に基づいて計算される利得係数を使用して前記光子データ出力を調節することによって、一対の一致陽電子消滅光子を検出するように構成されるコントローラと

を備える、システム。

(項目2)

前記コントローラは、前記バイアス電流が閾値バイアス電流値を超えるとときに前記利得係数を調節するように構成される、項目1に記載のシステム。

(項目3)

前記利得係数は、前記測定されたバイアス電流と光子データ出力中の前記陽電子消滅光子の検出の光電ピークシフトの規模との間の比である、項目1に記載のシステム。

(項目4)

前記光子データ出力を調節することは、前記光子データ出力を前記利得係数で乗算すること、または前記利得係数によって前記光子データ出力を直線的にシフトさせることを含む、項目1に記載のシステム。

(項目5)

前記コントローラは、閾値数の放射線パルスが前記着目領域に向かって指向された後に前記利得係数を調節するように構成される、項目1に記載のシステム。

(項目6)

前記閾値数の放射線パルスは、約1,000回の放射線パルスである、項目5に記載のシステム。

(項目7)

前記利得係数は、第1の利得係数であり、前記閾値数の放射線パルスは、第1の閾値数の放射線パルスであり、前記コントローラは、第2の閾値数の放射線パルスが前記着目領域に向かって指向された後に、前記第1の利得係数を第2の利得係数に調節するように構成される、項目5に記載のシステム。

(項目8)

前記第2の利得係数は、前記第1の利得係数を上回り、前記第2の閾値数の放射線パルスは、前記第1の閾値数の放射線パルスよりも多い、項目7に記載のシステム。

(項目9)

前記コントローラは、前記複数のPET検出器からの前記光子データ出力に基づいて、消滅光子の光電ピーク場所を計算するように、かつ基準レベルからの前記光電ピーク場所のシフトに基づいて、前記利得係数を調節するように構成される、項目1に記載のシステム。

(項目10)

前記コントローラは、前記複数の P E T 検出器のうちの 1 つまたは複数の P E T 検出器の暗カウント率が閾値暗カウント率を超えるとときに、前記利得係数を調節するように構成される、項目 1 に記載のシステム。

(項目 1 1)

前記閾値暗カウント率は、約 3 M c p s ~ 約 1 0 M c p s である、項目 1 0 に記載のシステム。

(項目 1 2)

前記閾値バイアス電流値は、約 0 . 1 m A ~ 約 1 m A である、項目 2 に記載のシステム。

(項目 1 3)

前記コントローラは、前記放射線源から放出される放射線の量が閾値放射線レベルを超えるとときに前記利得係数を調節するように構成される、項目 1 に記載のシステム。

(項目 1 4)

前記閾値放射線レベルは、約 0 . 1 c G y / m i n ~ 約 1 c G y / m i n である、項目 1 3 に記載のシステム。

(項目 1 5)

前記コントローラはさらに、信号プロセッサと、P E T 検出器出力信号を前記信号プロセッサに選択的に通信するように構成されるスイッチとを備え、前記スイッチは、各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成され、前記所定の期間对各放射線パルスの持続時間の比は、約 2 5 : 1 ~ 約 1 0 0 : 1 である、項目 1 に記載のシステム。

(項目 1 6)

前記コントローラは、各放射線パルスの持続時間および各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成される、項目 1 5 に記載のシステム。

(項目 1 7)

前記コントローラは、ゲート信号に基づいて、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成される、項目 1 6 に記載のシステム。

(項目 1 8)

前記ゲート信号は、前記コントローラに、各放射線パルス後に 1 0 0 μ s 以上の間、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断させる、項目 1 7 に記載のシステム。

(項目 1 9)

前記ゲート信号は、前記コントローラに、各放射線パルス後に 2 0 0 μ s 以上の間、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断させる、項目 1 8 に記載のシステム。

(項目 2 0)

前記コントローラは、前記放射線パルスのタイミングスケジュールに少なくとも部分的に基づいて、前記利得係数を調節するように構成される、項目 5 に記載のシステム。

(項目 2 1)

放射線療法システムであって、

着目 P E T 集中領域に向かって 1 つまたは複数の放射線パルスを指向するように構成される放射線源であって、各放射線パルスは、所定のパルス持続時間を有する、放射線源と

と

一致時間窓内に検出器の一部に入射し、一致トリガ閾値を超える検出器信号を生成する一対の陽電子消滅光子を検出することによって、陽電子放出経路を検出するように構成される複数の P E T 検出器と、

前記複数の P E T 検出器と通信するコントローラであって、治療セッション中に前記一致トリガ閾値を調節するように構成されるコントローラと

を備える、システム。

(項目 2 2)

前記コントローラは、閾値数の放射線パルスが前記着目領域に向かって指向された後に前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、項目 2 1 に記載のシステム。

(項目 2 3)

前記閾値数の放射線パルスは、約 1 , 0 0 0 回の放射線パルスである、項目 2 2 に記載のシステム。

(項目 2 4)

前記一致トリガ閾値は、約 2 つの光子トリガ ~ 約 5 つの光子トリガである、項目 2 2 に記載のシステム。

(項目 2 5)

前記一致トリガ閾値は、第 1 の一致トリガ閾値であり、前記閾値数の放射線パルスは、第 1 の閾値数の放射線パルスであり、前記コントローラは、第 2 の閾値数の放射線パルスが前記着目領域に向かって指向された後に、前記第 1 の一致トリガ閾値を第 2 の一致トリガ閾値に調節するように構成される、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 2 6)

前記第 2 の一致トリガ閾値は、前記第 1 の一致トリガ閾値を上回り、前記第 2 の閾値数の放射線パルスは、前記第 1 の閾値数の放射線パルスよりも多い、項目 2 5 に記載のシステム。

(項目 2 7)

前記第 2 の一致トリガ閾値は、約 4 つの光子トリガ ~ 約 6 つの光子トリガであり、前記第 2 の閾値数の放射線パルスは、約 2 , 0 0 0 である、項目 2 6 に記載のシステム。

(項目 2 8)

前記第 2 の一致トリガ閾値は、前記第 1 の一致トリガ閾値未満であり、前記第 2 の閾値数の放射線パルスは、前記第 1 の閾値数の放射線パルスよりも多い、項目 2 7 に記載のシステム。

(項目 2 9)

前記コントローラは、基準から 1 0 % よりも大きいタイミングの変化に基づいて、前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、項目 2 1 に記載のシステム。

(項目 3 0)

前記コントローラは、前記複数の P E T 検出器のうちの 1 つまたは複数の P E T 検出器の暗カウント率が閾値暗カウント率を超えるとときに、前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、項目 2 1 に記載のシステム。

(項目 3 1)

前記閾値暗カウント率は、約 3 M c p s ~ 約 1 0 M c p s である、項目 3 0 に記載のシステム。

(項目 3 2)

前記コントローラはさらに、前記複数の P E T 検出器のうちの 1 つまたは複数の P E T 検出器のバイアス電流を測定するように構成される電流検出器を備え、前記コントローラは、前記バイアス電流が閾値バイアス電流値を超えるとときに前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、項目 1 1 に記載のシステム。

(項目 3 3)

前記閾値バイアス電流値は、約 0 . 1 m A ~ 約 1 m A である、項目 3 2 に記載のシステム。

(項目 3 4)

前記コントローラは、前記放射線源から放出される放射線の量が閾値放射線レベルを超えるとときに前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、項目 2 1 に記載のシステム。

(項目 3 5)

前記閾値放射線レベルは、約 0 . 1 c G y / m i n ~ 約 1 c G y / m i n である、項目 3 4 に記載のシステム。

(項目 3 6)

前記コントローラはさらに、信号プロセッサと、P E T 検出器出力信号を前記信号プロセッサに選択的に通信するように構成されるスイッチとを備え、前記スイッチは、各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成され、前記所定の期間对各放射線パルスの持続時間の比は、約 2 5 : 1 ~ 約 1 0 0 : 1 である、項目 2 1 に記載のシステム。

(項目 3 7)

前記コントローラは、各放射線パルスの持続時間および各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成される、項目 3 6 に記載のシステム。

(項目 3 8)

前記コントローラは、ゲート信号に基づいて、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断するように構成される、項目 3 7 に記載のシステム。

(項目 3 9)

前記ゲート信号は、前記コントローラに、各放射線パルス後に少なくとも $100\ \mu\text{s}$ の間、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断させる、項目 3 8 に記載のシステム。

(項目 4 0)

前記ゲート信号は、前記コントローラに、各放射線パルス後に少なくとも $200\ \mu\text{s}$ の間、前記信号プロセッサへの前記 P E T 検出器出力信号の通信を一時中断させる、項目 3 9 に記載のシステム。

(項目 4 1)

前記コントローラは、前記放射線パルスのタイミングスケジュールに少なくとも部分的に基づいて、前記一致トリガ閾値を調節するように構成される、項目 2 2 に記載のシステム。

(項目 4 2)

P E T 検出器の一致トリガ閾値を自動的に調節するための方法であって、
一致トリガ閾値を有する 2 つ以上の P E T 検出器を備える放射線療法システムの特性を測定することと、
前記測定された特性がその特性の所定の閾値を超えるかどうかを決定することと、
前記測定された特性がその特性の前記閾値を超えるかどうかの決定に基づいて、前記一致トリガ閾値を調節することと
を含む、方法。

(項目 4 3)

前記一致トリガ閾値を調節することは、前記測定された特性がその特性の前記所定の閾値を超える場合に前記一致トリガ閾値を増加させること、または前記測定された特性がその特性の前記所定の閾値以下である場合に前記一致トリガ閾値を減少させることを含む、項目 4 2 に記載の方法。

(項目 4 4)

前記測定された特性は、前記 2 つ以上の P E T 検出器の暗カウント率であり、前記所定の閾値は、暗カウント率閾値である、項目 4 3 に記載の方法。

(項目 4 5)

前記測定された特性は、前記 2 つ以上の P E T 検出器のバイアス電流であり、前記所定の閾値は、バイアス電流閾値である、項目 4 3 に記載の方法。

(項目 4 6)

前記放射線療法システムは、温度センサを備え、前記測定された特性は、温度であり、前記所定の閾値は、温度閾値である、項目 4 3 に記載の方法。

(項目 4 7)

前記放射線療法システムは、パルスカウンタを有する放射線源を備え、前記測定された特性は、前記パルスカウンタから測定されるパルスカウントであり、前記所定の閾値は、

パルスカウント閾値である、項目 4 3 に記載の方法。

(項目 4 8)

前記放射線療法システムは、放射線源と、コリメータとを備え、前記放射線源および前記コリメータは、所定のタイミング公差とともに動作するように構成され、前記測定された特性は、前記所定のタイミング公差からの偏差の量であり、前記所定の閾値は、タイミング偏差閾値である、項目 4 3 に記載の方法。

(項目 4 9)

陽電子消滅放出経路を検出するための方法であって、

1 つまたは複数の放射線ビームパルスを標的領域に指向することであって、前記標的領域は、PET 集中的である、ことと、

時間窓内に複数の PET 検出器の一部に入射し、第 1 の一致トリガ閾値を超える検出器信号を生成する第 1 の一対の陽電子消滅光子によって画定される第 1 の陽電子放出経路を検出することと、

前記第 1 の一致トリガ閾値を第 2 の一致トリガ閾値に調節することと、

前記時間窓内に前記複数の PET 検出器の一部に入射し、前記第 2 の一致トリガ閾値を超える検出器信号を生成する第 2 の一対の陽電子消滅光子によって画定される第 2 の陽電子放出経路を検出すること

を含む、方法。

(項目 5 0)

前記第 1 の一致トリガ閾値は、所定数の放射線ビームパルスが前記標的領域に指向された後に第 2 の一致トリガ閾値に調節される、項目 4 9 に記載の方法。

(項目 5 1)

前記第 1 の一致トリガ閾値を調節することは、放射線パルスのタイミングスケジュールに少なくとも部分的に基づく、項目 5 0 に記載の方法。

(項目 5 2)

前記第 2 の一致トリガ閾値は、前記第 1 の一致トリガ閾値を上回る値を有する、項目 5 0 に記載の方法。

(項目 5 3)

前記第 2 の一致トリガ閾値は、約 4 つの光子トリガであり、前記第 1 の一致トリガ閾値は、約 2 つの光子トリガである、項目 5 0 に記載の方法。

(項目 5 4)

前記所定数の放射線パルスは、約 1 , 0 0 0 である、項目 5 2 に記載の方法。

(項目 5 5)

前記所定数の放射線パルスは、第 1 の所定数の放射線パルスであり、前記方法はさらに、

第 2 の所定数の放射線パルスが前記標的領域に指向された後に、前記第 2 の一致トリガ閾値を第 3 の一致トリガ閾値に調節することと、

前記時間窓内に前記複数の PET 検出器の一部に入射し、前記第 3 の一致トリガ閾値を超える検出器信号を生成する第 3 の一対の陽電子消滅光子によって画定される第 3 の陽電子放出経路を検出すること

を含む、項目 5 0 に記載の方法。

(項目 5 6)

前記第 3 の一致トリガ閾値は、前記第 2 の一致トリガ閾値を上回り、前記第 2 の所定数の放射線パルスは、前記第 1 の所定数の放射線パルスよりも多い、項目 5 5 に記載の方法。

(項目 5 7)

前記第 3 の一致トリガ閾値は、約 4 つの光子トリガ～約 6 つの光子トリガであり、前記第 2 の所定数の放射線パルスは、約 2 , 0 0 0 である、項目 5 6 に記載の方法。

(項目 5 8)

前記放射線ビームパルスはそれぞれ、パルス幅を有し、前記複数の PET 検出器は、信

号プロセッサを備えるコントローラと通信し、前記方法はさらに、

各放射線パルス後の所定の期間にわたって前記PET検出器から前記信号プロセッサへのデータの通信を一時中断することであって、前記所定の期間対前記パルス幅の比は、約25:1～約100:1である、こと

を含む、項目49に記載の方法。

(項目59)

前記データの通信を一時中断することは、ゲート信号に基づく、項目58に記載の方法。

(項目60)

前記ゲート信号は、前記放射線パルス後に少なくとも100 μ sの間、前記PET検出器から前記信号プロセッサへのデータの通信の一時中断を引き起こす、項目59に記載の方法。

(項目61)

前記ゲート信号は、各放射線パルス後に200 μ sの間、前記PET検出器から前記信号プロセッサへのデータの通信の一時中断を引き起こす、項目60に記載の方法。

(項目62)

前記第1の一致トリガ閾値は、前記複数のPET検出器のうちの1つまたは複数のPET検出器の暗カウント率が閾値暗カウント率を超えるとときに、第2の一致トリガ閾値に調節される、項目49に記載の方法。

(項目63)

前記閾値暗カウント率は、約3Mcps～約10Mcpsである、項目62に記載の方法。

(項目64)

前記第1の一致トリガ閾値は、前記複数のPET検出器のうちの1つまたは複数のPET検出器のバイアス電流が閾値バイアス電流値を超えるとときに、第2の一致トリガ閾値に調節される、項目49に記載の方法。

(項目65)

前記閾値バイアス電流値は、約0.1mA～約1mAである、項目64に記載の方法。

(項目66)

前記第1の一致トリガ閾値は、前記放射線源から放出される放射線の量が閾値放射線レベルを超えるとときに、第2の一致トリガ閾値に調節される、項目49に記載の方法。

(項目67)

前記閾値放射線レベルは、約0.1cGy/min～約1cGy/minである、項目66に記載の方法。

(項目68)

放射線療法システムであって、

1つまたは複数の照射間隔中に着目PET集中領域に向かって1つまたは複数の放射線パルスを送達するように構成される放射線源と、

1つまたは複数の検出間隔中に前記着目PET集中領域によって放出される1つまたは複数の陽電子放出経路を検出するように構成される複数のPET検出器と、

前記複数のPET検出器の上を移動可能な放射線遮断フィルタであって、前記1つまたは複数の照射間隔中に前記複数のPET検出器の上に位置付けられ、前記1つまたは複数の検出間隔中に前記PET検出器から離れて位置付けられるように構成される放射線遮断フィルタと

を備える、システム